

Universidade Federal do Rio de Janeiro

REDUÇÃO DO ELETROENCEFALOGRAMA DURANTE MONITORIZAÇÃO  
CONTÍNUA DE PACIENTE CRÍTICO

Talita Endriely Batista dos Santos

2017



## REDUÇÃO DO ELETROENCEFALOGRAMA DURANTE MONITORIZAÇÃO CONTÍNUA DE PACIENTE CRÍTICO

Talita Endriely Batista dos Santos

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Maurício Cagy

Rio de Janeiro

Março de 2017

REDUÇÃO DO ELETROENCEFALOGRAMA DURANTE MONITORIZAÇÃO  
CONTÍNUA DE PACIENTE CRÍTICO

Talita Endriely Batista dos Santos

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA  
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE  
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE  
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

---

Prof. Maurício Cagy, D.Sc.

---

Prof. Carlos Julio Tierra-Criollo, D.Sc.

---

Prof. Eduardo Jorge Custódio da Silva, D.Sc.

---

Prof. Paulo José Guimarães da Silva, D.Sc.

---

Prof. Soniza Vieira Alves-Leon, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2017

Santos, Talita Endriely Batista dos

Redução do Eletroencefalograma durante monitorização contínua de paciente crítico / Talita Endriely Batista dos Santos – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2017.

XIII, 141 p. : il.; 29,7 cm.

Orientador: Maurício Cagy

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Biomédica, 2017.

Referências Bibliográficas: p.126-131.

1. HaEEG 2. aEEG 3. Monitorização contínua 4. Transformada de Hilbert 5. Redução de dados. I. Cagy, Maurício. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.



## **DEDICATÓRIA**

Ao professor Antonio Fernando Catelli Infantsi (*in memoriam*), um dos fundadores do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE-UFRJ, e, quem, juntamente com o professor Maurício Cagy, contribuiu, incontestavelmente, e em demasia, na orientação desta pesquisa. Tanto como excelente e passional profissional, repleto de conhecimento, dedicação e empenho, quanto como amigo.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, Quem torna tudo possível, abençoando, guiando e iluminando cada passo.

À minha família e amigos quem foram meu apoio durante toda e/ou parte desta caminhada.

Aos novos amigos que puder conquistar ao longo deste mestrado.

Aos companheiros de mestrado, especialmente, do Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais (LAPIS), quem foram cruciais em todas as etapas, apoiando mutuamente todo tempo.

A todos os professores que contribuíram para a construção do conhecimento, em especial, à meu orientador e professor Maurício Cagy.

E, por fim, às agências de fomento, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), as quais tornaram possível a realização do curso de mestrado.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

## REDUÇÃO DO ELETROENCEFALOGRAMA DURANTE MONITORIZAÇÃO CONTÍNUA DE PACIENTE CRÍTICO

Talita Endriely Batista dos Santos

Março/2017

Orientador: Maurício Cagy

Programa: Engenharia Biomédica

Este estudo visou aplicar a Transformada de Hilbert na redução dos dados de EEG (Eletroencefalografia). O escopo deste estudo foi analisar as diferenças entre dois métodos de redução do EEG, *amplitude-integrated EEG* (aEEG) e Hilbert aEEG (HaEEG). A diferença está na obtenção do envelope do sinal, que é obtido empregando um filtro passa-baixas *Butterworth* de 5ª ordem, no aEEG, e a partir do módulo do sinal analítico obtido pela Transformada Discreta de Hilbert (TDH), no HaEEG. Objetivou-se investigar a aplicação da TDH para obter o envelope na redução do EEG; comparar diferentes parâmetros para obtenção do envelope utilizando o filtro *Butterworth*; analisar e comparar os envelopes *Butterworth* e de Hilbert; e comparar a filtragem do sinal do HaEEG entre 2 e 15 Hz e entre 1 e 70 Hz. A metodologia consistiu em avaliar a ordem do filtro *Butterworth* e o parâmetro de escalonamento para o aEEG por meio de um sinal conhecido, comparar visualmente aEEG e HaEEG na mesma faixa de frequência (2-15 Hz) e comparar HaEEG nas faixas de frequência 2-15 Hz e 1-70 Hz. Foi realizada uma comparação entre os trechos de 15 s do sinal cru, sinal filtrado 2-15 Hz e também 1-70 Hz, e entre os respectivos envelopes do aEEG e do HaEEG. Concluiu-se que a Transformada de Hilbert é um método eficaz para reduzir sinais de EEG. O envelope do aEEG é melhor obtido por meio do filtro *Butterworth* de 2ª ordem utilizando Lei Quadrática e Sem Ganho. O envelope de Hilbert assemelha-se ao sinal original e destaca melhor os trechos de crise da atividade de fundo comparado ao *Butterworth*. A faixa de frequência 2-15 Hz pode omitir características epilépticas.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

REDUCTION OF THE ELECTROENCEPHALOGRAM DURING CONTINUOUS  
MONITORING OF CRITICAL PATIENT

Talita Endriely Batista dos Santos

March/2017

Advisors: Maurício Cagy

Department: Biomedical Engineering

This work aimed to apply the Hilbert Transform to the Electroencephalogram (EEG) data reduction. The scope of this work was to analyze differences between two EEG reduction methods, *amplitude-integrated EEG* (aEEG) and Hilbert aEEG (HaEEG). The main difference is in the signal envelope obtention: the aEEG uses a 5<sup>th</sup>-order Butterworth lowpass filter, and the HaEEG uses the analytical signal module of Discrete Hilbert Transform (DHT). One aimed at investigating the use of DHT to obtain the envelope in EEG reduction; to compare different parameters to obtaining the envelope using the Butterworth filter; to analyze and to compare the Butterworth and Hilbert envelopes; and to compare the filtering of HaEEG signal within the band 2-15 Hz and within 1 and 70 Hz. The methodology consisted of evaluating the Butterworth filter order and the scaling parameter for the aEEG by means of a known signal, to visually compare aEEG and HaEEG in the same frequency range (2 to 15 Hz) and to compare HaEEG in frequency ranges 2 to 15 Hz and 1 to 70 Hz. One fulfilled the comparison between segments of 15 s of raw signal, 2-15 Hz and 1-70 Hz filtered signal, and between the respective envelopes, of the aEEG and HaEEG. In conclusion the Hilbert Transform is an effective method to reduce EEG signals. The aEEG envelope is better obtained by means of 2<sup>nd</sup> order Butterworth using Square Law and No Gain. Hilbert envelope resembles the original signal and highlights better the seizure segments in relation to background activity compared to Butterworth. The frequency range within 2-15 Hz can omit epileptic characteristics.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE ABREVIATURAS.....</b>	<b>XII</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 ESTADO DA ARTE .....	2
1.2 JUSTIFICATIVAS .....	3
<b>2 OBJETIVOS .....</b>	<b>5</b>
2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	5
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>6</b>
3.1 SISTEMA NERVOSO CENTRAL.....	6
3.2 HISTÓRIA DO EEG .....	8
3.3 ELETROENCEFALOGRAMA (EEG).....	9
<b>3.3.1 Ondas cerebrais .....</b>	<b>10</b>
3.3.1.1 Ondas <i>alfa</i> .....	12
3.3.1.2 Ritmo <i>mu</i> .....	13
3.3.1.3 Ondas <i>beta</i> .....	13
3.3.1.4 Ondas <i>teta</i> .....	14
3.3.1.5 Ondas <i>delta</i> .....	15
3.3.1.6 Ondas <i>gama</i> .....	15
3.4 UTILIDADE DO EEG EM DOENÇAS .....	16
<b>3.4.1 EEG em hipóxias e/ou isquemias cerebrais.....</b>	<b>17</b>
<b>3.4.2 EEG em diagnósticos de epilepsias .....</b>	<b>19</b>
<b>3.4.3 EEG em doenças cerebrais .....</b>	<b>22</b>
<b>3.4.4 EEG em suspeitas de morte cerebral .....</b>	<b>24</b>
3.5 CARACTERÍSTICAS DO EEG .....	25
3.6 REGISTRO DO EEG .....	25
<b>3.6.1 Nomenclatura padrão das posições dos eletrodos .....</b>	<b>26</b>
<b>3.6.2 Localização dos Eletrodos.....</b>	<b>27</b>
<b>3.6.3 Localização dos eletrodos utilizadas no aEEG.....</b>	<b>31</b>
<b>3.6.4 Montagens .....</b>	<b>32</b>
3.7 EXIBIÇÃO DOS DADOS .....	33
3.8 INFORMAÇÕES PARA O ARMAZENAMENTO .....	35

3.9	DESCRIÇÃO DOS ACHADOS DO EEG.....	36
3.10	CUSTO/EFETIVIDADE DA UTILIZAÇÃO DO EEG CONTÍNUO .....	36
3.11	MÉTODO DE AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO .....	37
<b>4</b>	<b>CARACTERÍSTICAS DE PROCESSAMENTO DOS SINAIS .....</b>	<b>38</b>
4.1	TAXA DE AMOSTRAGEM .....	38
4.2	MINIMIZAÇÃO DE RUÍDOS .....	38
<b>4.2.1</b>	<b>Ruídos da rede – 50 ou 60 Hz .....</b>	<b>38</b>
<b>4.2.2</b>	<b>Ruído térmico.....</b>	<b>39</b>
4.3	FILTRAGEM DO SINAL.....	39
<b>4.3.1</b>	<b>Filtro passa-altas.....</b>	<b>39</b>
<b>4.3.2</b>	<b>Filtro passa-baixas.....</b>	<b>40</b>
<b>4.3.3</b>	<b><i>Infinite Impulse Response (IIR)</i> .....</b>	<b>40</b>
<b>4.3.4</b>	<b><i>Finite Impulse Response (FIR)</i>.....</b>	<b>41</b>
4.4	SEGMENTAÇÃO DO SINAL .....	42
4.5	AMPLITUDE DO SINAL.....	43
<b>5</b>	<b>MONITORIZAÇÃO CONTÍNUA .....</b>	<b>44</b>
<b>6</b>	<b>MÉTODOS DE REDUÇÃO DOS DADOS.....</b>	<b>51</b>
6.1	MONITOR CONTÍNUO DE FUNÇÃO CEREBRAL DE 1969.....	51
6.2	<i>AMPLITUDE-INTEGRATED</i> EEG (AEEG): ALGORITMO DIGITAL .....	52
<b>6.2.1</b>	<b>Características do aEEG.....</b>	<b>52</b>
<b>6.2.2</b>	<b>Filtragem do sinal .....</b>	<b>53</b>
<b>6.2.3</b>	<b>Envelope do sinal .....</b>	<b>54</b>
6.2.3.1	Lei quadrática de detecção do envelope .....	54
<b>6.2.4</b>	<b>Redução do sinal .....</b>	<b>56</b>
6.3	HILBERT HAEED (HAEED).....	57
<b>6.3.1</b>	<b>Filtragem do Sinal .....</b>	<b>57</b>
<b>6.3.2</b>	<b>Envelope .....</b>	<b>57</b>
6.3.2.1	Transformada de Hilbert.....	57
6.3.2.2	Envelope de Hilbert.....	61
<b>6.3.3</b>	<b>Redução do sinal .....</b>	<b>62</b>
<b>7</b>	<b>ENERGIA E POTÊNCIA DO SINAL.....</b>	<b>63</b>

<b>8 MATERIAIS .....</b>	<b>64</b>
8.1 SINAIS DE EEG .....	64
<b>8.1.1 EEGs do PhysioNet.....</b>	<b>64</b>
<b>8.1.2 EEGs do BIOMED e do <i>Department of Clinical and Experimental Neurology</i></b> <b>.....</b>	<b>66</b>
<b>9 PRÉ-PROCESSAMENTO .....</b>	<b>68</b>
9.1 MINIMIZAÇÃO DE RUÍDOS .....	68
<b>9.1.1 Ruídos da rede e <i>aliasing</i>.....</b>	<b>68</b>
<b>9.1.2 Ruído térmico.....</b>	<b>71</b>
<b>10 PROCESSAMENTO DOS SINAIS .....</b>	<b>72</b>
10.1 FILTRAGEM DO SINAL.....	72
<b>10.1.1 Filtro de 2 a 15 Hz.....</b>	<b>72</b>
<b>10.1.2 Filtro de 1 a 70 Hz.....</b>	<b>72</b>
10.2 ENVELOPE DO SINAL .....	73
<b>10.2.1 Envelope do sinal para o aEEG.....</b>	<b>73</b>
10.2.1.1 <i>Butterworth</i> de 2ª ordem com $G = 2$ .....	73
10.2.1.2 <i>Butterworth</i> de 2ª ordem utilizando a LQ e sem ganho.....	74
<b>10.2.2 Envelope do sinal para o HaEEG.....</b>	<b>75</b>
<b>10.2.3 Redução do sinal .....</b>	<b>76</b>
10.3 AVALIAÇÃO DOS SINAIS.....	79
<b>11 RESULTADOS .....</b>	<b>80</b>
11.1 SIMULAÇÃO COM SOMA DE SENÓIDES .....	80
11.2 AVALIAÇÃO DOS DIFERENTES PARÂMETROS COM EEG REAL .....	87
11.3 AEEG E HAEEG COM PARÂMETROS DA LITERATURA.....	94
<b>11.3.1 aEEG (2-15 Hz) versus HaEEG (2-15 Hz).....</b>	<b>95</b>
<b>11.3.2 aEEG (2-15 Hz) versus HaEEG (2-15 Hz) e (1-70 Hz) .....</b>	<b>101</b>
11.4 COMPARAÇÃO COM OS MELHORES PARÂMETROS .....	105
<b>11.4.1 aEEG versus HaEEG (2-15 Hz).....</b>	<b>105</b>
11.4.1.1 Canal 09 (P3-O1) do caso “chb11_99” .....	106
11.4.1.2 Canal 16 (C4-P4) do caso “chb11_99” .....	110
<b>11.4.2 HaEEG (2-15 Hz) versus HaEEG (1-70 Hz).....</b>	<b>113</b>

<b>12 DISCUSSÃO .....</b>	<b>122</b>
<b>13 CONCLUSÃO.....</b>	<b>125</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>126</b>
<b>ANEXO A – MONTAGENS BIPOLAR LONGITUDINAL - 18 CANAIS .....</b>	<b>132</b>
<b>ANEXO B – MONTAGENS DOS SINAIS DE EEG PHYSIONET .....</b>	<b>135</b>
<b>ANEXO C – ARQUIVOS COM CRISE DE EPILEPSIA POR CASO .....</b>	<b>139</b>
<b>ANEXO D – OUTROS EXEMPLOS DE ESPECTRO DE FREQUÊNCIA .....</b>	<b>140</b>



## LISTA DE ABREVIATURAS

AAS-EEG	<i>Automatic Analysis of Segmented-EEG</i>
ACNS	<i>American Clinical Neurophysiology Society</i>
aEEG	<i>Amplitude-integrated EEG</i>
APD	Alterações Paroxísticas Despolarizantes
BS	<i>Burst Suppression</i>
cEEG	Monitorização contínua de EEG
CLV	<i>Continuous low voltage</i>
CNV	<i>Continuous normal voltage</i>
CNV-S	<i>Continuous normal voltage with cycling of sleep stages</i>
dB	Decibéis
DNV	<i>Discontinuous Normal Voltage</i>
EA	<i>Epileptic Activity</i>
ECG	Eletrocardiograma
ECI	<i>Electrocerebral Inactivity</i>
ECoG	Eletrocorticograma
ECS	<i>Electrocerebral Silence</i>
EDF	<i>European Data Format</i>
EEG	Eletroencefalograma
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FIR	<i>Finite Impulse Response</i>
Fp	Frequência de Passagem
Fs	Frequência de Amostragem
G	Ganho
IIR	<i>Infinite Impulse Response</i>
KUL	<i>Katholieke Universiteit Leuven</i>
LCD	<i>Liquid-Crystal Display</i>
LQ	Lei Quadrática
MLP	Perceptron Multicamadas
REM	<i>Rapid Eye Movement</i>
RNAs	Redes Neurais Artificiais
Rp	<i>Ripple</i> na banda passante

Rs	Atenuação da faixa de rejeição
SE	<i>Status Epilepticus</i>
SG	Sem Ganho
SIIM	Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas
SPS	Simpósio de Processamento de Sinais
TDH	Transformada Discreta de Hilbert
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
UTIN	Unidade de Terapia Intensiva Neonatal
$\omega_c$	Frequência normalizada da banda de corte
$\omega_p$	Frequência normalizada de banda de passagem

## 1 INTRODUÇÃO

O sinal elétrico cerebral medido na superfície do couro cabeludo, de forma não invasiva, é conhecido como Eletroencefalograma (EEG) (ARGOUD, 2001). O avanço da tecnologia empregada nos exames de EEG possibilitou aprimorar a coleta de sinais, tornando-os mais detalhados, seja no aumento da banda de frequências captadas e da taxa de amostragem, seja no aumento no número de canais.

Doenças cerebrais, na maioria das vezes, requerem um estudo mais prolongado do que exames de EEG de rotina (RIZZUTTI; MUSZKAT; CAMPOS, 2001), surgindo, assim, uma necessidade em monitorar a função cerebral continuamente durante o período de tratamento (ou internação), ou seja, uma monitorização prolongada. Segundo AHMED, TAFRESHI e LANGARI (2008), a Monitorização contínua de EEG (cEEG) em Unidade de Terapia Intensiva (UTI) permite avaliação ininterrupta da função cerebral de doentes críticos e pacientes em coma, e é, atualmente, utilizada em decisões tais como o uso de drogas antiepilépticas, necessidade de exames de neuroimagem imediatos e outras alterações de terapias. Porém, um dia inteiro (24h) de EEG (com 32 canais, 16 bits/amostra e taxa de amostragem 400 amostras/s) suscitaria aproximadamente 2 GiB (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011), ou ainda, de acordo com AGARWAL *et al.* (1998), 24 h de EEG com 16 canais seria equivalente a mais de 8.500 páginas de EEG convencional.

Esta exigência, adicionada à necessidade de longas sessões de medições do EEG e registros com elevada exatidão, são apontados por YLÖSTALO (1999) como obstáculos para utilização dos dados obtidos nestes exames médicos e para o uso em telemedicina. Portanto, torna-se necessária uma ferramenta que minimize a quantidade de dados sem que se percam informações importantes, justificando-se a existência de métodos de compressão (sem perda de dados) e/ou redução (com perda de dados) destes dados. Ou seja, a redução dos dados, especificamente do EEG, deve ser executada de modo que os próprios dados reduzidos contenham informações semelhantes aos dados originais (“crus”, não reduzidos) e que possibilitem uma análise e possivelmente um diagnóstico, ou, ao menos, um pré-diagnóstico.

## 1.1 ESTADO DA ARTE

Em 1969, MAYNARD, PRIOR e SCOTT (1969) implementaram um monitor de função cerebral com um único par de eletrodos, que foi utilizado para monitorar pacientes após sofrerem parada cardíaca ou overdose por barbitúricos. Atualmente, este traçado do EEG comprimido durante longos períodos de tempo é chamado de *amplitude-integrated EEG* (aEEG) (ZHANG; DING, 2013). Ao final do processamento, o sinal gerado fornece uma indicação da evolução da atividade cerebral, ou seja, se está aumentada, diminuída ou se mantém, facilitando as decisões sobre o tratamento (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969).

Em 1996, HOFFMAN *et al.* (1996) utilizaram a transformada de Hilbert para analisar sinais de crianças que sofriam de epilepsia benigna com picos centro-temporais, e evidenciou que o curso individual no tempo da Frequência Instantânea é uma eficiente ferramenta para caracterizar a morfologia dos picos, pois descreve as formas de onda dos picos, e que a Energia Instantânea é uma ferramenta eficiente para classificação topográfica de picos.

TER HORST *et al.* (2004) utilizaram o aEEG, como medida neuroprotetora, para reduzir os sinais de pacientes assistidos com monitorização contínua de EEG após asfixia perinatal e evidenciaram a necessidade de uma monitorização contínua de EEG, de um método de redução de dados eficaz, e, ainda, a importância de reconhecer os padrões apresentados para o método de redução. A importância da monitorização contínua é nitidamente ressaltada, pois os pacientes apresentaram padrões de EEG que evidenciam que a doença (neste caso, a asfixia perinatal) poderia resultar em dano cerebral mesmo em dias seguintes, e, ademais, é importante para diagnósticos de crises subclínicas como apresentados por alguns dos lactentes da pesquisa. A necessidade de compactação dos dados de EEG e do conhecimento de seus padrões torna-se evidente para a análise de grandes períodos de monitorização; neste caso, foram extremamente importantes, pois, após três dias de monitorização, um neonato ainda apresentou sinais de EEG relevantes no diagnóstico e no tratamento.

Há, também, um grande interesse no estudo de detecções automáticas de picos e características patológicas no EEG. A pesquisa de ARGOUD (2001) utilizou registros de EEG de pacientes internados na Clínica Neurológica do Instituto Neurológico de Montreal (MNI) com monitorização contínua, e utilizou a função *wavelet* Coiflet 1, pois esta oferece a maior correlação morfológica com as espículas epileptogênicas, e, ainda,

maior grau de compactação na decomposição. No entanto, NIEDERMEYER, SCHOMER e LOPES DA SILVA (2011) destacam que tais métodos de detecção automática ainda não são perfeitos e podem deixar de detectar crises verdadeiras ou detectá-las quando não houver de fato. Portanto, a Transformada de Hilbert talvez possa ser uma ferramenta que torne mais eficaz a detecção de aspectos patológicos no EEG.

DE MELO, CAGY e INFANTOSI (2014, 2016) visaram utilizar a Transformada Discreta de Hilbert (TDH) na redução dos dados de EEG, o HaEEG, em Unidade de Terapia Intensiva (UTI), com vistas a permitir: a utilização em monitorização contínua; o realce dos padrões de crises, as quais muitas vezes são subclínicas; e a transmissão dos dados de forma remota. Os resultados mostraram que a utilização de EEG multicanal permite uma nitidez maior, comparados com o uso de apenas P3-P4, de trechos de episódios de crises permitindo diferenciá-los de outros trechos que poderiam ser confundidos com crises (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014, 2016).

## 1.2 JUSTIFICATIVAS

A ponderação desses quesitos mencionados acima motiva este estudo sobre a aplicação da Transformada de Hilbert com propósito de reduzir os dados de EEG. Tais dados são obtidos por meio de monitores de função cerebral com aquisição de dados contínua, os quais visam avaliar a atividade cerebral em tratamentos de doenças tais como epilepsia, hipóxias e isquemias cerebrais, outras doenças cerebrais, traumas cranianos e estado comatoso.

Cientificamente, a justificativa deste trabalho baseia-se no próprio estudo e pesquisa de técnicas que possibilitem essa exigência de se manterem as principais características do EEG original ao final de uma redução.

A grande quantidade de dados de EEG “crus” de monitorizações prolongados torna a avaliação e revisão destes dados, por especialistas, uma tarefa difícil e cansativa, quiçá inviável. Por isso, do ponto de vista profissional, este estudo tende a facilitar a interpretação dos dados e localização de informações destacáveis, relacionadas às doenças de interesse no momento do tratamento, por exemplo, períodos de crises epiléticas.

No quesito social, este estudo aponta a necessidade de melhorias, ou facilidades, na utilização da tecnologia de monitorização de função cerebral, pois a minimização de dados, a facilidade de análise e a ênfase de informações importantes torna o diagnóstico

facilitado e mais ligeiro, conseqüentemente, exercendo influência direta sobre o prognóstico dos pacientes monitorizados, visto que contribui para um tratamento mais rápido, e, talvez, mais eficaz.

No quesito econômico, o maior número de pacientes com monitorização de função cerebral em UTI's, este estudo pode trazer impacto na diminuição de custos hospitalares em decorrência da maior agilidade e eficácia no tratamento, bem como da utilização de exame de característica não-invasiva.

## 2 OBJETIVOS

Investigar a aplicação da Transformada de Hilbert com vistas a redução dos dados de EEG (Eletroencefalografia) durante a monitorização contínua de função cerebral.

### 2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar os diferentes parâmetros do filtro *Butterworth* utilizado na etapa de obtenção do envelope do aEEG, e seleccionar o de melhor desempenho;
- Analisar os envelopes utilizados, *Butterworth* e de Hilbert, utilizados no aEEG e no HaEEG, respectivamente;
- Comparar os métodos de redução do EEG, aEEG e HaEEG, provendo continuidade à pesquisa de DE MELO, CAGY e INFANTOSI (2014, 2016);
- Comparar a filtragem do sinal utilizando as faixas de frequência entre 2 e 15 Hz e entre 1 e 70 Hz para o HaEEG; a primeira faixa de frequência é, atualmente, utilizada no método de redução do sinal do EEG precedente (aEEG), e a segunda é a frequência recomendada para utilização em EEG convencionais;

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

Primeiramente, segue uma breve revisão de literatura abordando questões relevantes para o entendimento e construção de uma linha de raciocínio voltada ao objetivo da pesquisa. Uma breve abordagem sobre o Sistema Nervoso Central é seguida por uma abordagem tanto das ondas cerebrais fisiológicas quanto ritmos especiais, com o intuito de detalhá-los e diferenciá-los.

As características e pontos relevantes do EEG são dispostos incluindo um pouco da origem (história), conceitos, características importantes, apontamento de informações indispensáveis sobre o registro do EEG, colocação (posições) dos eletrodos e ainda informações para o armazenamento dos dados.

A continuidade de informações que sobressaem na literatura segue com a exposição das possíveis utilizações do EEG descritos até o momento, tais como hipóxias e isquemias cerebrais, traumas cranianos, estados comatosos, outras doenças cerebrais e, inclusive, o principal emprego dessa tecnologia: epilepsias.

Posteriormente, a revisão segue em direção ao objetivo do trabalho, conceituando e caracterizando a monitorização contínua, e dispendo sobre alguns estudos realizados até o momento em relação a essa tecnologia.

Finalmente, a revisão de literatura finda-se com as definições e características dos métodos de redução do EEG disponíveis até o momento.

Também é realizada uma breve conceituação de energia e potência do sinal, o qual será um dos quesitos para análise dos parâmetros dos envelopes do sinal.

#### 3.1 SISTEMA NERVOSO CENTRAL

O sistema nervoso central, de acordo com GUYTON e HALL (2006), é composto de mais de cem bilhões de neurônios, no qual a informação aferente entra na célula em sua quase totalidade através de sinapses localizadas sobre os dendritos ou sobre o corpo celular neuronal, e o sinal eferente se propaga ao longo de axônio único, o qual, por sua vez, fornece várias ramificações para outras partes do cérebro, medula espinhal ou periferia corporal.

O cérebro humano, de acordo com BOR-SENG-SHU *et al.* (2012), representa apenas aproximadamente 2% do peso total do corpo, porém recebe uma parcela expressiva do débito cardíaco (aproximadamente 20%) e consome, em condições

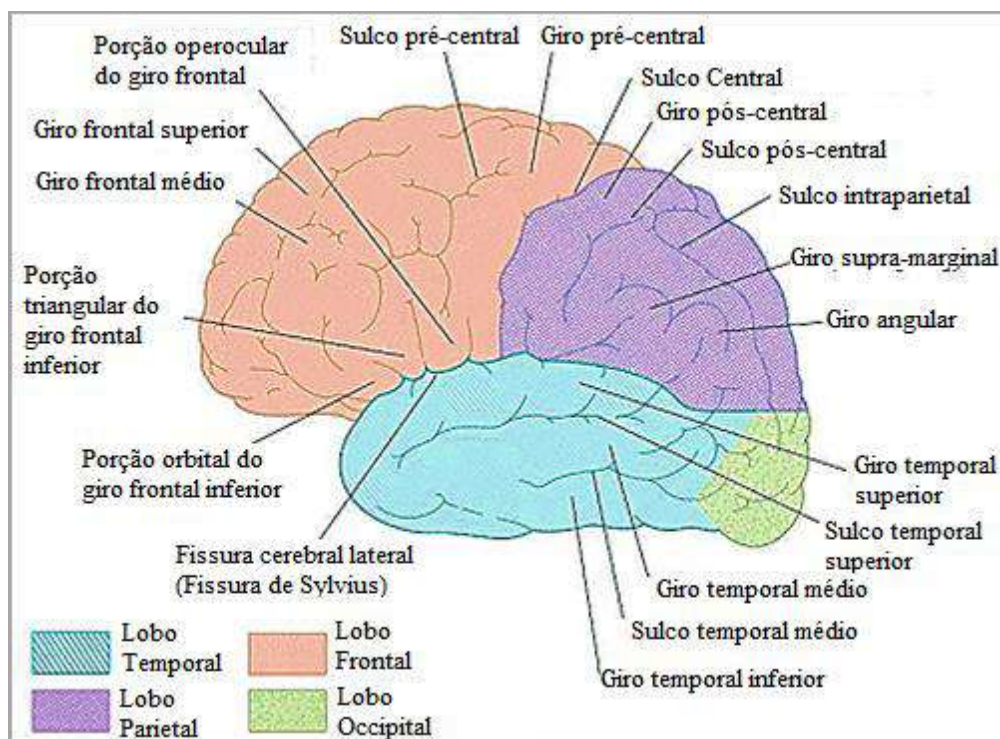


normais, 20% do total do oxigênio consumido pelo corpo. Sendo assim, déficits no débito cardíaco ou na oxigenação, tais como ocorrem em doenças cardíacas (por exemplo, parada cardiorrespiratória), isquemias e hipóxias, terão influência imediata e expressiva na atividade cerebral, e, conseqüentemente, nos ritmos cerebrais.

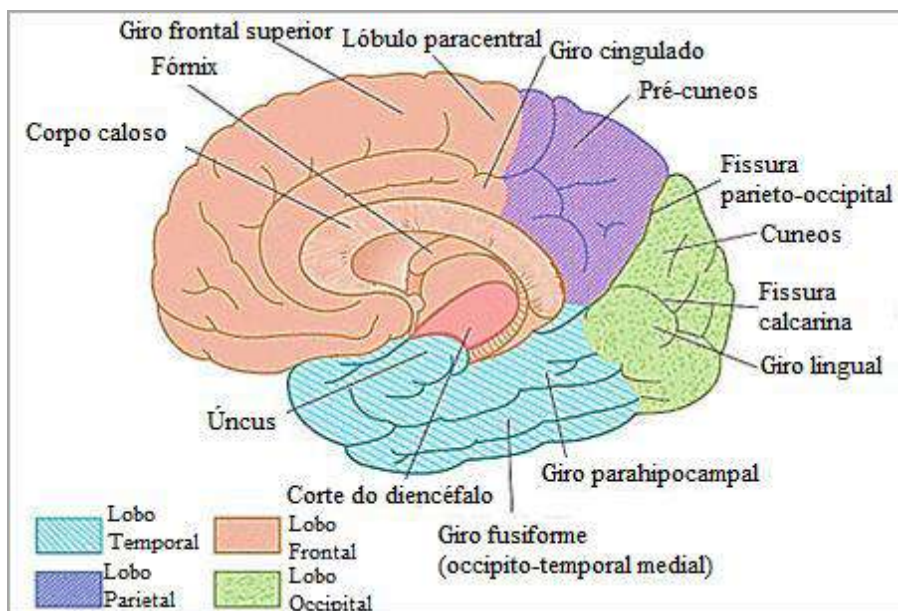
O nível subcortical, ou cérebro inferior, é responsável por atividades subconscientes, equilíbrio, reflexos alimentares (ex. salivação), além de alguns padrões emocionais, como a raiva, excitação, resposta sexual, reação à dor e reação ao prazer (GUYTON; HALL, 2006).

O nível cortical, ou também cerebral superior, é responsável por inúmeras funções, como, por exemplo, a memória, a precisão das respostas subcorticals, os pensamentos e armazenamento de informações (GUYTON; HALL, 2006).

O córtex cerebral é constituído por seis lobos em ambos os lados (direito e esquerdo), são eles: frontal, parietal, temporal, occipital, insular e límbico (WAXMAN, 2009), como pode ser observado na Figura 1 e na Figura 2.



**Figura 1 – Visão lateral do hemisfério cerebral esquerdo.**  
 Fonte: WAXMAN (2009, p. 133)



**Figura 2 – Visão medial do hemisfério cerebral direito.**

Fonte: WAXMAN (2009, p. 134)

O lobo frontal inclui o córtex motor, áreas de associações frontais responsáveis por iniciativa, julgamento, raciocínio abstrato, criatividade e comportamento socialmente adequado (ou seja, inibe comportamento inapropriado), e o lobo occipital inclui notavelmente o córtex visual (WAXMAN, 2009).

O sinal do EEG espontâneo registrado no couro cabeludo tem origem, principalmente, de potenciais pós-sinápticos de células piramidais corticais; outros neurônios, células gliais e outras fontes de potenciais elétricos no córtex também contribuem, contudo, de forma muito limitada (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). As células piramidais que geram potenciais pós-sinápticos têm vantagens biofísicas de acionamento em sincronia (somam-se aumentando a amplitude do sinal) com orientação radial similar (direcionam-se à superfície craniana) e com longa duração; assim, produzindo um sinal suficientemente grande para ser conduzido através do crânio; e, por conseguinte, ser passível de registro na superfície craniana (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

### 3.2 HISTÓRIA DO EEG

O EEG surgiu com Richard CATON (1875), que estudou o cérebro do macaco e do coelho com um dispositivo capaz de detectar e medir pequenas correntes elétricas, chamado galvanômetro. As principais descobertas de CATON (1875) foram: a superfície externa da substância cinzenta era geralmente mais positiva do que a

superfície de uma secção através dela; a atividade elétrica era diversificada conforme a movimentação; e o estímulo da retina com luz marcava uma influência da corrente no lado oposto do cérebro.

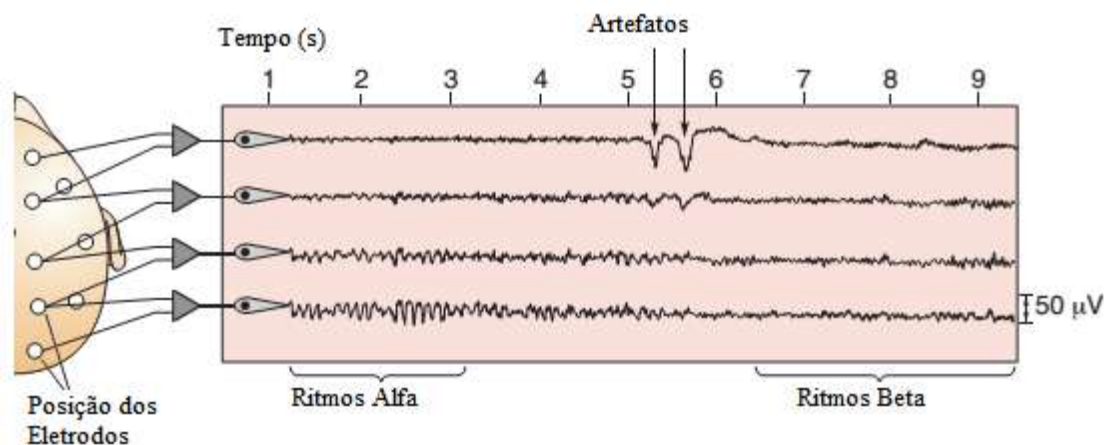
Segundo MILLETT (2001), os primeiros EEGs em humanos foram realizados por Hans Berger entre os anos 1924 e 1929. Este, após anos de pesquisas, incluindo os estudos utilizando diferentes tipos eletrodos e a análise dos artefatos e suas fontes de interferência, publicou os dados da pesquisa, “*On the human Electroencephalogram*”(BERGER, 1929)<sup>1</sup>, no qual se referia ao EEG como um tipo de “espelho do cérebro” (*apud* BERGER, 1929; MILLETT, 2001).

### 3.3 ELETROENCEFALOGRAMA (EEG)

A atividade elétrica do cérebro consiste na corrente iônica gerada por fontes bioquímicas, que podem ser medidas no cérebro ou no tecido circunjacente (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Contudo, a descarga de um único neurônio ou fibra nervosa não pode ser medida através do couro cabeludo, portanto, é necessário o disparo sincronizado de milhões de neurônios, que, conseqüentemente, se somam, até que o nível suficiente para o registro seja atingido (GUYTON; HALL, 2006). Este sinal registrado na superfície do couro cabeludo, de forma não invasiva, é conhecido como Eletroencefalograma (EEG) (ARGOUD, 2001), exemplificado na Figura 3. Há, ainda, uma forma invasiva de se registrar os sinais elétricos cerebrais; trata-se do Eletrocorticograma (ECoG), o qual é registrado por meio de introdução de eletrodos diretamente na superfície do córtex cerebral (ARGOUD, 2001). VAN DRONGELEN (2006) cita, ainda, outra maneira invasiva na qual o registro é feito via eletrodos profundos intracranianos. Vale ressaltar que os sinais neurais não sincrônicos, geralmente, anulam-se entre si, assim como nas ondas *beta* (GUYTON; HALL, 2006), resultando em ondas de menor amplitude.

---

<sup>1</sup> Original: BERGER, H. Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. **Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten**, v. 87, n. 1, p. 527–570, 29 abr. 1929.



**Figura 3 – Eletroencefalograma.**

Fonte: BEAR, CONNORS e PARADISO (2007, p. 590)

Os registros de EEG são feitos entre 20 min e várias horas de duração, em algumas circunstâncias (BLUM; RUTKOVE, 2007) Outros autores referem um mínimo de 30 min para a realização do exame (SILVA; LIMA, 1998).

A *AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY* (2006a) ressalta que o registro de EEG é composto, além das ondas verdadeiras do cérebro, de outros sinais, tais como artefatos; os artefatos podem ser internos ou externos ao equipamento, e, ainda, de origem mecânica, eletromagnética, e/ou eletrostática.

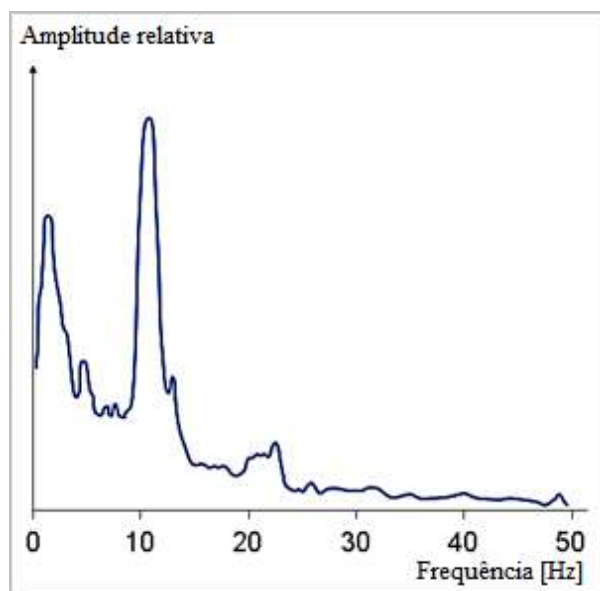
### 3.3.1 Ondas cerebrais

Os variados estados de atividade cerebral, como o sono, alerta, excitação e humores procedem de ativações e inativações, geralmente, do interior do próprio cérebro (GUYTON; HALL, 2006). Os registros elétricos dessas atividades cerebrais, que podem ser obtidos da superfície do cérebro (no córtex) ou da superfície externa do crânio (no couro cabeludo), revelam que existe uma atividade contínua no cérebro, a qual tem a intensidade e os padrões modulados pelos níveis de excitação de diferentes partes do sistema nervoso central (GUYTON; HALL, 2006).

Segundo GUYTON e HALL (2006), as ondas cerebrais são as ondulações nos potenciais elétricos registrados, e o EEG é a medição de seu conjunto.

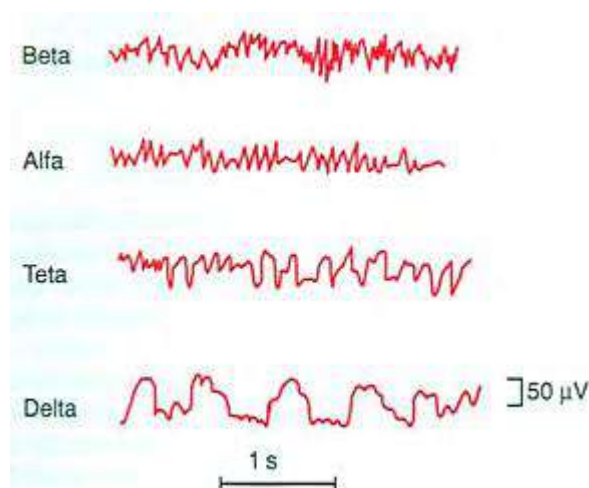
As ondas cerebrais variam, significativamente, suas características de acordo com os diferentes estados. Os autores MALMIVUO e PLONSEY (1995) consideram que a amplitude pode variar até 100 µV quando mensurado no couro cabeludo e 1-2 mV na superfície do cérebro; segundo GUYTON e HALL(2006), entre 0 e 200 µV (medidos na superfície do couro cabeludo).

A frequência, em poucos segundos, pode variar até 50 ou mais oscilações por segundo (GUYTON; HALL, 2006), ou seja, a banda de frequência do sinal de EEG é de menos de 1 Hz até mais de 50 Hz (MALMIVUO; PLONSEY, 1995). Além disso, as ondulações do EEG são irregulares e podem também ter padrões específicos e não específicos de acordo com o momento; a epilepsia é um exemplo de padrões específicos (GUYTON; HALL, 2006). A Figura 4 ilustra o espectro de frequência de um sinal EEG até 50 Hz, no qual se pode observar um pico em aproximadamente 11 Hz.



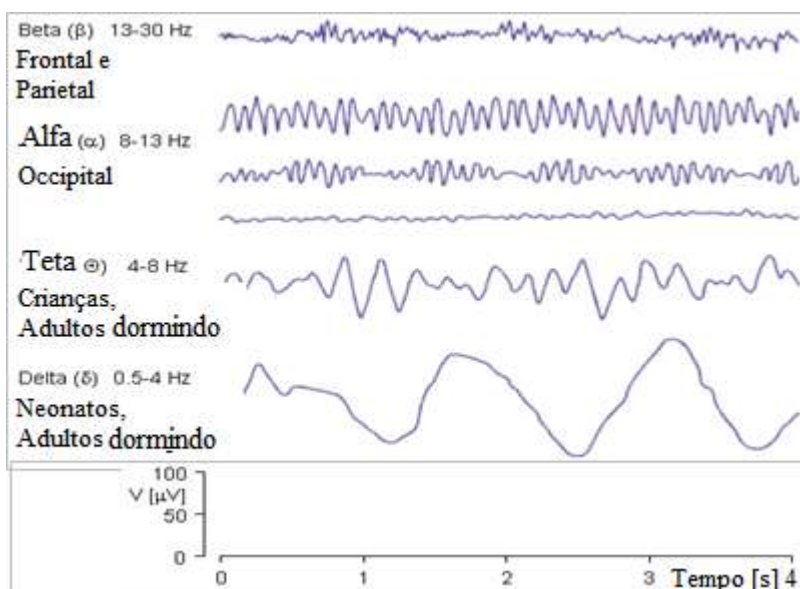
**Figura 4 – Espectro de Frequência de um EEG normal.**  
Fonte: MALMIVUO e FLONSEY (1995, p. 257)

As classes de ondas *alfa*, *beta*, *teta* e *delta* abrangem a maioria das ondas no EEG de pessoas normais, segundo GUYTON e HALL (2006); as ondas principais estão ilustradas na Figura 5 e na Figura 6.



**Figura 5 – Ondas cerebrais.**  
Fonte: GUYTON e HALL (2006, p. 742)





**Figura 6 – Ondas cerebrais com diferentes tipos de alfa.**

Fonte: MALMIVUO e PLONSEY (1995, p. 263)

### 3.3.1.1 Ondas *alfa*

A banda *alfa* é representada pela letra grega  $\alpha$  (NOACHTAR et al., 1999). As ondas *alfa* são ondas rítmicas que ocorrem com frequências entre 8 a 13 ciclos por segundo, (BLUM; RUTKOVE, 2007; GUYTON; HALL, 2006; NOACHTAR et al., 1999). Outros autores referem o intervalo de 8 a 12 ciclos por segundo (VAN DRONGELEN, 2006; WALLISCH et al., 2009). Nesta pesquisa, a banda *alfa* será considerada entre 8 e 12 ciclos por segundo.

É encontrada em adultos normais acordados em estado de calma e atividade cerebral em repouso (ARGOUD, 2001; GUYTON; HALL, 2006; NOACHTAR et al., 1999), com os olhos fechados (ARGOUD, 2001; NOACHTAR et al., 1999), sendo bloqueada ou significativamente atenuada quando os olhos são abertos ou devido ao esforço mental, como matemática simples (BLUM; RUTKOVE, 2007), e desaparecem no sono profundo (GUYTON; HALL, 2006).

A região encefálica em que ocorrem mais intensamente é a occipital (BLUM; RUTKOVE, 2007; GUYTON; HALL, 2006; NOACHTAR et al., 1999), mas também podem ser encontrada nas regiões frontal, parietal (GUYTON; HALL, 2006) e temporal posterior (BLUM; RUTKOVE, 2007).

A amplitude das ondas *alfa*, geralmente, é de 50  $\mu\text{V}$  (GUYTON; HALL, 2006; NOACHTAR et al., 1999). Em uma derivação bipolar, por exemplo, P4-O2, é entre 15

e 65  $\mu$ V (BLUM; RUTKOVE, 2007). Pode haver uma assimetria de amplitude entre os hemisférios cerebrais, observada em aproximadamente 60% das pessoas, na qual o lado direito tende a ser levemente de maior amplitude, sendo que a assimetria não ultrapassa 50% (BLUM; RUTKOVE, 2007). Porém, o lado esquerdo pode ter amplitudes predominantes em indivíduos canhotos (BLUM; RUTKOVE, 2007).

Sabe-se que, para adultos saudáveis, há uma curva de distribuição de frequência em forma de sino para o ritmo *alfa*, a qual é centrada em 10 Hz (BLUM; RUTKOVE, 2007). Normalmente, não varia por mais do que 1 Hz durante o registro (BLUM; RUTKOVE, 2007).

Sabe-se que, quando há uma desconexão do tálamo com o córtex cerebral as ondas *alfa* não ocorrem (GUYTON; HALL, 2006). Contudo, a estimulação da camada do tálamo (não específica), no interior do tálamo, provoca ondas elétricas entre 8 e 13 por segundo (GUYTON; HALL, 2006), denominado “coma *alfa*”.

#### 3.3.1.2 Ritmo *mu*

O uso do termo “ritmo *alfa*” deve ser restrito somente àqueles ritmos que cumprem os critérios descritos acima; outras atividades na banda *alfa* que diferem do ritmo *alfa* com respeito a sua topografia e/ou reatividade devem ou ter denominações diferentes (por exemplo, ritmo *mu* [ $\mu$ ]) ou devem ser referidas como “ritmos de frequência *alfa*”, ou “atividade *alfa*” (NOACHTAR et al., 1999).

O ritmo *mu* é centralmente localizado com faixa de frequência entre 8 e 10 Hz (BLUM; RUTKOVE, 2007). Acredita-se que seja o ritmo de repouso do córtex pré- e pós-rolândicos (BLUM; RUTKOVE, 2007). É mais comumente observada em adulto jovem, sendo detectada em até 20% das pessoas com idade inferior a 30 anos (BLUM; RUTKOVE, 2007).

#### 3.3.1.3 Ondas *beta*

A banda *beta* é representada pela letra grega  $\beta$  (NOACHTAR et al., 1999). As ondas *beta* são assíncronas (GUYTON; HALL, 2006), e alguns autores consideram a faixa de frequência entre 14 e 40 Hz (NOACHTAR et al., 1999), outros entre 14 e 80 ciclos por segundo (GUYTON; HALL, 2006), e, ainda, entre 14 e 22 ciclos por

segundo (ARGOUD, 2001). Há ainda quem utilize a banda *beta* entre 12-30 Hz (VAN DRONGELEN, 2006; WALLISCH et al., 2009), e outros autores utilizam as frequências acima de 13 Hz (ANGHINAH et al., 1998). Para esta pesquisa será considerado o intervalo de 13-30 ciclos por segundo; o início em 13 Hz objetiva dar sequência à banda *alfa*, e o término em 30 Hz visa utilizar a nomenclatura “ondas *gama*” para atividades acima desta frequência (descrito adiante).

Esse tipo de onda ocorre quando a pessoa está acordada e atenta, ou seja, em vigília (GUYTON; HALL, 2006; ARGOUD, 2001). As regiões de maior intensidade, durante ativação específica destas, são parietal e frontal, ou frontocentral (GUYTON; HALL, 2006; NOAHTAR et al., 1999). A amplitude do ritmo frontocentral *beta* varia, mas é principalmente abaixo de 25  $\mu$ V (BLUM; RUTKOVE, 2007) ou 30  $\mu$ V (NOAHTAR et al., 1999). O uso de drogas, como benzodiazepínicos e barbitúricos, pode aumentar notavelmente a amplitude do ritmo *beta* (BLUM; RUTKOVE, 2007).

As ondas *beta* são ainda divididas em três tipos:

- a. *Beta* I – com frequência entre 13 e 17 Hz (ARGOUD, 2001), ou de 13 a 19,5 Hz (ANGHINAH et al., 1998) e está presente durante intensa ativação do Sistema Nervoso Central (SNC) (ARGOUD, 2001).
- b. *Beta* II – com frequência entre 18 e 22 Hz (ARGOUD, 2001), ou 20 a 25 Hz (ANGHINAH et al., 1998), e diminui durante intensa ativação do SNC (ARGOUD, 2001).
- c. *Beta* III – com frequência acima de 26 Hz (ANGHINAH et al., 1998). Porém, para esta pesquisa será considerado de 26 a 30 Hz, conforme descrito anteriormente.

#### 3.3.1.4 Ondas *teta*

A banda *teta* representada pela letra grega  $\theta$  (NOAHTAR et al., 1999). As ondas *teta* têm frequência superior a 4 ciclos por segundo e inferior a 8 ciclos por segundo (NOAHTAR et al., 1999; VAN DRONGELEN, 2006; WALLISCH et al., 2009). Ocorrem em crianças nas regiões parietal e temporal (ARGOUD, 2001; GUYTON; HALL, 2006), e, em adultos, ocorrem durante estresse emocional, tais como desapontamento e frustração, podendo ocorrer ainda em distúrbios cerebrais, como



doenças neurodegenerativas (GUYTON; HALL, 2006), e são típicas em estágios iniciais do sono (ARGOUD, 2001; BLUM; RUTKOVE, 2007).

#### 3.3.1.5 Ondas *delta*

A banda *delta* é representada pela letra grega  $\delta$  (NOACHTAR et al., 1999). GUYTON e HALL (2006) consideram frequências menores que 3,5 ciclos por segundo. ARGOUD (2001) e NOACHTAR *et al.* (1999) utilizam o intervalo entre 0,5 a 4 Hz. VAN DRONGELEN (2006) e WALLISCH *et. al.* (2009) empregam as frequências entre 0 e 4 Hz.

As amplitudes das ondas *delta* são, geralmente, de duas a quatro vezes maiores do que a maioria dos outros tipos de ondas cerebrais (GUYTON; HALL, 2006).

Ocorrem na infância, durante o sono profundo, mas também ocorrem em doença cerebral orgânica grave (ARGOUD, 2001; GUYTON; HALL, 2006), sendo que a presença desta onda em adultos, em estado de alerta, pode indicar anormalidades (ARGOUD, 2001).

As ondas *delta* ocorrem no córtex de modo independente das regiões mais profundas do cérebro, pois continuaram a ocorrer em animais após transecções, por meio das quais foi separado o córtex do tálamo (GUYTON; HALL, 2006).

#### 3.3.1.6 Ondas *gama*

A banda *gama* é representada pela letra grega  $\gamma$  (NOACHTAR et al., 1999). Ambos os sistemas, sensorial e motor, com o cérebro acordado, frequentemente, geram surtos de atividade neural síncrona que dão origem a oscilações de EEG com alcance de 30-80 Hz, algumas vezes chamadas ritmos *gama* (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007). NOACHTAR *et al.* (1999) consideram a banda *gama* para frequências acima de 40 Hz. VAN DRONGELEN (2006) utilizam o intervalo de 30 a 70 Hz para esta banda. WALLISCH *et. al* (2009) empregam todas as frequências acima de 30 Hz. As ondas *gama* são mais comumente registradas utilizando eletrodos intracranianos (NOACHTAR et al., 1999).

Em suma, as características principais das cinco ondas cerebrais fundamentais estão dispostas no Quadro 1.

ONDAS	PADRÃO	AMPLITUDE (µV)	FAIXA DE FREQUÊNCIA (Hz)	EXEMPLOS DE OCORRÊNCIA	REGIÕES ENCEFÁLICAS
<i>Alfa</i>	Rítmica	50	8 a 13	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Acordados em repouso, com olhos fechados;</li> <li>✓ Estimulação do núcleo reticular que circunda o tálamo e de núcleos difusos profundos dentro do tálamo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Occipital;</li> <li>✓ Frontal;</li> <li>✓ Parietal; e,</li> <li>✓ Não ocorrem no córtex <b>sem</b> conexões corticais com o tálamo.</li> </ul>
<b>Beta (geral)</b>	Assíncrona	< 30	13 e 22	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Atividade mental específica, com olhos abertos;</li> <li>✓ Atividade mental intensa; e,</li> <li>✓ Sono REM (<i>Rapid Eye Movement</i>)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Parietal;</li> <li>✓ Frontal;</li> <li><b>Obs.:</b> com ativação específica dessas regiões.</li> </ul>
<b>Beta (específico)</b>	<b>β-I</b>	< 30	13 e 17	✓ Intensa ativação do SNC;	
	<b>β-II</b>	< 30	18 e 22	✓ Diminui quando há intensa ativação do SNV;	
<b>Teta</b>	--	--	4 a 7	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Sono profundo de ondas lentas (estágio 2 e 3 do sono);</li> <li>✓ Desapontamento e frustrações; Estresse emocional;</li> <li>✓ Estados cerebrais degenerativos;</li> <li>✓ Estados cerebrais psicomotores; e,</li> <li>✓ Crianças.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Parietal;</li> <li>✓ Temporal; e,</li> <li>✓ Córtex independente das regiões subcorticais.</li> </ul>
<b>Delta</b>	--	2 a 4 vezes maior que as outras ondas	< 3,5	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Estupor;</li> <li>✓ Anestesia cirúrgica;</li> <li>✓ Sono profundo (estágio 4 do sono);</li> <li>✓ Infância; e,</li> <li>✓ Doença cerebral orgânica grave.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Estritamente no córtex independente das regiões subcorticais.</li> </ul>
<b>Gama</b>	Síncrona		30-80 ou > 40	✓ Sistema sensorial e motor ativam esse tipo de ritmo	

**Quadro 1 – Características das principais ondas cerebrais.**

### 3.4 UTILIDADE DO EEG EM DOENÇAS

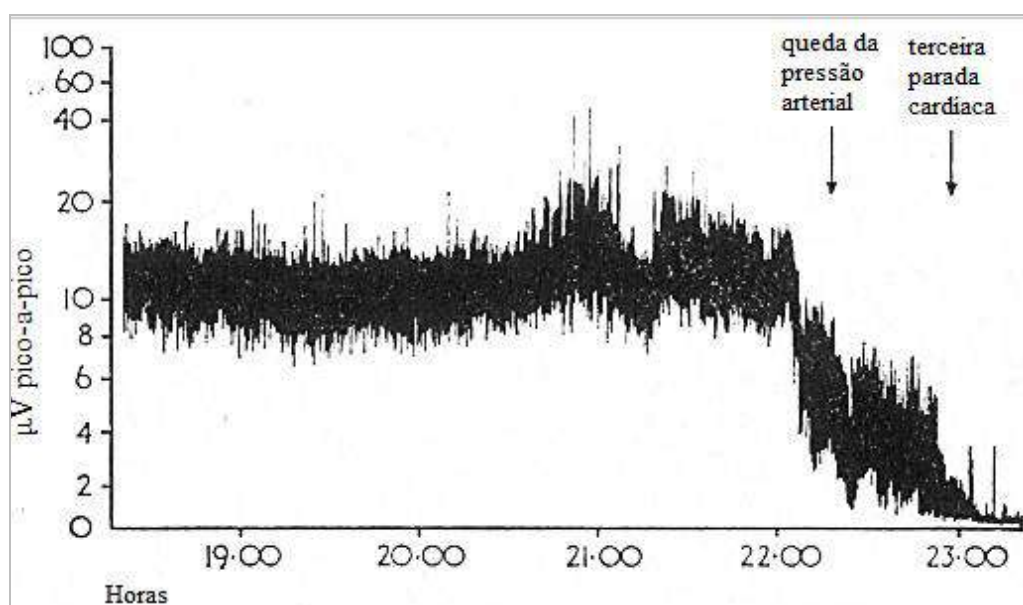
Segundo SCHEUER (2002, p. 114), o EEG “pode ser usado ou em desordens estruturais ou em desordens metabólicas/ fisiológicas (convulsões, encefalopatias metabólicas, lesões pós anóxia)”. Algumas alterações clínicas relevantes, tais como concentração de gases, valores dos eletrólitos séricos e medicações atuais, também

podem ser notadas no eletroencefalograma (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006b).

### 3.4.1 EEG em hipóxias e/ou isquemias cerebrais

A frequência da onda *alfa* é significativamente afetada pelo fluxo sanguíneo cerebral e pode variar até 2 Hz em qualquer indivíduo, baseado na mudança do fluxo (BLUM; RUTKOVE, 2007).

Em 1969, MAYNARD, PRIOR e SCOTT (1969) utilizaram um monitor de função cerebral para avaliar continuamente uma paciente semiconsciente após três dias de uma parada cardíaca, mostrando que a atividade cerebral, neste caso, decai juntamente com a queda da pressão arterial, e, subsequentemente, cai para zero quando ocorre uma terceira parada cardíaca, conforme Figura 7 (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969).



**Figura 7 – Traçado de um monitor de função cerebral de uma mulher semiconsciente três dias após uma parada cardíaca.**

Fonte: MAYNARD, PRIOR e SCOTT (1969, p. 546)

SHEUER (2002) pesquisou sobre as alterações no cEEG (Eletroencefalograma contínuo) na presença de hemorragia subaracnóide, e sugeriu a utilização em outras doenças que causem isquemia cerebrais. De acordo com JORDAN (1993)<sup>2</sup> (apud

<sup>2</sup> JORDAN, K. Continuous EEG and evoked potential monitoring in the neuroscience intensive care unit. *J Clin Neurophysiol.*, v. 10, n. 4, p. 445–475, out. 1993.

AGARWAL et al., 1998), a monitorização contínua pode prevenir agravos, pois possibilita uma avaliação da evolução da função cerebral fornecendo informações, tais como alterações do metabolismo, isquemia, hipóxia, as quais, subsequentemente, poderiam levar a uma disfunção neuronal.

A monitorização com EEG durante uma endarterectomia de artéria carótida esquerda revelou que há uma perda nas bandas *beta* e *alfa* imediatamente após o clampeamento da carótida, e retorna ao patamar padrão logo após a liberação do clampe; subsequentemente, o fluxo é substituído por um *shunt* durante a cirurgia, o qual mantém os padrões do EEG normais, alterando novamente para padrões de isquemia somente no momento em que o *shunt* é retirado para finalização do procedimento (SCHEUER, 2002). Portanto, a monitorização contribuiu tanto para o conhecimento do efeito da isquemia cerebral no EEG quanto para o sucesso do procedimento sem consequências neurológicas, pois permitiu observar e manipular cuidados baseados nas mudanças no padrão do EEG.

Normalmente a perfusão tissular no cérebro é aproximadamente entre 50 e 55 ml/100g/min; quando esta perfusão diminui para valores entre 25 e 30 ml/100g/min, ocorrerão alterações eletrográficas, além de possíveis alterações de consciência; com uma diminuição ainda maior (inferior a 20 ml/100g/min) o EEG torna-se isoelétrico, e os neurônios começam a alterar-se para o metabolismo anaeróbico, consequentemente, aumentando a produção de lactato e íons de hidrogênio; quando a perfusão alcança valores entre 10 e 12 ml/100g/min a neurotransmissão é perdida, enquanto que as bombas de sódio-potássio falham e sobrevém o edema citotóxico (BOR-SENG-SHU et al., 2012); portanto, o EEG é eficaz na avaliação cerebral relacionada à isquemia.

TER HORST *et al.* (2004) ressaltaram a importância tanto da monitorização contínua quanto da redução de dados no prognóstico de lesões cerebrais em neonatos que sofreram asfixia perinatal, incluindo crises de epilepsia e estado epilético dentre outros padrões anormais de EEG. A monitorização contínua, nestes casos, foi empregada como medida neuroprotetora, pois que permite diagnosticar crises subclínicas, as quais são muito comuns em recém-nascidos, e acompanhar possíveis danos cerebrais principalmente nas primeiras horas do nascimento, decisivos no desfecho neurológico (TER HORST et al., 2004). A redução de dados permite um interpretação por outros médicos (após um breve treinamento) além do neurologista, tais

como pediatras, e também por enfermeiros, facilitando assim o diagnóstico e tratamento (TER HORST et al., 2004).

### 3.4.2 EEG em diagnósticos de epilepsias

Frente a um possível diagnóstico de epilepsia, o EEG é a primeira escolha para investigação e confirmação de diagnóstico (ARGOUD, 2001). EEG tem grande importância no diagnóstico e tratamento de pacientes com distúrbios convulsivos (SMITH, 2005). As Alterações Paroxísticas Despolarizantes (APD) no EEG, características de epilepsia, são anormalidades reconhecidas pelo aparecimento de ondas de alta frequência e amplitude, chamadas espículas, e implicam a existência de alterações episódicas e sincronizadas da frequência dos potenciais (ou descargas) provocadas por um grupo de células (ARGOUD, 2001).

A Espícula (ou *Spike*, em inglês) é o tipo de alteração eletrográfica mais frequente em paciente com diagnóstico de epilepsia (ARGOUD, 2001). Esta atividade bioelétrica possui morfologia aguda/rápida (espicular) e/ou rítmica, e é geralmente seguida de uma despolarização de grande amplitude e de baixa frequência (conhecida como onda lenta); tais características possibilitam diferenciá-la visualmente da atividade de base, apesar de as características de amplitude e frequência serem quantitativamente semelhantes a outros padrões eletrográficos do EEG (ARGOUD, 2001). A Figura 8 e a Figura 9 exemplificam uma ponta-onda (ou *spike and wave*). A Figura 10 exemplifica os tipos de descargas epileptiformes possíveis.

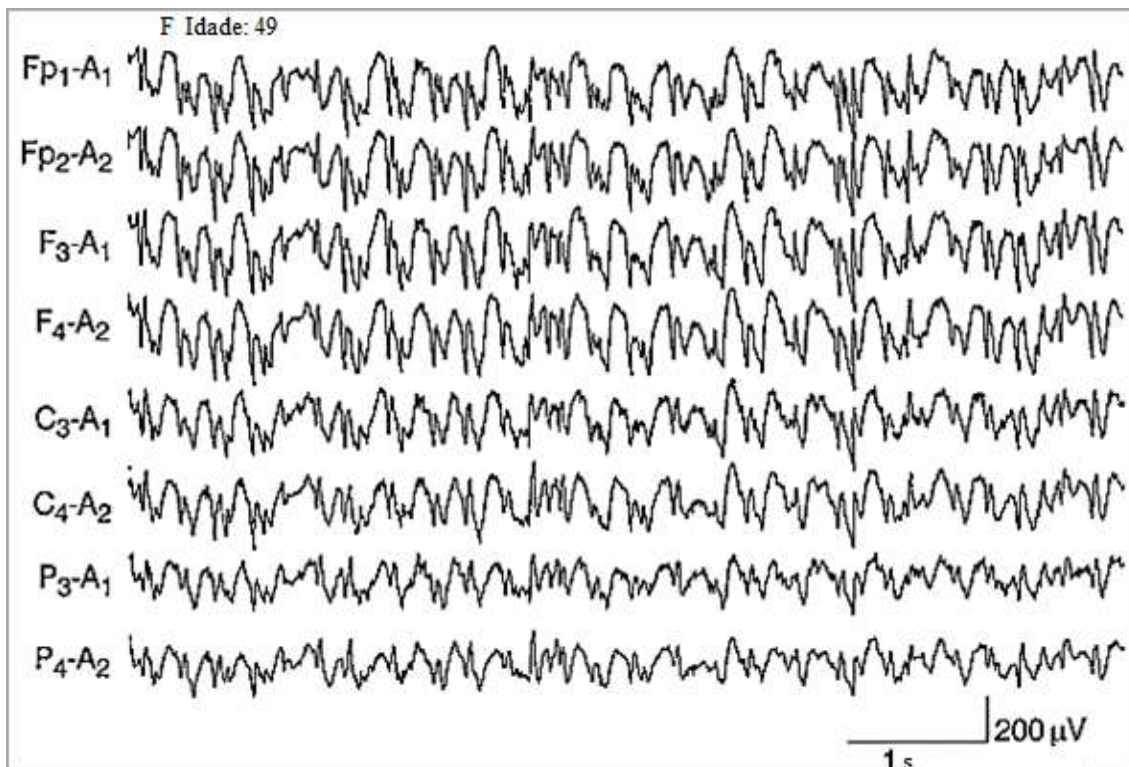


Figura 8 – Exemplo de Ponta-Onda contínua em estado epiléptico generalizado.

Fonte: DAUBE e RUBIN (2009, p. 147)

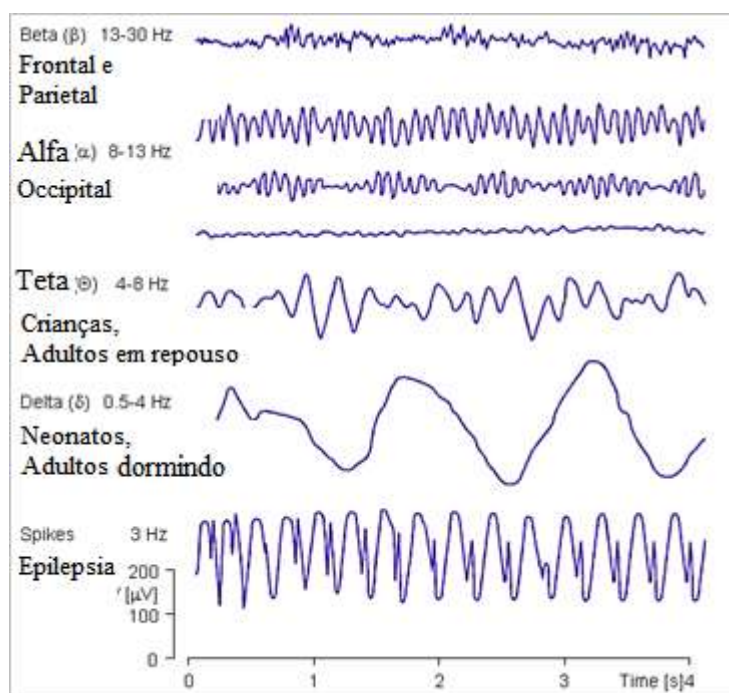
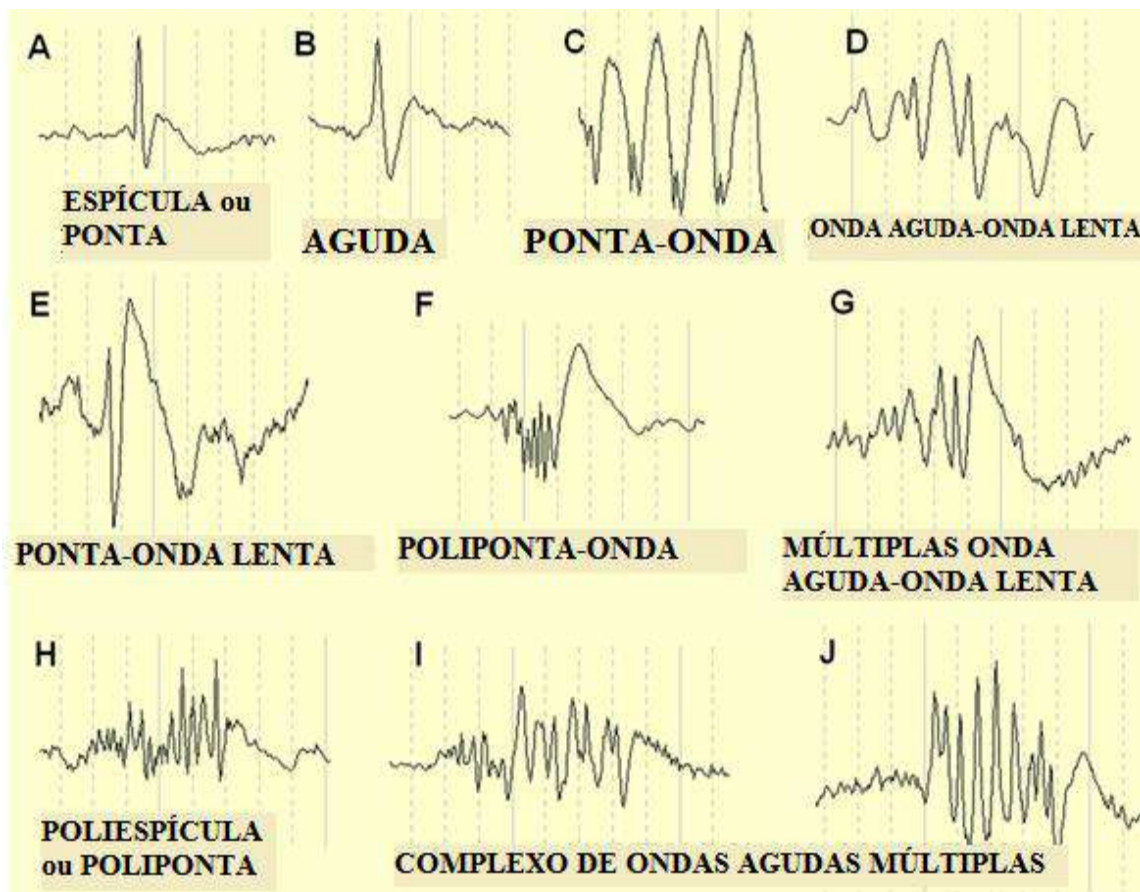


Figura 9 – Ondas cerebrais e Ponta-Onda.

Fonte: MALMIVUO e PLONSEY (1995, p. 263)



**Figura 10 – Tipos de descargas epileptiforme.**

Fonte: VATKAR (2015, p. 35)

ARGOUD (2001) refere que a faixa de concentração do espectro de frequência das componentes das descargas epileptiforme é de 2 a 20 Hz, sendo considerada como a faixa de frequência crítica para Epilepsia em um EEG. SCHEUER (2002) acrescenta que muitas crises são associadas com um súbito aumento substancial na média da energia de *teta* e *alfa* no EEG.

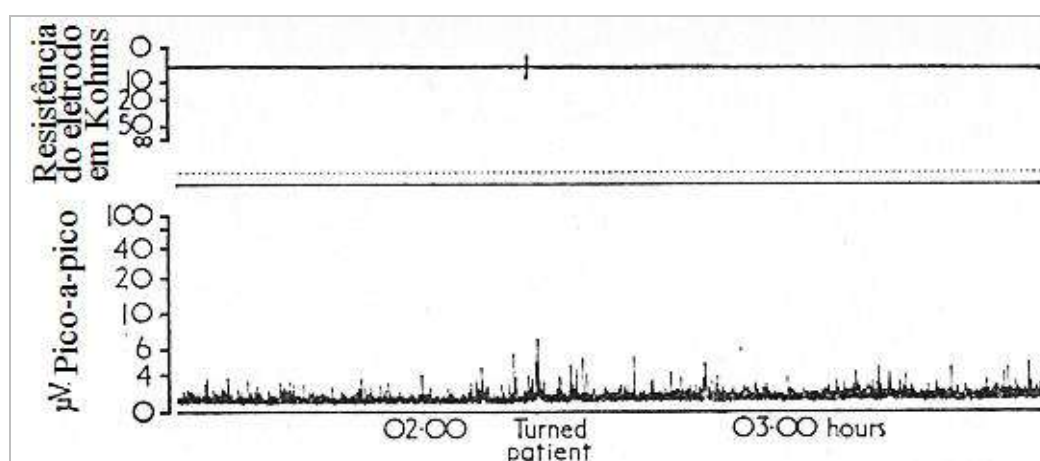
ARGOUD, AZEVEDO e MARINHO NETO (2004) discorrem sobre a necessidade de métodos automáticos para detecção de eventos epiléticos. No entanto, eventos falsos (como ruídos de altas frequências, piscadas, movimentos oculares e ondas alfas) inabilitam a utilização de tais métodos, pois são similares às características das ondas epiléticas (ARGOUD; AZEVEDO; MARINO NETO, 2004). O trabalho de SCHEUER (2002) acrescenta que: (i) crises epiléticas são frequentemente subclínicas, e, se não diagnosticadas, refletem substancialmente no prognóstico do paciente, principalmente em idosos; (ii) a monitorização continua é a única maneira de diagnosticar estes eventos epiléticos subclínicos.



Segundo ARGOUD (2001), o *Montreal Neurological Institute*, no Canadá, mantém os registros de pacientes com diagnósticos de epilepsia monitorizados continuamente de duas a quatro semanas.

### 3.4.3 EEG em doenças cerebrais

MAYNARD, PRIOR e SCOTT (1969) monitoraram um paciente em coma profundo, e observaram que o EEG apresentou um traçado isoeletrico após uma parada cardíaca, como pode ser observado na Figura 11 (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969).

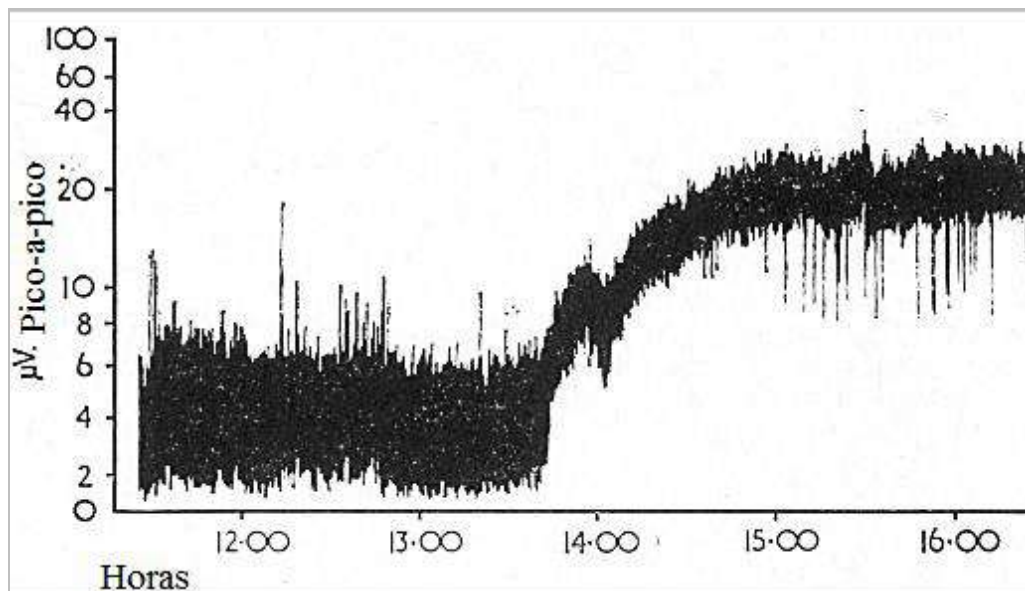


**Figura 11 – Traçado de um monitor função cerebral de um homem em coma profundo, que tem um EEG isoeletrico, após uma parada cardíaca. O traçado da impedância mostra um artefato de eletrodo quando o paciente foi movimentado.**

Fonte: MAYNARD, PRIOR e SCOTT (1969, p. 546)

Outra paciente inconsciente monitorada após uma overdose por barbitúricos apresentou um traçado, inicialmente, com atividade de baixo nível de banda larga, e, após algumas horas, mostrou um aumento e um estreitamento do traçado indicando o retorno da atividade cerebral contínua, a qual se tornou aparentemente normal nos próximos dias (Figura 12) (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969).





**Figura 12 – Traçado de um monitor de função cerebral de uma mulher inconsciente após overdose por barbitúrico.**

Fonte: MAYNARD, PRIOR e SCOTT (1969, p. 546)

SCHEUER (2002) cita uma possibilidade de utilização do EEG em danos agudos e severos no crânio, situação em que, geralmente, há necessidade de sedação e indução a uma paralisia química. Neste caso, uma monitorização contínua poderia melhorar o prognóstico visto que auxiliaria nos diagnósticos, uma vez dificultados pela situação demandada, e adiantaria uma intervenção terapêutica por antecipar uma ocorrência de danos irreversíveis.

Outra função do uso da monitorização EEG, segundo AGARWAL *et al.* (1998), é a extração de informações da função cerebral de pacientes que sofreram doenças graves na junção nervosa ou neuromuscular, tal como a Síndrome de Guillain-Barré<sup>3</sup>, descrita por GUILLIAN, BARRE e STROHL (1916)<sup>4</sup>. Além da Síndrome de Guillain-Barré, SHEUER (2002) cita utilizações do EEG em outras polirradiculopatias, como também pacientes com graves anormalidades motoras decorrentes de danos do tronco

<sup>3</sup> Síndrome de Guillain-Barré, segundo MELLO, MATTOS e CAVALCANTI (1972), foi descrita pela primeira vez por GUILLIAN, BARRE e STROHL (1916), que relataram sintomas como alterações motoras (tais como tetraplegia), abolição de reflexos profundos (porém, os reflexos superficiais são mantidos), parestesias [alteração de sensibilidade tátil], leve alteração da sensibilidade objetiva, discretas modificações nas reações elétricas dos nervos periféricos e músculos, dor à compressão muscular e hiperalbuminose líquórica. A síndrome de Guillain-Barré-Strohl é uma polirradiculoneurite (aguda ou subaguda) com dissociação albumino-citológica no líquido cefalorraquidiano (geralmente regressiva) (MELLO; MATTOS; CAVALCANTI, 1972).

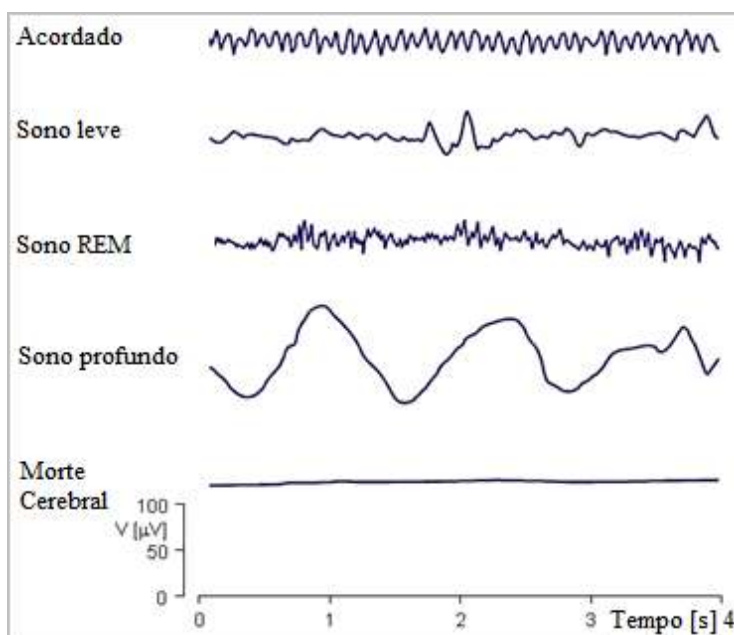
<sup>4</sup> Original: GUILLAIN, G.; BARRE, J. A.; STROHL, A. Sur un syndrome de radiculo-névrite avec hyperalbuminose du liquide céphalo-rachidien sans réaction cellulaire. Remarques sur les caractères cliniques et graphiques des réflexes tendineux. **Bulletins et mémoires de la Société médicale des hôpitaux de Paris**, v. 40, p. 1462–1470, 1916.

encefálico, ou também em paralisias químicas (por exemplo, o botulismo). A monitorização contínua, nestes casos, possibilita a avaliação da função cerebral, analisando o estado e a resposta à sedação [e curarização], possibilitando, ainda, avaliar o surgimento de danos secundários (tais como efeitos de excesso de medicamento ou encefalopatias metabólicas) (SCHEUER, 2002).

O reconhecimento de outros achados no EEG de pacientes em coma também tem sido proposto por SHEUER (2002) para utilização de cEEG.

### 3.4.4 EEG em suspeitas de morte cerebral

Inatividade Eletrocerebral (ECI – *Electrocerebral Inactivity*) ou Silêncio Eletrocerebral (ECS – *Electrocerebral Silence*) é definido como nenhuma atividade no EEG acima de  $2 \mu\text{V}$  durante gravações de pares de eletrodos de couro cabeludo afastados 10 cm ou mais entre si e com impedância inferior a 10.000 ohms ( $10 \text{ k}\Omega$ ), porém superior a  $100 \Omega$  (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006a). A Figura 13 exemplifica os traçados de EEG de acordo com cada nível de consciência, tais como, consciente, sono leve, sono REM, sono profundo e morte encefálica, respectivamente.



**Figura 13 – Atividade do EEG de acordo com os níveis de consciência.**  
 Fonte: MALMIVUO e PLONSEY (1995, p. 264)

### 3.5 CARACTERÍSTICAS DO EEG

As características do sinal de EEG, tais como amplitude e frequência, são influenciadas por diversos fatores, como: a região do córtex cerebral na qual foi captado o registro; a idade; os estados físicos (por exemplo, sono e vigília); os estados comportamentais (por exemplo, depressão ou estresse); variam, ainda, tanto de paciente para paciente (mesmo em situações similares) quanto para um mesmo paciente (de um instante para outro) (ARGOUD, 2001). A frequência média no ritmo do EEG aumenta progressivamente com maiores níveis de atividade cerebral (GUYTON; HALL, 2006).

O EEG fornece uma resolução espacial razoável, pois se podem avaliar simultaneamente atividades em diferentes regiões cerebrais, e, ainda, fornece uma excelente resolução temporal, aproximadamente 2-4 ms em EEG digital convencional (SCHEUER, 2002).

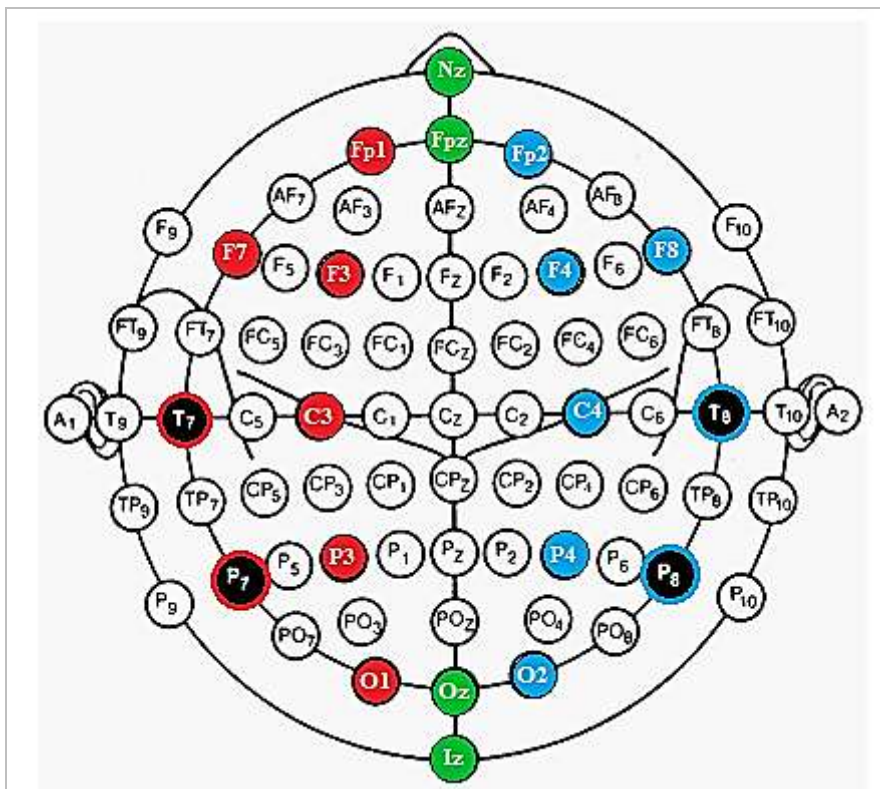
Vale ressaltar que o EEG é um exame executado de forma não-invasiva, característica de suma importância, visto que não oferece riscos de contaminações e é realizado de forma indolor.

### 3.6 REGISTRO DO EEG

Os eletrodos de EEG fornecem uma interface entre fios condutores (os quais conduzem a corrente como fluxo de elétrons) e tecidos humanos (que transmitem a corrente através de movimentos de íons) (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Os óleos cutâneos e a queratina contidos na pele, ambos bons isoladores elétricos, tornam ineficaz a colocação de eletrodos secos na pele seca; portanto, utiliza-se fricção com abrasivos leves e limpeza com álcool para a remoção dos óleos cutâneos (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Contudo, a epiderme por si só é a maior barreira para o fluxo de corrente, sendo necessária a utilização de um fluido iônico (eletrólito) entre a superfície da pele e o eletrodo, ou seja, uma pasta que contém sódio e cloreto, de consistência pegajosa e espessa com finalidade de manter, mecanicamente, os eletrodos aderidos à pele (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

### 3.6.1 Nomenclatura padrão das posições dos eletrodos

O sistema 10-20 de eletrodos foi adotado, em 1949, pela Assembleia Geral da Federação Internacional de Paris (KLEM et al., 1999). Com base no sistema internacional 10-20, cada letra deve representar e aparecer em uma única linha coronal, com exceção de “T” (temporal), que aparece em ambas linhas coronárias, central e parietal, e cada número deve representar uma linha sagital (longitudinal), de modo que os números pós-escritos identifiquem uma linha sagital, com exceção de Fp1, Fp2 e O1 e O2 (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006c). A nomenclatura do sistema 10-20 foi modificada com intuito de abranger também o sistema 10-10 (uma extensão do sistema 10-20). A Figura 14 mostra o diagrama com a nomenclatura recomendada pela *AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY* (2006c). As modificações são ressaltadas com fundo preto e letras brancas (os termos T3/T4 são substituídos por T7/T8, e T5 e T6, substituídos por P7 e P8), sendo que a combinação de todos eletrodos representa o sistema 10-10, e a combinação com apenas os eletrodos coloridos (incluindo as modificações ressaltadas com fundo preto) designam o sistema 10-20 (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006c). As letras referidas na Figura 14 seguem as seguintes designações: FT = fronto-temporal; FC = fronto-central; TP = temporal posterior; CP = centro-parietal; PO = posterior temporo-occipital; PO = perieto-occipital; AF = frontal anterior (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006c). As expressões Fp, F, C, P e O referem-se às áreas fronto-polar, frontal, central, parietal e occipital, respectivamente (KLEM et al., 1999). Os vértices são denominados como Fz, Cz e Pz (KLEM et al., 1999).



**Figura 14 – Nomenclatura combinada modificada para os sistemas 10-10 e 10-20.**

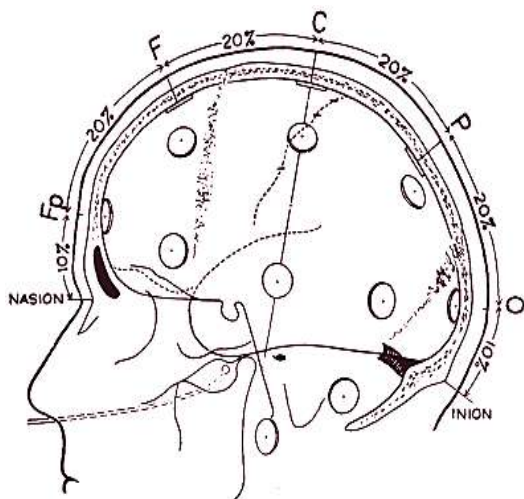
Fonte: *AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY* (2006c, p. 2), modificado pelos autores.

### 3.6.2 Localização dos Eletrodos

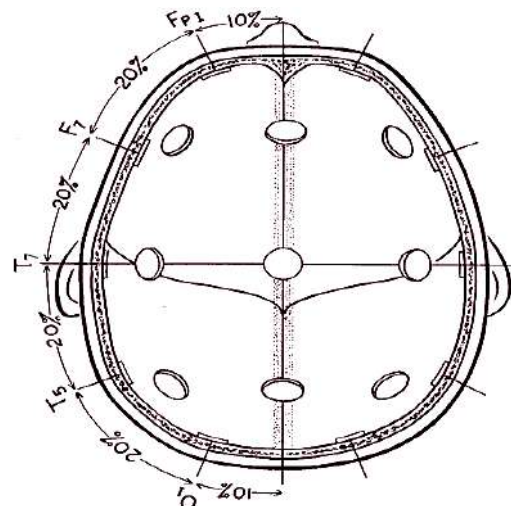
A identificação e a classificação do EEG são extremamente necessárias, pois um formato de onda, por exemplo, de alta amplitude, nitidamente contornada, temporal anterior que claramente se destaca da atividade de fundo e é ativado pelo sono tem alta probabilidade de ser um pico epileptiforme anormal, enquanto que o mesmo formato de onda aparecendo sobre a região central durante o sono é muito mais provável que seja uma onda aguda do vértex (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Ainda é possível distinguir se uma atividade é de origem cerebral ou um artefato; por exemplo, os padrões rítmicos agudos que envolvem em frequência e morfologia sobre a região frontal esquerda pode ser provavelmente uma crise eletrográfica, enquanto que o mesmo padrão que aparece simultaneamente sobre a região frontal esquerda e sobre a região occipital direita sem envolvimento de eletrodos entre essas regiões é muito mais provável que seja um artefato (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

Um EEG de rotina utiliza 21 posições de eletrodos no couro cabeludo, colocados de acordo com o sistema internacional de colocação de eletrodos 10-20 (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006d; NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Esta quantidade utilizada no EEG de rotina (21 eletrodos) é considerada como o mínimo de posições recomendadas, que devem ser usadas plenamente (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006e).

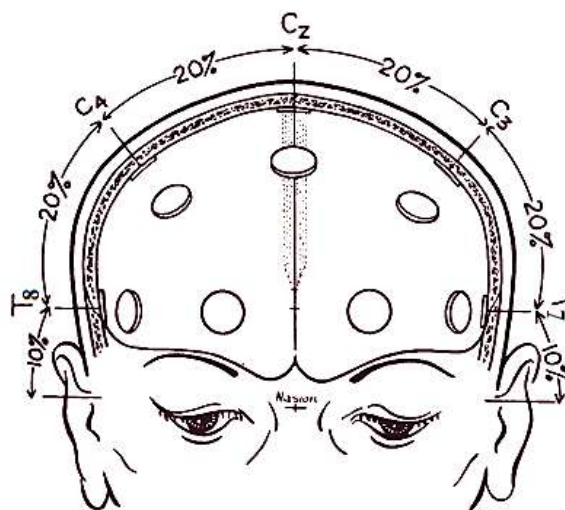
Para se utilizar o sistema 10-20, é importante salientar que os eletrodos devem ser posicionados com base em pontos de referências específicos do crânio; contudo, as posições intermediárias devem ser proporcionais ao tamanho e à forma de cada crânio. Inicia-se ao longo do plano anteroposterior, onde são localizados os pontos de base **nasion** e **inion**, e, entre esses dois pontos, são colocadas 5 posições seguindo através do vértice (ou seja, ao longo da linha central), sendo que **Fp** é marcado a uma distância de 10% do **nasion**, **O** afastado em 10% do **inion** e as demais posições (**F**, **C** e **P**) são colocadas em intervalos de 20% de distância, como pode ser observado na Figura 15. Além das posições na linha central anteroposterior, as demais linhas nessa mesma direção (direita e esquerda) também seguem as mesmas orientações; a distância entre cada linha é de 25%, e segue-se uma numeração adequada que indique a linha sagital equivalente, conforme exemplificado na Figura 16. Em seguida, percorre-se lateralmente pelo plano coronal central (ou seja, através do vértice **C**), iniciando pela localização dos pontos **pré-auriculares** (são os pontos sentidos nas depressões na raiz do zigoma exatamente anterior ao *tragus*), e, entre esses dois pontos, são alocadas 5 posições, onde a 10% de distância dos pontos pré-auriculares são marcados os dois pontos **T** (direito e esquerdo); os dois pontos **C** (direito e esquerdo) e o vértice **C** são posicionados com distância de 20% entre si, como apresentado na Figura 17. As demais linhas do plano coronal são tomadas seguindo as mesmas orientações, porém, em vez de cruzarem o vértice **C**, a linha anterior coronal passa pela posição média **F**, e a linha posterior coronal cruza a posição média **O**; as linhas são separadas entre si por uma distância de 25%, e cada posição recebe uma numeração de acordo com a linha sagital equivalente. Os dois últimos eletrodos são posicionados nos **lobos das orelhas** (KLEM et al., 1999). A Figura 18 ilustra o posicionamento dos eletrodos com suas respectivas proporções abordadas acima.



**Figura 15 – Visão lateral da localização dos eletrodos medida entre anion e inion.**  
 Fonte: KLEM *et al.* (1999, p. 4)

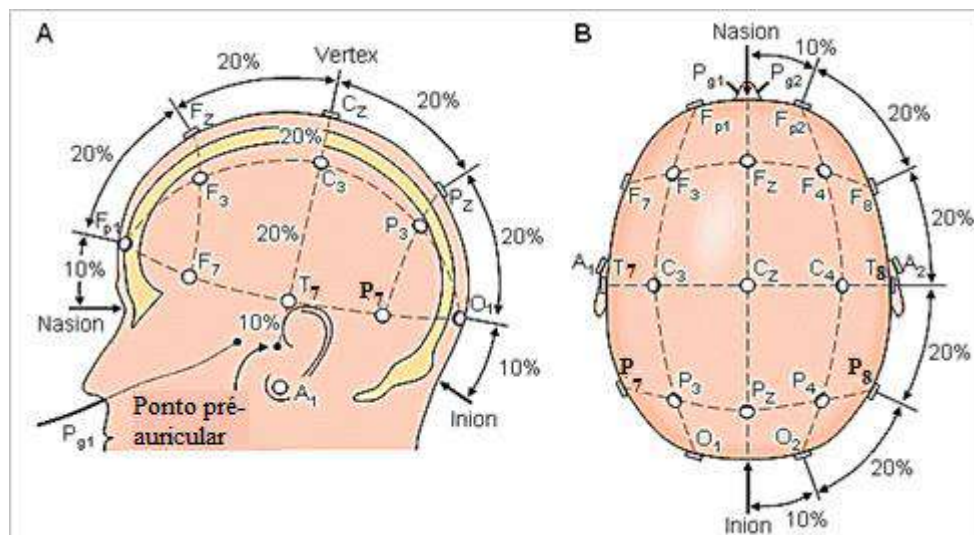


**Figura 16 – Visão superior do cruzamento das sessões de localização dos eletrodos no crânio.**  
 Fonte: KLEM *et al.* (1999, p. 4), modificado pelos autores.



**Figura 17 – Visão frontal da localização dos eletrodos sobre a linha coronal.**  
 Fonte: KLEM *et al.* (1999, p. 4), modificado pelos autores.





**Figura 18 – Sistema 10-20: (A) Visão lateral esquerda e (B) Visão superior do crânio.**

Fonte: MALMIVUO e FLONSEY (1995, p. 258), modificado pelos autores.

Em neonatos, os eletrodos são menores, e, ainda, os eletrodos **F7**, **F3**, **F8**, **F4**, **P3**, **P8** e **P4**. **Fp1** e **Fp2** são colocados mais posteriormente, **Fp3** é colocado entre **Fp1** e **F3**, e **Fp4**, entre **Fp2** e **F4** (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

O registro em monitorização de epilepsia e em monitorização intracraniana permite o uso de 64, 128 ou mesmo 256 canais (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Em detecção de pequenos sinais gerados pelo registro de potenciais evocados, utilizam-se, no mínimo, 100 eletrodos (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

A média de distância entre os eletrodos no sistema internacional 10-20 para adultos é entre 6 e 6,5 cm (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006a). Em pacientes com suspeita de morte encefálica, é ideal utilizar a distância de pelo menos 10 cm entre os eletrodos (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006a).

O eletrodo de referência de gravação é colocado em uma localização não susceptível para artefatos, tal como a região mediana centro-parietal (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Se a interface eletrodo-pele do eletrodo de referência tiver alta impedância, todos os canais podem ter os sinais distorcidos, pois o ruído externo pode prevalecer sobre o sinal de EEG, provocando registros com amplitudes muito baixas com sinal insignificante, ao contrário do que acontece quando há alta impedância em qualquer outro eletrodo (exceto o eletrodo de referência), em que o ruído externo pode provocar um aparente aumento de amplitude no EEG (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). É importante que todos os



eletrodos sejam testados quanto à impedância e que se mantenha abaixo de 5 kΩ (BLUM; RUTKOVE, 2007). A *AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY* (2006d) não aconselha o uso de ligações de orelhas como uma referência de registros digitais. Segundo NUWER *et al.* (1999a), os canais das orelhas não devem ser ligados, e sim registrados separadamente. Contudo, os ângulos mandibulares ainda podem ser utilizados como referência no caso de EEG pediátrico, quando os lobos da orelha são muito pequenos (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006b). No caso de utilização do EEG em suspeitas de morte cerebral, é recomendado o uso da referência **Cz**, pois a referência das orelhas é quase invariavelmente contaminada por artefato (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006a). O uso de **Cz** ou a média construída a partir de todos os eletrodos sobre o crânio constituem uma escolha alternativa comum de referência (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006e; NUWER *et al.*, 1999a), sendo que, quando se opta pela média de todos os eletrodos, **F3** e **F4** são muitas vezes omitidos para minimizar a contaminação de artefatos de movimento dos olhos (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006e).

De acordo com SHEUER (2002), para que se mantenha a interface paciente-EEG em monitorizações contínuas, são utilizados métodos alternativos, tais como eletrodos de agulhas subdérmicas (ou eletrodos de disco padrão) colados no couro cabeludo com colódio<sup>5</sup>, ou, ainda, agulhas subdérmicas grampeadas no couro cabeludo com grampos cirúrgicos. No entanto, a *AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY* (2006d) não recomenda o uso de agulhas; caso seja necessário, devem ser completamente esterilizadas ou descartadas após o uso; no entanto, destaca que pode ser útil em pacientes comatosos, os quais têm respostas à dor mínimas ou ausente.

### 3.6.3 Localização dos eletrodos utilizadas no aEEG

No monitor de função cerebral, implementado em 1969, utiliza-se um eletrodo terra (opcional) e um único par de eletrodos, equivalente a **P3** e **P4**, contudo pode-se optar por **C3** e **C4** (SHELLHAAS *et al.*, 2012), ou, quando disponível em dois canais, recomenda-se **C3/P3** e **C4/P4** (SHELLHAAS *et al.*, 2012).

---

<sup>5</sup> Substância fluente obtida pela dissolução do algodão-pólvora no éter e álcool. (COLÓDIO, 2015)

### 3.6.4 Montagens

Existem três métodos de se registrar o EEG, ou seja, diferentes relações entre eletrodos e canais:

- a. Método bipolar (ou diferencial) – a captação a partir de dois eletrodos gera o registro do sinal igual à diferença de potencial entre os eletrodos (ARGOUD, 2001); a *AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY* (2006e) ainda subdivide em duas classes: bipolar longitudinal (LB) e bipolar transverso (TB). É recomendado que as conexões de eletrodos bipolares, preferencialmente, sejam executadas em linhas retas (ininterruptas) e com distâncias iguais entre os eletrodos (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006e; BLUM; RUTKOVE, 2007), seguindo da frente para trás e da esquerda para a direita, o qual exibe a saída de forma semelhante, e o lado esquerdo do crânio geralmente é exibido acima do lado direito (BLUM; RUTKOVE, 2007).
- b. Método unipolar – o registro de todos os canais é gerado a partir da diferença de potencial entre cada eletrodo e um eletrodo de referência comum (ARGOUD, 2001). Esta referência comum deve ser um local onde a ocorrência de potencial advindo do cérebro seja o mínimo possível, por exemplo, no queixo ou no lóbulo da orelha (ARGOUD, 2001). Essa classe de montagem também é chamada de referencial (R) (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006e).
- c. Método de referência média – o sinal captado em cada derivação será resultante da diferença de potencial entre o respectivo eletrodo e o potencial médio entre todos os eletrodos, ou seja, a referência é resultante do potencial médio de todos os demais eletrodos, método utilizado por WILSON *et al.* (1934)<sup>6</sup> (ARGOUD, 2001).

É recomendado que ambas as montagens, bipolar e unipolar sejam utilizadas (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006b).

Além do padrão recomendado (sistemas 10-20 ou 10-10), outras montagens alternativas são de prática comum entre laboratórios e hospitais, as quais foram reunidas pela *AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY* (2006e). As montagens são designadas para 16, 18 e 20 canais, sendo que o número à esquerda do ponto indica

---

<sup>6</sup> WILSON, F. N. et al. Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode. *American Heart Journal*, v. 9, p. 447–458, 1934.

o número de canais e o número à direita indica montagens alternativas (limitadas a um máximo de três), por exemplo, LB-16.2 e LB-16.3, ambas são do tipo bipolar, longitudinal, com 16 canais, e são alternativas à montagem LB-16.1 (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006e).

Quanto à ordem das derivações, é recomendado que as derivações do lado esquerdo sejam colocadas sobre as derivações do lado direito, ou alternando os pares ou blocos de derivações (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006e).

Em geral, as séries LB.1 e R.1 consistem em derivações agrupadas em proximidade anatômica e sequencialmente estendendo à frente do crânio da esquerda para a direita (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006e). Em LB.2 e LB.3, são comparados blocos de derivações homólogas, e, em R.2 e R.3, as derivações homólogas são justapostas em canais adjacentes para facilitar a comparação de regiões localizadas. As derivações R.2 e LB.2 estendem-se lateralmente a partir da linha média da região sagital, e R.3 e LB.3 estendem-se medialmente desde a região lateral (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006e). As montagens alternativas padronizadas pela *AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY* (2006e) estão dispostas no Anexo A; vale ressaltar que estas são apenas o mínimo, portanto, sendo possíveis outros tipos de montagens.

### 3.7 EXIBIÇÃO DOS DADOS

Os EEGs analógicos são registrados a 30 mm/s (ou 3 cm/s) (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011; ZHANG; DING, 2013) em páginas com 300 mm (ou 30 cm) de largura, o que resulta em 10 s/página (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). A resolução espacial é de 100 pontos/cm no papel e em torno de 30 pixels/cm em um monitor convencional (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

As técnicas comuns de exibição dos dados de EEG incluem espectrograma de cor, que mostra a energia total em certas bandas de frequência (por exemplo, 6 a 14 Hz), razão da potência em algumas bandas para um espectro mais amplo de energia (por exemplo, razão da potência para a banda 6 a 14 Hz vs. 1 a 20 Hz), e exibição de bordas espectrais (SCHEUER, 2002).

Segundo as diretrizes da *American Clinical Neurophysiology Society* (ACNS) (apud NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011), são recomendados no mínimo: 11 bits de resolução na conversão analógico/digital (contando com o bit do sinal); resolução de amplitude (vertical) de  $0,5 \mu\text{V}$ ; resolução horizontal de 100 pixels/s; e taxa amostragem de três vezes o filtro de alta-frequência (*anti-aliasing*<sup>7</sup>).

A resolução horizontal de tela para a exibição do EEG é a máxima frequência fielmente representada por um pixel, sendo, em geral, a metade do número de pixels por segundo. Por exemplo, monitores de 1280 pixels horizontais que exibem 10 segundos de EEG alocariam, em cada segundo, 128 pixels; portanto, seriam representáveis sinais com até 64 Hz ( $128/2$ ) de frequência (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Uma frequência maior, por exemplo, de 256 Hz (para esse caso exemplificado) implicaria dois pontos por pixel, resultando em linhas borradas não interpretáveis (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Ressalta-se que, para exibição de frequências tão altas como 70 Hz, é necessária uma resolução horizontal de, no mínimo, 1400 pixels, caso contrário é imprescindível que os especialistas estejam cientes da possibilidade tanto de perda de resolução de altas frequências quanto distorção de baixas frequências por *aliasing* espacial (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006d).

Na exibição vertical, tem-se que as telas atuais de cristal líquido (*Liquid-Crystal Display* – LCD) têm pixels com dimensão na ordem de 0,25 mm, que, analogamente aos  $7 \mu\text{V}/\text{mm}$  padrões de uma escala de um EEG analógico, equivale a  $7 \mu\text{V}$  durante 4 pixels; assim, cada pixel corresponde a quase  $2 \mu\text{V}$  verticalmente (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Em um monitor de 1024 pixels de dimensão vertical, visualizando 20 canais, haverá aproximadamente 50 pixels por derivação, com  $2 \mu\text{V}/\text{pixel}$  (padrão de  $7 \mu\text{V}/\text{mm}$ ); assim, será possível exibir sinais de EEG de  $\pm 50 \mu\text{V}$  (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Vale ressaltar que a resolução de amplitude, em digitalizadores atuais (12 ou 16 bits), é melhor quando superior a  $0,5 \mu\text{V}$ , e talvez pior quando inferior a  $0,03 \mu\text{V}$ ; ou seja, quando há um sinal de baixa amplitude (por exemplo,  $\pm 1 \mu\text{V}$ ), o uso de pixels com menos de 0,3 mm e sensibilidade de  $7 \mu\text{V}/\text{mm}$  resultaria em uma linha lisa, e, mesmo com  $0,5 \mu\text{V}/\text{pixel}$ , ainda assim, necessitaria ajustar a sensibilidade para  $2 \mu\text{V}/\text{mm}$  (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). A sensibilidade para EEG de rotina pode ser

---

<sup>7</sup> *Aliasing*: Distorção do sinal EEG, que ocorre quando o sinal é digitalizado pelo menos de metade da frequência mais alta presente. (NOACHTAR et al., 1999, p. 22)

configurada entre 5-10  $\mu\text{V}/\text{mm}$ , sendo comumente utilizado 7  $\mu\text{V}/\text{mm}$ , que, com um sinal de calibração de 50  $\mu\text{V}$ , resulta em uma deflexão de 7.1 mm (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006d). Em muitas crianças, a amplitude de atividade do EEG é mais alta do que outras crianças ou do que adultos, sendo apropriado reduzir a sensibilidade para 10 ou 15  $\mu\text{V}/\text{mm}$ ; contudo, o mínimo a ser utilizado é 7  $\mu\text{V}/\text{mm}$  (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006b). No EEG realizado em pacientes com suspeitas de morte encefálica, a sensibilidade deve ser aumentada de 7  $\mu\text{V}/\text{mm}$  para 2  $\mu\text{V}/\text{mm}$  (um parâmetro mais importante neste caso, e geralmente negligenciado) (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006a).

Para facilitar a exibição dos dados, NIEDERMEYER, SCHOMER e LOPES DA SILVA (2011) referem que os canais do hemisfério esquerdo *versus* direito podem ser diferenciados por cores diferentes (vermelho x azul) ajudando o especialista em eletroencefalografia localizar de forma mais rápida as formas de ondas, porém os autores ressaltam que se pode induzir ilusões visuais, as quais podem levar ao erro.

### 3.8 INFORMAÇÕES PARA O ARMAZENAMENTO

NIEDERMEYER, SCHOMER e LOPES DA SILVA (2011) referem que o mínimo de informação para a possível identificação dos dados de EEG armazenados inclui o nome do paciente, data de nascimento, número do prontuário, número do laboratório [ou hospital] onde foi realizado o EEG, e a data da realização do exame; outras informações seriam adicionais, tais como a história do paciente, medicações e condições de registro. *AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY* (2006d) acrescenta ainda as iniciais do tecnologista, o horário e data da última crise (se houver) e o estado comportamental do paciente.

Características dos dados do EEG deveriam ser armazenadas automaticamente, como, por exemplo, o horário de realização, todas as montagens, sensibilidade, filtro usado na gravação, início e fim de outros procedimentos (como foto-estimulações ou hiperventilação), e, ainda, poderiam ter entradas para adição de comentários, seja por entradas pré-definidas, tais como “abertura dos olhos”, “acordado” ou “crises”, ou como texto livre, podendo ser acrescentadas tanto por um especialista quanto pelo próprio programa (por exemplo, algoritmos de detecção automática de picos agudos ou crises) (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006d, 2006f).

### 3.9 DESCRIÇÃO DOS ACHADOS DO EEG

A descrição dos achados do EEG deve começar com atividade de fundo, iniciando com a atividade dominante, a frequência (preferencialmente em Hz ou ciclos por segundo), quantidade (persistente, intermitente), localização, amplitude, simetria ou assimetria, e, por fim, distinguir em rítmico ou irregular (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006g). É desejável que a amplitude média seja dada em microvolts, necessário para a definição dos termos tais como “baixo”, “médio” e “alto” (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006g) em relação a 50  $\mu$ V.

Posteriormente à descrição da atividade de fundo, devem ser descritas as anormalidades, incluindo o tipo (picos, ondas agudas, ondas lentas), a distribuição (difuso ou focal), topografia ou localização, simetria, sincronia (intra- e inter-hemisférica), amplitude, tempo (contínuo, intermitente, episódico ou paroxístico) e a quantidade de padrões anormais (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006g).

Quando a anormalidade é episódica, devem ser especificadas a presença ou ausência de periodicidade entre os episódios, característica rítmica ou irregular dos padrões em cada episódio e a extensão da duração dos episódios (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006g).

Artefatos podem ser mencionados somente quando: forem questionáveis e podendo representar atividade cerebral; quando forem incomuns ou excessivos (movimento dos olhos, músculo), interferindo na interpretação do registro; ou quando podem fornecer informação diagnóstica valiosa, tais como mioquimia, nistagmo, etc. (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006g).

### 3.10 CUSTO/EFETIVIDADE DA UTILIZAÇÃO DO EEG CONTÍNUO

Com relação ao custo-efetividade, apesar da dificuldade de mensuração devido às inovações diárias desta tecnologia, o estudo de VESPA *et. al.* (1999)<sup>8</sup> (apud SCHEUER, 2002) revelou que este quesito equivaleu a apenas 1% dos custos do hospital, porém a decisão crítica do tratamento influenciou em mais de 90% dos

---

<sup>8</sup> VESPA, P. M.; NENOV, V.; NUWER, M. R. Continuous EEG monitoring in the intensive care unit: early findings and clinical efficacy. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 16, n. 1, p. 1–13, jan. 1999.

300 pacientes monitorizados continuamente, oferecendo qualidade a mais no tratamento.

### 3.11 MÉTODO DE AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO

Assim como o EEG convencional, o EEG reduzido é, sobretudo, interpretado por meio de reconhecimento visual de padrões, incluindo avaliação de continuidade ou descontinuidade e identificação de crises epiléticas (WIKSTRÖM, 2011). NIEDERMAYER, SCHOMER e LOPES DA SILVA (2011) ressaltam que, apesar dos imensos esforços de pesquisadores em algoritmos de detecção automática, estes ainda não são satisfatórios, pois podem tanto deixar escapar crises ou picos, quanto ter um alto número de falsas detecções. Em estudos futuros, a Transformada de Hilbert talvez seja uma ferramenta mais eficaz detecção automática na identificação de aspectos patológicos do EEG.

## 4 CARACTERÍSTICAS DE PROCESSAMENTO DOS SINAIS

### 4.1 TAXA DE AMOSTRAGEM

As taxas de amostragens típicas para o EEG são na ordem de várias centenas de amostras por segundo (Hz); por exemplo, uma taxa de 200 Hz implicaria amostras tomadas a cada 5 ms (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

A taxa de amostragem mínima deve ser três vezes a configuração do filtro passa-baixas (para prevenir *aliasing*); por exemplo, para um filtro passa-baixas de 70 Hz, a taxa de amostragem mínima seria 210 amostras/s, porém taxas mais elevadas são preferíveis (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006f).

### 4.2 MINIMIZAÇÃO DE RUÍDOS

Os maiores pontos de entradas/barreiras de ruídos consistem: na interface dos eletrodos, entradas dos amplificadores e filtros analógicos (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

#### 4.2.1 Ruídos da rede – 50 ou 60 Hz

De acordo com NIEDERMEYER, SCHOMER e LOPES DA SILVA (2011), um campo elétrico de 60 Hz (ou 50 Hz) no corpo humano pode produzir ruído 10.000 vezes maior do que o EEG. Esta frequência de oscilação da rede de 60 Hz constitui a fonte de interferência externa mais comum (ARGOUD, 2001). Devido ao alto nível de atividade de fundo de 60 Hz, muito comum em Unidade de Terapia Intensiva (UTI), adicionado à probabilidade de discrepância de impedância dos eletrodos durante registros prolongados, é aconselhável um filtro *notch* para o registro, ou ao menos na exibição dos dados (SCHEUER, 2002), portanto, filtro *notch* de 50 ou 60 Hz deve estar disponível (NUWER et al., 1999a, 1999b). Entretanto, o filtro *notch* pode distorcer ou atenuar espículas (componentes pontiagudos), devendo ser usado somente quando outras medidas contra a interferência de 60 Hz falharem (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006d; EBNER et al., 1999). Como os filtros distorcem os sinais, em amplitude e fase, o ideal é minimizar o uso dos filtros (EBNER et al., 1999).



### 4.2.2 Ruído térmico

Uma pessoa hospitalizada pode apresentar temperaturas intermitentes durante os dias de internação, e, conseqüentemente, durante o procedimento de registro do EEG. Sabe-se também que a temperatura pode aumentar a magnitude ruído térmico (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Contudo, NIEDERMEYER, SCHOMER e LOPES DA SILVA (2011) afirmam que, utilizando um filtro superior a 70 Hz e resistência total máxima dos eletrodos de 1.000  $\Omega$ , a temperatura corporal produzirá um ruído térmico de aproximadamente 0,035  $\mu\text{V}$ , e, portanto, é improvável que faça diferença no registro.

## 4.3 FILTRAGEM DO SINAL

Tradicionalmente, a análise do EEG começa com análise de frequência, usualmente, a Transformada de Fourier, e inclui integração ou soma dentro das bandas de frequências (*delta*, *teta*, *alfa* e várias bandas *beta*) (NUWER et al., 1999a). Em outros casos, as bandas são divididas (ou ainda subdivididas) em intervalos de 4 Hz; contudo, a banda *alfa* deve parar em 12 Hz em vez de 13 Hz, e a banda *teta* começará em 4 Hz em vez de 5 Hz (NUWER et al., 1999a).

### 4.3.1 Filtro passa-altas

Para registros padrões de EEG (pacientes adultos), a frequência de corte do filtro passa-altas não pode ser superior a 1 Hz, que corresponde a uma constante de tempo de, no mínimo, 0,16 s; no entanto, vale ressaltar que informações vitais podem ser perdidas quando há atividade patológica em *delta* (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006d; EBNER et al., 1999). NUWER et al. (1999a) referem 0,1 Hz para o filtro passa-altas, podendo, contudo, utilizar 2 Hz em algumas circunstâncias. Para EEG pediátrico deve ser entre 0,3 e 0,6 Hz (constante de tempo de 0,27-0,53 s) (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006b). Para utilização em suspeitas de morte cerebral, não deve ser superior a 1 Hz (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006a).

### 4.3.2 Filtro passa-baixas

A frequência de corte (ou de - 3 dB [decibéis]) do filtro passa-baixas para EEG não deve ser menor do que 70 Hz (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006d; EBNER et al., 1999), cabendo destacar que, juntamente, podem-se atenuar ou distorcer picos ou outras descargas patológicas, e, ainda, causar artefatos musculares semelhantes aos picos (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006d). NUWER *et al.* (1999a) referem 60-70 Hz para o filtro passa-baixas. Em EEG de suspeitas de morte encefálica não deve ser inferior a 30 Hz (AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY, 2006a). Contudo, NUWER *et al.* (1999b) dizem que os filtros passa-baixas podem estar disponíveis em, no mínimo, 15, 30 e 70 Hz.

O uso habitual de velocidade lenta de exibição, a escala de tempo, e a resolução gráfica do monitor limitam a capacidade do especialista de decifrar visualmente ondas de frequências maiores do que 40 Hz, contudo isto não justifica um limiar exagerado de respostas de alta frequência dos canais de EEG, pois as ondas de EEG incluem transientes, tal como picos e ondas agudas com componentes de frequência acima de 50 Hz (NOACHTA et al., 1999).

MAYNARD, PRIOR e SCOTT (1969) utilizam um filtro passa-banda entre 2 e 15 Hz com objetivo de abrandar o espectro de frequência, tornando a medição mais estável a níveis de componentes não-senoidais. SHELLHAAS *et al.* (2012) dizem que o uso da tendência digital, ou seja, o aEEG, modifica o EEG “cru” (convencional), pois faz a filtragem de frequências menores do que 2 Hz e maiores do que 15 Hz, procedimento que retifica e suaviza o sinal.

### 4.3.3 *Infinite Impulse Response* (IIR)

O filtro *Infinite Impulse Response* (IIR), ou filtro de resposta ao impulso infinita, é um tipo de filtro que pode, teoricamente, ter resposta ao impulso que continua incessantemente (THEDE, 2005). É um método comumente utilizado, o qual usa funções de aproximação de filtros analógicos anteriormente desenvolvidas (teoria de projeto de filtro e tabelas de funções de transferência que estão prontamente disponíveis) e simplesmente traduzem-nas de uma maneira que sejam utilizáveis por sistemas de tempo discreto (THEDE, 2005). A maioria dos filtros projetados que

utilizam este método é de natureza recursiva, ou seja, a saída do filtro dependerá de valores prévios à saída, bem como valores passados e atuais de entrada (THEDE, 2005). Os filtros IIR têm vantagens de fornecer alta seletividade para uma ordem particular e uma técnica de projeto fechada que não requer iteração, e também fornece uma solução bastante precisa para as especificações de ganho (G) e frequências de bordas (THEDE, 2005), mas têm características de fase não linear e possível instabilidade devido a implementação simplória (THEDE, 2005).

A escolha do filtro, IIR ou FIR (de Resposta ao Impulso Finita – abordado em seguida), deve ser determinada de acordo com as necessidades da aplicação. Por exemplo, se é dada maior importância na resposta de magnitude que na resposta de fase, então o filtro IIR parece ser a melhor escolha (OPPENHEIM; SCHAFER; BUCK, 1999; THEDE, 2005).

#### **4.3.4 *Finite Impulse Response (FIR)***

O filtro *Finite Impulse Response* (FIR), ou filtro de resposta ao impulso finita, é um tipo de filtro que, geralmente, tem uma resposta ao impulso contendo somente um número finito de valores (THEDE, 2005). Este método não depende da teoria de filtros analógicos, e usa a resposta em frequência do filtro desejado para determinar diretamente os coeficientes do filtro digital (THEDE, 2005). Este método, geralmente, produz filtros não recursivos que têm saídas dependendo somente de valores passados e atuais da entrada (THEDE, 2005). Os filtros FIR têm as vantagens de fornecer uma resposta de fase linear (atraso de grupo constante) e de serem sempre estáveis, pois são implementados usando uma função de transferência com pólos apenas na origem (THEDE, 2005), e, desde que não haja pólos fora do círculo unitário, o filtro será sempre estável (THEDE, 2005). Porém, isto fará com que o filtro utilize uma ordem muito maior do que um filtro IIR que tenha resposta de magnitude comparável (THEDE, 2005). A alta ordem utiliza tempo de processamento mais longo e requer mais memória (THEDE, 2005). Além disso, os filtros FIR devem ser desenhados com um método iterativo, uma vez que o comprimento do filtro requerido para satisfazer uma determinada especificação de filtro só pode ser estimada (THEDE, 2005). Indica-se a utilização do filtro FIR quando a resposta da fase é mais importante do que a amplitude (THEDE, 2005).

#### 4.4 SEGMENTAÇÃO DO SINAL

Quando se é possível assumir que a mudança no espectro de Fourier, durante um intervalo pequeno do sinal, é estacionária, pode-se dividi-lo em janelas e calcular a Transformada de Fourier de cada janela separadamente (WALLISCH et al., 2009).

Para se analisar o sinal em épocas, é preciso haver um equilíbrio, pois, se a época for demasiadamente pequena, satisfará a resolução no tempo, porém a descontinuidade adicionará componentes de altas frequências extras e, com isso, prejudicará a resolução em frequência (ARGOUD, 2001; JOBERT et al., 1994). Por outro lado, se a janela for excessivamente larga, a resolução em frequência estará assegurada, mas a resolução em tempo diminuirá (ARGOUD, 2001; JOBERT et al., 1994). JOBERT *et. al.* (1994) propõe a utilização da Desigualdade de Heisenberg (Equação 1), que impõe um limite inferior para o produto entre a largura do tempo e da frequência, onde  $\Delta t$  é resolução no tempo e  $\Delta f$  é a resolução na frequência, e a resolução tempo-frequência é fixa ao longo de todo o plano tempo-frequência. Apesar de se conseguir um equilíbrio da resolução tempo-frequência, não permite uma boa resolução simultaneamente em tempo e em frequência (JOBERT et al., 1994).

$$\Delta t \cdot \Delta f \geq \frac{1}{4\pi}, \quad (\text{Equação 1})$$

O janelamento é um procedimento para minimizar essas descontinuidades, o qual é uma aplicação de uma função de ponderação (por exemplo, janelas *Hamming*) para suavizar os extremos de cada época em direção a zero (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). A função janela *Hamming* comumente utilizada é descrita na Equação 2, onde  $w(n)$  é a função janela generalizada,  $N$  é o número de pontos e  $n$  varia durante o intervalo (WALLISCH et al., 2009). Há também a função janela *Hann* (Equação 3), similar à janela *Hamming* (WALLISCH et al., 2009).

$$w(n) = 0.53836 - 0.46164 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), \quad (\text{Equação 2})$$

$$w(n) = 0,5 - 0,4 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), \quad (\text{Equação 3})$$

Como o procedimento de segmentação em janelas ocasiona perdas de algumas informações, a análise é realizada em várias épocas sobrepostas entre si em 25% a 75% (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). NUWER *et al.* (1999a) reforçam que a sobreposição sequencial de épocas pode ser usada para ajudar a restaurar

a quantidade efetiva de dados analisados, porém mencionam que a janela *Hamming* é desnecessária quando se examinam picos epiléticos, potenciais evocados ou outras características no domínio do tempo.

Portanto, para aumentar a probabilidade de o sinal ser estacionário durante a época, a filtragem no domínio do tempo é tipicamente realizada em épocas curtas, por exemplo, 1 segundo (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Contudo, épocas curtas podem introduzir descontinuidades entre as épocas subsequentes (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Porém, NUWER *et al.* (1999a) preconizam que cada época deva ter no mínimo 2 s de comprimento, sendo, de preferência, maiores.

Tanto a Transformada de Fourier quanto a Transformada de *Wavelet* distorcem as bordas (direita e esquerda) das janelas seccionadas do sinal (ARGOUD, 2001). Para contornar este problema, ARGOUD (2001) seccionou o sinal em janelas de 15 s (não utilizou janelas muito pequenas para não aumentar o número de bordas discrepantes) para transformá-lo e, posteriormente, dividiu novamente cada segmento de 15 s em segmentos de 1 s e utilizou um algoritmo para analisar as bordas (se o valor absoluto do ponto de borda for maior que o valor de média para aquela derivação – considerada discrepante – então, a borda terá valor igual ao seu sucessor ou antecessor, conforme a localização da borda).

#### 4.5 AMPLITUDE DO SINAL

A amplitude absoluta (geralmente expressada em microvolts) é calculada para cada banda de frequência, e a amplitude relativa é avaliada calculando a amplitude em uma banda de frequência dividida pela amplitude média em todas as bandas de frequências (NUWER *et al.*, 1999a). A assimetria de amplitude relativa e absolutas também são avaliadas (NUWER *et al.*, 1999a). A energia de assimetrias esquerda-direita (relativa e absoluta) é calculada preferencialmente como  $(\text{esquerda} - \text{direita})/(\text{esquerda} + \text{direita})$  e é expressada em porcentagem (NUWER *et al.*, 1999a).

## 5 MONITORIZAÇÃO CONTÍNUA

De acordo com YLÖSTALO (1999), 10 minutos de um EEG moderno, com taxa de dados de 960.000 bps (EEG de 60 canais, amostrado a 1000 Hz com 12 bits de resolução), requer 70 MiB de armazenamento. Uma hora de EEG com 32 canais com digitalização de 16 bits (2 bytes) por amostra e taxa de amostragem de 400 amostras por segundo geraria  $(32 \times 2 \times 400 \times 3600) = 87,89$  MiB (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Um dia inteiro de EEG (24h) suscitaria aproximadamente 2 GiB, e ainda, se aumentar a taxa de amostragem para 1000 Hz, originaria em torno de 5 GiB por dia (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Ou ainda, de acordo com AGARWAL *et al.* (1998), um EEG de 16 canais, em uma monitorização contínua de 24 h, será equivalente a mais de 8.500 páginas de EEG convencional. Apesar da imensa quantidade de dados produzidos, uma monitorização por um longo período pode ser crucial nas tomadas de decisões relacionadas ao tratamento, pois permite avaliar a evolução da atividade cerebral durante o período deste tratamento.

A monitorização contínua indica [em tempo real] se a atividade é aumentada, diminuída ou mantida, e também mostra se as amostras convencionais de EEG são típicas da atividade contínua, ajudando o médico nas decisões sobre o tratamento (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969).

Segundo AHMED, TAFRESHI e LANGARI (2008), a viabilidade de um sistema automático cEEG depende de quatro itens essenciais, são eles:

- a. ser capaz de exibir de forma contínua o EEG bruto;
- b. mostrar avaliações quantitativas do EEG identificando as tendências;
- c. identificar o início de eventos críticos, tais como convulsões;
- d. ter a capacidade de ampliar regiões específicas dos dados processados.

Segundo SHEUER (2002), a exibição quantitativa geralmente pode revelar algumas mudanças relevantes no EEG, tais como crises, pioras de desaceleração focal, supressão generalizada, perda de frequências mais rápidas, ou aumento/diminuição da variabilidade do EEG. Contudo, SHEUER (2002) ressalta a importância da disponibilização imediata do EEG bruto, no caso de mudanças significativas no EEG quantitativo, para que seja possível avaliar, rever e comparar.

O monitor de função cerebral foi implementado e utilizado em 1969 por MAYNARD, PRIOR e SCOTT (1969) para monitorar pacientes com danos cerebrais. Conforme mencionado anteriormente, o EEG reduzido revelou características de

traçado específicas: (i) traçado isoeétrico após uma parada cardíaca, com paciente em coma profundo; (ii) decaimento do traçado, equivalente a atividade cerebral diminuída, simultaneamente à queda da pressão arterial (paciente semiconsciente após três dias de uma parada cardíaca); (iii) aumento e um estreitamento do traçado, indicando retorno da atividade cerebral contínua normal, após tratamento (paciente após overdose por barbitúricos) (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969).

HOFFMANN *et al.* (1996) utilizaram a transformada de Hilbert para analisar sinais de 27 crianças que sofriam de epilepsia benigna com picos centro-temporais. Os parâmetros utilizados no estudo foram 19 eletrodos de superfície ativos de Ag/AgCl, sistema 10-20, taxa de amostragem de 256 Hz, filtrado por um passa-banda de 4-30 Hz (HOFFMANN *et al.*, 1996). Utilizaram segmentos de 2 s, com 512 amostras e empregaram uma rede neural para classificação automática dos picos (HOFFMANN *et al.*, 1996). Dentre os resultados encontrados, destacam-se os seguintes: durante a ocorrência de espículas, a magnitude da Potência Instantânea (IP - *Instantaneous Power*) foi elevada em comparação com o meio da espícula; o curso da Frequência Instantânea (IF - *Instantaneous Frequency*) foi qualificado como de baixa variabilidade (ou um curso estável), mas somente nos canais em que as espículas ocorreram claramente; durante o evento de espículas, a Frequência Instantânea variou entre 7 e 18 Hz (com um curso de tempo declinando das frequências mais altas para as frequências mais baixas); assim, o efeito da diferença de variância entre o evento de espícula e a atividade de fundo foi aumentada. Concluiu-se que: o curso individual de tempo da Frequência Instantânea é uma eficiente ferramenta para caracterizar a morfologia das espículas, pois descreve as formas de onda dos picos; e, ainda, que a Potência Instantânea é uma ferramenta eficiente para classificação topográfica de picos (HOFFMANN *et al.*, 1996). No treinamento da rede neural, a sensibilidade foi calculada com 98% para classificação para o conjunto de teste e com 100% para a reclassificação do conjunto de treinamento (HOFFMANN *et al.*, 1996).

YLÖSTALO (1999), ao dispor sobre alguns métodos de compressão, algoritmos sem perdas e com perdas, concluiu que estes últimos têm uso limitado devido à falta de padrões e de legislações que limitem tais perdas, porém podem ser viáveis para realização de exames ambulatoriais, tais como estudo do sono e EEG ambulatorial. Tais métodos ainda necessitam de mais aprofundamentos e estudos.

O trabalho de AGARWAL *et al.* (1998) consistiu em utilizar o método denominado *Automatic Analysis of Segmented-EEG* (AAS-EEG) para uma segmentação

do EEG em seções fracamente estacionárias (pois o sinal de EEG é não-estacionário, e, portanto, sua segmentação deve ser de um tipo similar), ou seja, uma segmentação no limite onde há uma mudança do padrão do EEG. Para a execução, primeiro, o sinal era segmentado, tinha suas características extraídas, era classificado (segmentos em grupos de padrões semelhantes) e, depois, apresentado (em uma forma comprimida). O resultado mostrou que a informação obtida era tal que um médico clínico podia avaliar rapidamente o padrão de fundo de um EEG e identificar quaisquer alterações; no entanto, não fornecia dados concisos para um diagnóstico definitivo, e nem para identificar breves alterações transitórias (AGARWAL et al., 1998).

A técnica de redução do EEG que consiste em reduzir os dados do EEG bruto de eletrodos bi-parietais durante longos períodos de tempo obtendo um novo traçado, é, atualmente, chamada de *amplitude-integrated* EEG (aEEG). A redução do EEG torna possível examinar rapidamente as tendências da atividade eletrocortical de fundo (ZHANG; DING, 2013). De acordo com ZHANG e DING (2013), os registros de aEEG são baseados no esquema análogo ao protótipo utilizado por MAYNARD, PRIOR e SCOTT, em (1969). Uma das utilizações do aEEG, de acordo com TER HORST *et al.* (2004), é selecionar pacientes após asfixia perinatal para receber uma terapia neuroprotetora, pois o aEEG fornece um pré-diagnóstico preciso nas horas após o nascimento. TER HORST *et al.* (2004) estudaram o aEEG de 30 pacientes nascidos a termo com asfixia perinatal e internados no primeiro dia em Unidade de Terapia Intensiva Neonatal (UTIN), desde o nascimento durante as primeiras 72 h. Para o reconhecimento de padrões na análise aEEG, TER HORST *et al.* (2004) citam e utilizam a classificação de TOET *et al.* (1999)<sup>9</sup>, e obtiveram os seguintes resultados conforme os contínuos padrões de fundo: seis lactentes apresentaram padrões normais, abrangendo os padrões de 12-25 (-50  $\mu$ V) sendo classificados ou em Tensão Normal Contínua com ciclicidade dos estágios de sono (CNV-S - *Continuous normal voltage with cycling of sleep stages*), ou como Tensão Normal Contínua (CNV - *Continuous normal voltage*) sem os estágios de sono; outros sete pacientes continham padrões levemente anormais, com predominância abaixo de 5  $\mu$ V rotulados como Tensão Normal Descontínua (DNV - *Discontinuous normal voltage*); três neonatos apresentaram períodos curtos de Surto-Supressão (BS - *Burst suppression*), ou seja,

---

<sup>9</sup> TOET, M. C. et al. Amplitude integrated EEG 3 and 6 hours after birth in full term neonates with hypoxic-ischaemic encephalopathy. *Archives of Disease in Childhood-Fetal and Neonatal* Edition, v. 81, n. 1, p. F19-F23, 1999.



traçados descontínuos com períodos intermitentes ora com atividade cortical baixa ( $<5 \mu\text{V}$ ) ora com períodos de surtos de altas amplitudes; um paciente apresentou um curto período de amplitude extremamente baixa ( $<5 \mu\text{V}$ ), principalmente inativo, denominado Traçado plano (FT - *Flat tracing*), ou chamado também de isoeétrico; além disso, este mesmo lactente apresentou curtos períodos de amplitude muito baixa, igual ou menor que  $5 \mu\text{V}$ , considerados como Tensão baixa contínua (CLV - *Continuous low voltage*); em dez aEEGs, foram encontradas atividades epilépticas únicas ou repetitivas com atividade cortical sustentada, designadas como *Epileptic Activity* (EA); quando as EAs eram repetidas tornando um padrão aumentado de atividade cortical regular (“dente de serra”), foram reconhecidas como Estado Epiléptico (SE - *Status epilepticus*) (TER HORST et al., 2004). Destes mesmos 10 pacientes, 2 deles não tinham evidência de sinais clínicos e outros 4 pacientes continuaram a apresentar sinais característicos de EA mesmo após um aparente sucesso do tratamento e dos sinais clínicos (TER HORST et al., 2004). Dos lactentes que, inicialmente, tinham padrões normais (CNV, CNV-S ou DNV), um deles apresentou um período curto de EA nas primeiras 12 h após o nascimento, e outro neonato apresentou EA entre 24 h e 48 h (TER HORST et al., 2004). Outro lactente teve um padrão CLV seguido por um longo período de BS 36 h após o nascimento, intermitentes com períodos curtos de sinais clínicos de convulsão (TER HORST et al., 2004). Um último neonato, inicialmente com padrão DNV, apresentou sinais clínicos de EA somente no terceiro dia de vida (TER HORST et al., 2004). Os dados de TER HORST *et al.* (2004) são muito relevantes, pois evidenciam a necessidade de: uma monitorização contínua de EEG; um método de redução de dados eficaz; e, ainda, reconhecer os padrões apresentados destes últimos. A importância da monitorização contínua é nitidamente ressaltada pelos padrões de EEG apresentados em dias subsequentes a uma doença que poderia resultar em dano cerebral (neste caso, a asfixia perinatal), e, ainda, é importante para diagnósticos de crises subclínicas como apresentados por alguns dos lactentes da pesquisa. A necessidade de compactação dos dados de EEG e de conhecimento de seus padrões torna-se evidente para a análise de grandes períodos de monitorização; neste caso, foram extremamente importantes, pois, após três dias de monitorização, um neonato ainda apresentou sinais de EEG relevantes no diagnóstico e tratamento.

A pesquisa de ARGOUD (2001) utilizou registros de EEG de pacientes com monitorização contínua internados na Clínica Neurológica do Instituto Neurológico de

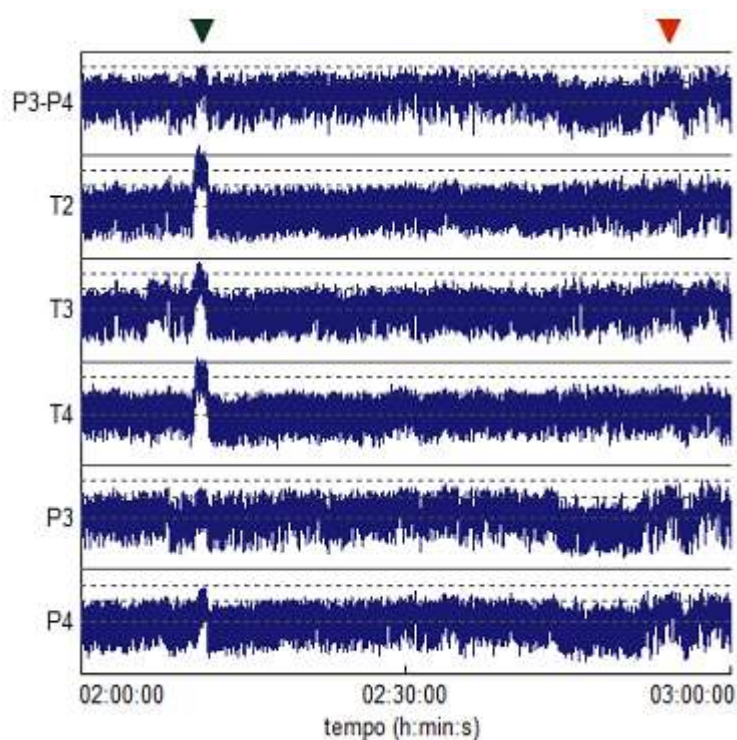
Montreal (MNI), dos quais foram selecionadas gravações com trechos de manifestações eletrográficas epileptogênicas, e visou criar um sistema para processamento de sinais que identifique descargas epileptiformes. Dentre as 47 *wavelet kernel* conhecidas, a função *wavelet* Coiflet 1 é a que oferece a maior correlação morfológica com as espículas epileptogênicas e maior grau de compactação na decomposição (ARGOUD, 2001). Portanto, foi utilizada a Transformada de *Wavelet* (Coiflet 1) e Redes Neurais Artificiais (RNAs) (4 RNAs do tipo *feedforward*, com treinamento *backpropagation* otimizado) (ARGOUD, 2001). O sistema foi capaz de detectar 98,4% de especificidade, sensibilidade de 48,7% (considerando a precisão, a média aritmética entre sensibilidade e especificidade foi de 73,55%), 96,2% de acertos na classificação, e teve valor preditivo positivo de 47,3% e valor preditivo negativo de 97,4% (ARGOUD, 2001).

A Transformada de *Wavelet*, segundo ARGOUD, AZEVEDO e MARINHO NETO (2004), trata-se de um conjunto de filtros passa-baixas que extraem características de média (ou “aproximações”) do sinal, e, ainda, um conjunto de filtros passa-faixas extraem as características de frequências não nulas (ou “detalhes”) do sinal. O sistema proposto foi a utilização dessa Transformada *Wavelet* (função *wavelet* Coiflet 1), por meio do qual visaram seccionar apenas as características epileptogênicas dos sinais de EEG, e, após, utilizaram um grupo de Redes Neurais Artificiais (RNAs), tipo *Perceptron* Multicamadas (MLP), treinadas com algoritmo *Backpropagation*, para distinguir entre eventos tipo espícula e onda aguda da atividade normal de fundo (ARGOUD; AZEVEDO; MARINO NETO, 2004). Os autores obtiveram um desempenho real pelo sistema de quase 80%, ou seja, superior aos obtidos em detecções automáticas de estudos anteriores que não utilizam método de diferenciação de características epileptogênicas de eventos epileptiformes, ou falso-positivos (ARGOUD; AZEVEDO; MARINO NETO, 2004). A utilização da Transformada *Wavelet* no reconhecimento automático de eventos epileptogênicos baseia-se nas seguintes características: trata-se de uma transformada que é adequada ao tratamento de sinais estocásticos, que contenham uma quantidade elevada de transientes; permite uma boa representação simultânea no tempo e na frequência; **permite grande compactação de dados** quando houver escolha adequada da função *Wavelet* de decomposição; e dispõe de um algoritmo rápido, e ao mesmo tempo de implementação simples (ARGOUD, 2001; ARGOUD; AZEVEDO; MARINO NETO, 2004).

ZHANG e DING (2013) propuseram um algoritmo digital para o aEEG, e, em seguida compararam-no a um monitor contínuo comercial aEEG conhecido.

Verificaram simultaneamente o traçado de aEEG e dados de EEG de 72 neonatos com encefalopatias hipóxia-isquêmicas, convulsões, dano de substância branca, hemorragia intraventricular e neurodesenvolvimento normal (casos-controle). A pesquisa visou comparar os pontos referentes ao percentual utilizado para a construção do sinal reduzido, ou seja, entre 80 e 100% e entre 0 e 20% de cada segmento de 15 s do sinal. Nesta pesquisa, os autores utilizaram a taxa de erro do algoritmo do aEEG como a soma de diferentes amplitudes de cada par de pontos terminais (ponto terminal no traçado de monitorização contínua aEEG conhecido *versus* o ponto terminal correspondente no traçado do aEEG digital proposto) dividido pela soma das amplitudes de cada ponto terminal no traçado do monitor contínuo (ZHANG; DING, 2013). Os resultados analisaram as posições entre 80% e 100%, e entre 0% e 20%, e foram encontrados um erro mínimo de 2,6% para a posição máxima de 93% e um erro mínimo de 4,9% para a posição mínima de 9%. ZHANG e DING (2013) consideraram que a versão digital do aEEG é mais rápida para calcular e mais fácil para salvar, e ainda fornece um caracterização objetiva da tendência da intensidade da atividade cerebral.

DE MELO, CAGY e INFANTOSI (2014, 2016) visaram utilizar a Transformada Discreta de Hilbert (TDH) na redução dos dados de EEG para utilização em Unidade de Terapia Intensiva (UTI). Este método foi denominado pelos autores como Hilbert HaEEG (HaEEG). O método obtém o envelope do sinal de um EEG multicanal por meio do módulo da TDH. O HaEEG visa direcionar os especialistas, pois permite: a utilização em monitorização contínua; o realce dos padrões de crises, as quais muitas vezes são subclínicas; e a transmissão dos dados de forma remota (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014, 2016). Neste mesmo estudo, foram utilizados dois sinais de EEG com crises de epilepsia do lobo mesial temporal, com registros de 21 canais (sistema 10-20), com taxa de aquisição de 250 Hz, e, após a obtenção do envelope, a cada segmento de 5 s, foram utilizados os percentis de 10 e 90, reduzindo o sinal para 0,16% do original (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014, 2016). Os resultados mostraram, tais como na Figura 19, que a utilização de multicanais permite uma nitidez maior, comparados com o uso de apenas P3-P4, de trechos de episódios de crises (seta verde) permitindo diferenciá-los de outros trechos que poderiam ser confundidos com crises (seta vermelha) (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014, 2016).



**Figura 19 – HaEEG multicanal na banda assimétrica de 2-15 Hz.**

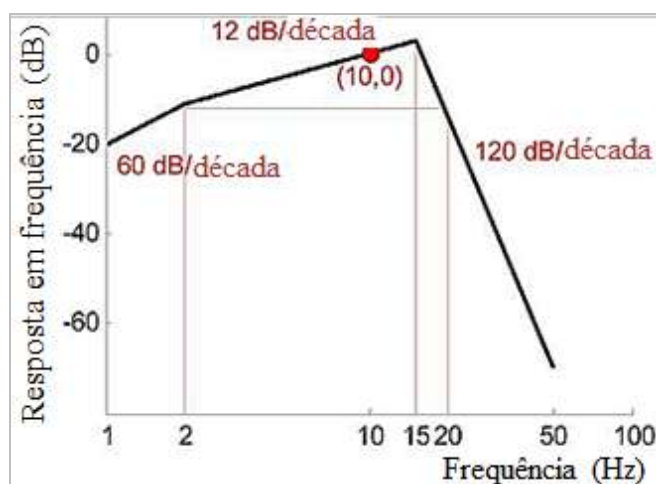
Fonte: DE MELO; CAGY e INFANTOSI (2014, p. 1826)

Os sistemas modernos de monitorização contínua podem armazenar dados de EEG de até 96 h com 16-32 canais, que são transferidos para um computador por meio de uma interface *Universal Serial Bus* (USB), e os sistemas de monitorização de longo prazo podem ser conectados diretamente a um computador, seja por meio de USB, outro cabo ou por conectividade TCP/IP (*Transmission Control Protocol / Internet Protocol*) (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011). Este último permite também a transmissão dos dados para uma máquina de aquisição em qualquer ponto da rede (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

## 6 MÉTODOS DE REDUÇÃO DOS DADOS

### 6.1 MONITOR CONTÍNUO DE FUNÇÃO CEREBRAL DE 1969

No monitor de função cerebral, ou seja, no aEEG tradicional, o sinal passa por um amplificador paramétrico tendo uma impedância de 10 M $\Omega$  com uma taxa de rejeição em fase acima de 110 dB (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969). Posteriormente, o sinal passa por um filtro de banda larga (Figura 20), o qual corta as frequências abaixo de 2 Hz (com finalidade de eliminar flutuações causadas por suor) e acima de 15 Hz e com alta rejeição em 50 Hz; a inclinação na banda de passagem é aproximadamente o inverso de um EEG normal quando não estão ocorrendo ritmos *alfa* ou *beta*. Deste modo, o espectro de frequência do EEG é nivelado e a mensuração dos componentes não sinusoidais é mais estável (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969).



**Figura 20 – Diagrama esquemático da resposta em frequência do filtro analógico do Monitor de Função Cerebral.**

Fonte: PRIOR e MAYNARD (1986) adaptado por ZHANG e DING (2013, p. 886)

Depois de filtrado, o sinal é submetido à compressão semilogarítmica de amplitude, procedimento necessário por causa das grandes flutuações de nível do EEG e para ajustar a amplitude sem a necessidade de ajuste de ganho (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969). A seguir, a retificação pico-a-pico provoca uma suavização na linha desenhada por meio do pico do sinal comprimido com o componente DC (*Direct Current*) retido (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969); a saída é mostrada em um gráfico comprimido no tempo equivalendo a 5 cm/h (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969). Posteriormente, passou a ser utilizado 6 ou 30cm/h (MAYNARD; JENKINSON, 1984), no qual o nível e a largura do traço são em função do tipo de EEG (MAYNARD;

PRIOR; SCOTT, 1969). O sistema continha uma rede de monitorização de impedância de eletrodos para controle de eletrodos mal conectados ou deteriorados e de ocorrência de artefatos de eletrodos (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969). Esse sistema indica se a atividade cerebral aumentou, diminuiu ou se manteve, facilitando as decisões sobre o tratamento (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969).

## 6.2 AMPLITUDE-INTEGRATED EEG (aEEG): ALGORITMO DIGITAL

### 6.2.1 Características do aEEG

No monitor de função de cerebral de 1969, utilizava-se um eletrodo terra (opcional) e um único par de eletrodos, separados transversamente em 5 cm e 5 cm posterior ao vértex (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969), ou seja, equivalente a P3 e P4. Atualmente, para a utilização do *amplitude-integrated* EEG (aEEG), com um único canal, é recomendada a utilização dos eletrodos P3 e P4, porque cobrem os ápices das zonas de divisão cerebrovasculares (uma área de alto risco para doença adquirida) e têm sido detectadas mais crises do que em eletrodos frontais; no entanto, como forma alternativa, pode-se utilizar C3 e C4, pois fornecem dados comparáveis (SHELLHAAS et al., 2012). Quando é utilizado o aEEG de dois canais, os pares C3/P3 e C4/P4 são mais comumente recomendados, pois fornecem uma oportunidade de detecção de assimetria inter-hemisférica (SHELLHAAS et al., 2012).

O aEEG é tipicamente exibido a 6 cm por hora, comprimindo a escala de tempo de um EEG convencional em até 900:1, porém é relativo ao tipo de informação desejada (SHELLHAAS et al., 2012). O aEEG também utiliza uma compressão de amplitude semi-logarítmica (com exibição linear de 0-10  $\mu$ V e logarítmica de 10-100  $\mu$ V) (ZHANG; DING, 2013). O uso de uma escala logarítmica se justifica porque há uma ampla variação de amplitudes, incluindo os dados do sinal de interesse e inúmeras fontes de ruídos (NIEDERMEYER; SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

Há dois métodos de classificações principais para a interpretação do aEEG. O primeiro método, proposto por AL NAQEEB (1999)<sup>10</sup> (apud ZHANG; DING, 2013), é pelo critério de amplitude simples, que considera a amplitude da margem

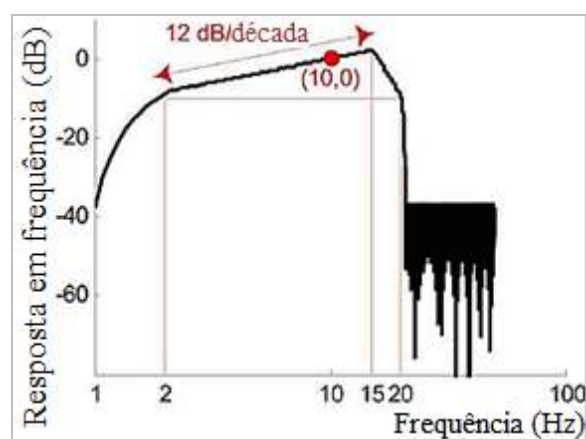
---

<sup>10</sup> AL NAQEEB, N. et al. Assessment of neonatal encephalopathy by amplitude-integrated electroencephalography. *Pediatrics*, v. 103, n. 6, p. 1263–1271, 1999.

máxima/mínima como única característica diferencial. Esse método define amplitude normal quando a margem mínima é  $> 5 \mu\text{V}$  e a margem máxima  $> 10 \mu\text{V}$ ; amplitude moderada anormal é definida quando a amplitude mínima é  $< 5 \mu\text{V}$  e máxima  $> 10 \mu\text{V}$ ; e amplitude suprimida quando a margem inferior for  $< 5 \mu\text{V}$  e superior  $< 10 \mu\text{V}$  (AL NAQEEB et al., 1999; apud ZHANG; DING, 2013). O segundo método de classificação utiliza o critério de padrões, que é baseado no reconhecimento de certos padrões definidos (TOET et al., 1999), conforme descrita no item “5 Monitorização contínua”.

### 6.2.2 Filtragem do sinal

No algoritmo digital para o aEEG, proposto por ZHANG e DING (ZHANG; DING, 2013), o sinal passa por um filtro assimétrico (Figura 21), o qual mantém as características do aEEG tradicional, ou seja, possui um  $G = 60 \text{ dB/década}$  para frequências entre 0 e 2 Hz, um  $G = 12 \text{ dB/década}$  de 2 a 15 Hz, e atenuação de  $120 \text{ dB/década}$  para frequências acima de 15 Hz, amplificando, assim, os componentes de diferentes frequências e, ao mesmo tempo, atenuando artefatos de baixas frequências (ZHANG; DING, 2013); utilizando filtro de FIR (*Finite Impulse Response*) de fase linear projetado com a utilização do algoritmo *Parks-McClellan* (ZHANG; DING, 2013).



**Figura 21 – Resposta em frequência do filtro digital.**  
 FONTE: proposto por ZHANG e DING (2013, p. 886)

Utiliza-se o valor absoluto para obter o sinal de EEG retificado (ZHANG; DING, 2013).

### 6.2.3 Envelope do sinal

O envelope do sinal é equivalente a seu contorno, e um detector de envelope conecta todos os picos deste sinal (MATLAB, 2016). A detecção clássica deste envelope utiliza um diodo e um par de resistor-capacitor com um tempo constante de 0,5 s. (ZHANG; DING, 2013). Contudo, para obter o envelope do sinal no algoritmo digital é empregado um filtro [passa-baixas] *Butterworth* de 5ª ordem, o qual produz uma linha suave aproximadamente desenhada através dos picos de EEG retificado (ZHANG; DING, 2013); com *ripple* na banda passante ( $R_p$ ) = 3 dB, atenuação da faixa de rejeição ( $R_s$ ) = 20 dB, e, com um  $G = 2$  (ZHANG; DING, 2013); com limite da faixa de frequência normalizada de passagem ( $\omega_p$ ) =  $0,006 \pi$  rad (ou frequência de passagem:  $F_p = 0,3$  Hz), frequência normalizada da borda de banda de corte ( $\omega_c$ ) =  $0,01 \pi$  rad (ou frequência de corte:  $F_p = 0,5$  Hz). É necessário amplificar o sinal por um fator de 2, para que a energia final seja igualada à energia original, porém, desde que esteja sendo mantido apenas a metade inferior da energia do sinal (MATLAB, 2016).

A amplitude de resposta,  $|H(j\omega)|$ , de um filtro passa-baixas *Butterworth* de ordem  $n$  (com frequência de corte do filtro igual a  $\omega_c$ ) é dada por (LATHI, 1998):

$$|H(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}}}, \quad (\text{Equação 4})$$

Pode-se observar que em  $\omega = 0$ , o ganho  $|H(j0)|$  é unitário, e, em  $\omega = \omega_c$ , o ganho  $|H(j\omega_c)|$  é igual a  $1/\sqrt{2}$  ou -3 dB (o ganho decai por um fator de  $\sqrt{2}$  em  $\omega = \omega_c$ ) (LATHI, 1998). Isto ocorre porque a potência é proporcional ao quadrado da amplitude, e a relação potência (potência de saída de energia de entrada) reduz por um fator de 2 em  $\omega = \omega_c$  (LATHI, 1998).

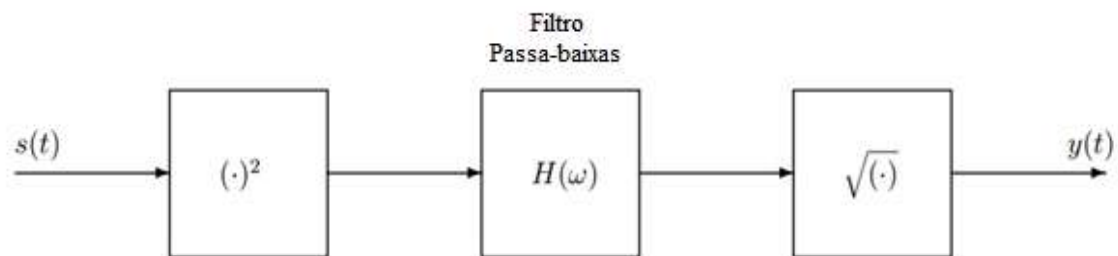
#### 6.2.3.1 Lei quadrática de detecção do envelope

Há uma opção para otimização da obtenção do envelope por meio do filtro passa-baixas, embora o aEEG não tenha sido implementado desta maneira. Este método envolve elevar o sinal de entrada ao quadrado, processo o qual extrai o sinal de



modulação do sinal de entrada utilizando-o como a sua própria onda portadora, ou seja, a metade da energia do sinal é empurrado para cima para frequências mais altas e metade é deslocada para baixo para DC (MATLAB, 2016). Após, o sinal é filtrado por meio de um filtro passa-baixas (MATLAB, 2016), no caso do aEEG um filtro *Butterworth* de 5ª ordem. Para manter a escala correta, é necessário amplificar o sinal por um fator de dois, e executar a raiz quadrada do sinal, para que seja revertida a distorção de escala resultante da elevação do sinal ao quadrado (MATLAB, 2016).

No entanto, TRETTER (2008), descreve o processamento sem o acréscimo do fator de escala, sendo que o sinal de entrada é elevado ao quadrado, posteriormente, é executado a filtragem com o filtro passa-baixas, e, em seguida, realizada a raiz quadrada do sinal filtrado (TRETTER, 2008), conforme ilustrado na Figura 22. Este processo foi denominado, para fins deste trabalho, filtro *Butterworth* LQ (denotando a Lei Quadrática).



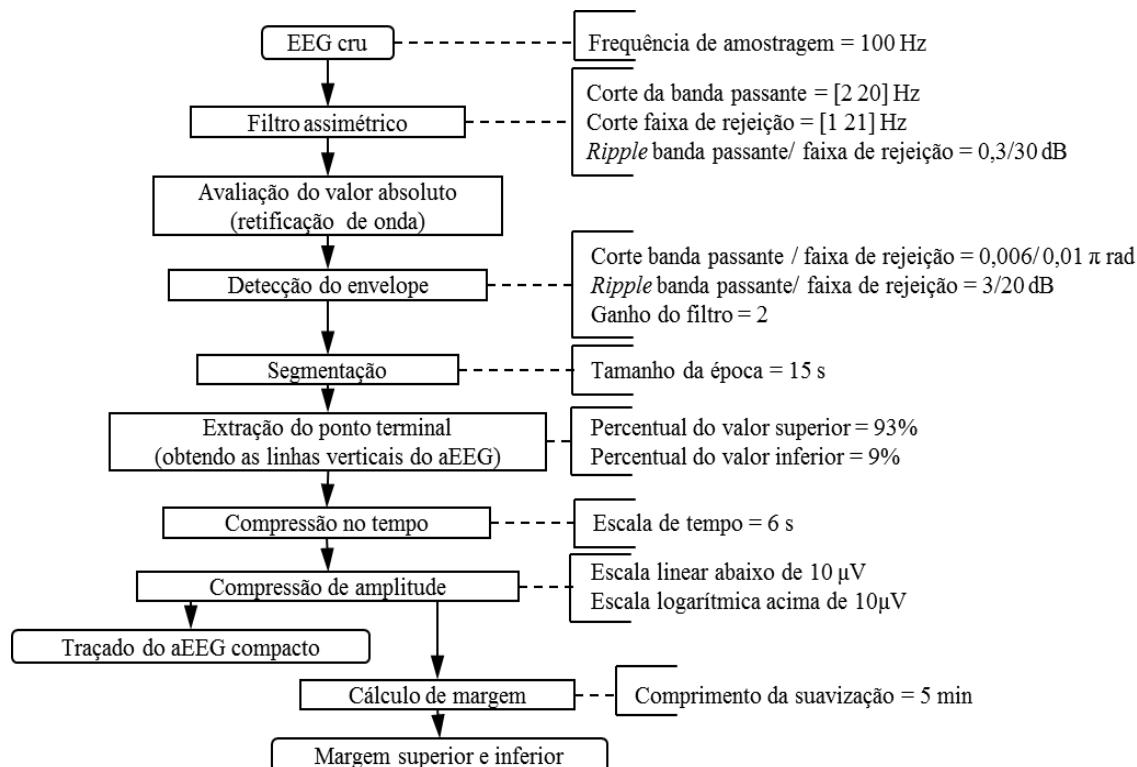
**Figura 22 – Lei quadrática de detecção de envelope.**

Fonte: TRETTER (2008, p. 125)

onde  $s(t)$  é o sinal de entrada,  $H(\omega)$  o filtro passa-baixas, e,  $y(t)$  é o sinal de saída. Saída  $y(t)$ , a qual irá conter um componente DC, segundo TRETTER (2008).

## 6.2.4 Redução do sinal

A compressão do envelope na escala de tempo gera uma sobreposição de muitos pixels com informações importantes da atividade cerebral, portanto o sinal é dividido em épocas não sobrepostas de 15 s de duração, e são utilizados percentis próximos aos pontos máximos e mínimos de cada época, sendo que os melhores resultados foram encontrados nos pontos equivalentes a 93% para a posição superior e 7% para a posição inferior (ZHANG; DING, 2013). Para obter uma suavização das margens, foi utilizada a amplitude mediana de cada 20 pontos terminais sucessivos (ZHANG; DING, 2013). Estes pontos são conectados por uma linha vertical (ZHANG; DING, 2013). As margens superior e inferior do aEEG moldam o topo e o fundo do traçado do envelope, refletindo o máximo e o mínimo das amplitudes pico-a-pico do sinal de EEG (ZHANG; DING, 2013); o gráfico é mostrado no tempo a 6 cm/h (ZHANG; DING, 2013). A amplitude é desenhada em uma escala linear para sinais  $< 10 \mu\text{V}$  e escala logarítmica (base 10) para sinais  $> 10 \mu\text{V}$  (ZHANG; DING, 2013). A Figura 23 e a Figura 24 mostram as etapas do algoritmo digital para a redução de dados de aEEG.



**Figura 23 – Etapas do processamento de sinais do aEEG.**  
Fonte: ZHANG e DING (2013, p. 888), modificado pelos autores.

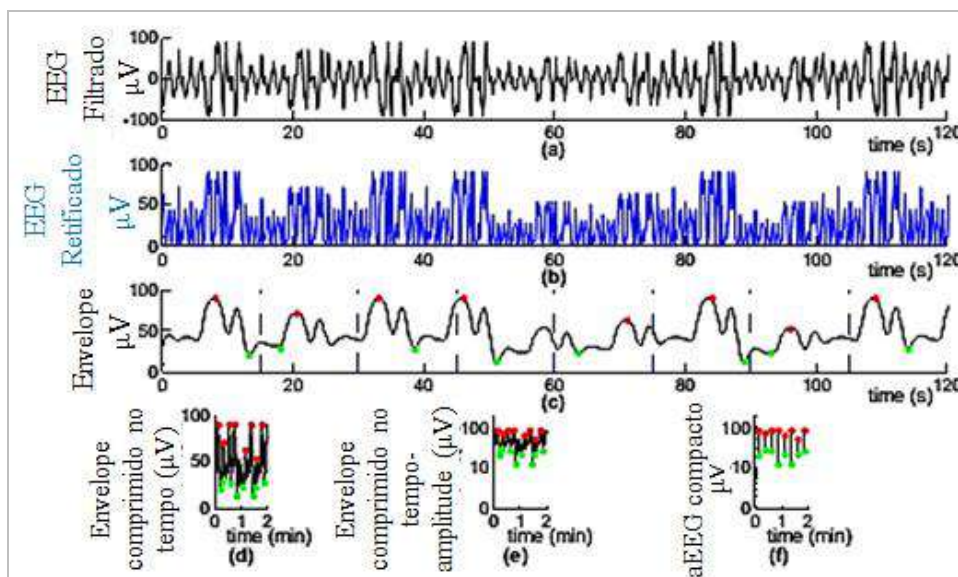


Figura 24 – Exemplo das etapas do processamento de sinais do aEEG.

Fonte: ZHANG e DING (2013, p. 887)

### 6.3 HILBERT HAEEG (HaEEG)

#### 6.3.1 Filtragem do Sinal

O sinal é filtrado por um filtro assimétrico, com  $G = 60$  dB/década de 0 a 2 Hz, 12 dB/década de 2 a 15 Hz, e uma atenuação de 120 dB/década de 15 Hz até a metade da frequência de amostragem ( $F_s$ ). O filtro de 8ª ordem foi implementado como filtro IIR (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014, 2016). Após, é obtida a Transformada Discreta de Hilbert (TDH).

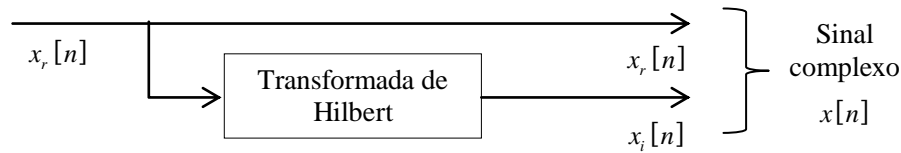
Adicionalmente, no HaEEG, há opção para filtrar o sinal em bandas clínicas *delta* (0,25-4 Hz), *teta* (4-8 Hz), *alfa* (8-12 Hz), *beta 1* (12-20 Hz) e *beta 2* (20-30 Hz), sendo que cada faixa é filtrada com filtros (em sentido direto e reverso) *Butterworth* de 2ª ordem (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014, 2016).

#### 6.3.2 Envelope

##### 6.3.2.1 Transformada de Hilbert

A representação de um sinal em sua forma analítica fornece, em sua parte imaginária, a Transformada de Hilbert do sinal, e, em sua parte real, o próprio sinal

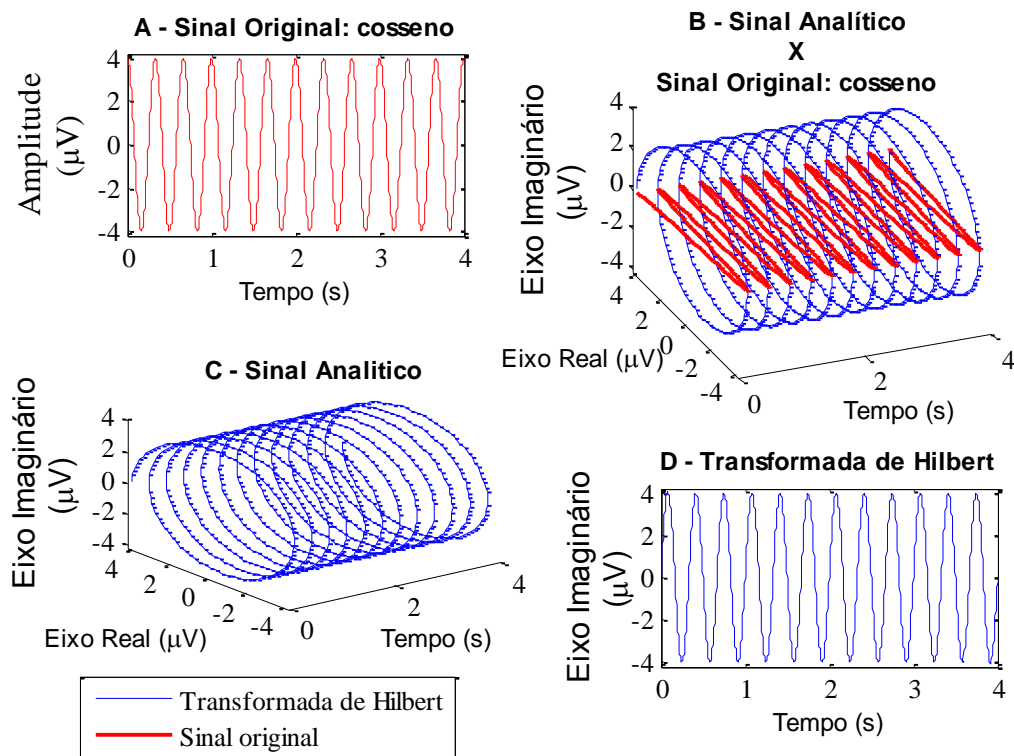
mensurado (HOFFMANN et al., 1996; MATLAB, 2016; VAN DRONGELEN, 2010), conforme esquematizado na Figura 25.



**Figura 25 – Representação em diagrama de blocos da criação de uma sequência complexa cuja transformada de Fourier é unilateral.**

Fonte: traduzido de OPPENHEIM *et. al.* (1999, p. 792)

Utilizando como exemplo um cosseno de sinal de entrada (Figura 26-A), o sinal helicoidal complexo mostrado nas Figura 26-B e Figura 26-C exemplifica seu Sinal Analítico. A parte imaginária, ou Transformada de Hilbert, representada na Figura 26-D, é idêntico, em amplitude e em frequência, ao próprio sinal mensurado (Figura 26-A), porém, com atraso de  $90^\circ$  na fase (MATLAB, 2014).



**Figura 26 – Transformada de Hilbert do cosseno, sendo: (A) o sinal original cosseno, (B) Sinal analítico versus Sinal original, (C) Sinal Analítico e (D) a Transformada de Hilbert.**

Matematicamente, no domínio do tempo, a Transformada de Hilbert é uma convolução de uma função (por exemplo,  $g(t)$ ), com um sinal  $\frac{1}{\pi t}$ , ou seja, é a resposta de uma função de um filtro linear invariante no tempo tendo resposta ao impulso  $\frac{1}{\pi t}$  (KSCHISCHANG, 2006; TRETTER, 2008), conforme Equação 5.

$$H[g(t)] = g(t) * \frac{1}{\pi t} = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{g(t)}{t-\tau} d\tau = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{g(t-\tau)}{\tau} d\tau, \quad (\text{Equação 5})$$

onde \* representa convolução.

Porém, devido à singularidade e os limites de integração infinita, a Transformada de Hilbert propriamente dita é definida como o *valor principal de Cauchy*, que é calculado conforme Equação 6 (KSCHISCHANG, 2006).

$$H[g(t)] = \frac{1}{\pi} \lim_{\varepsilon \rightarrow 0^+} \left( \int_{t-\varepsilon}^{t+\varepsilon} \frac{g(t)}{t-\tau} d\tau + \frac{1}{\pi} \int_{t+\varepsilon}^{t+1/\varepsilon} \frac{g(t-\tau)}{\tau} d\tau \right), \quad (\text{Equação 6})$$

A Transformada de Hilbert, segundo KSCHISCHANG (2006), é ortogonal ao sinal original, se este for real, sendo que, segundo OPPENHEIM *et. al.* (1999), o ângulo de fase é  $-\pi/2$  para  $0 < \omega < \pi$ , e  $+\pi/2$  para  $-\pi < \omega < 0$ . Deste modo, a filtragem com a transformada de Hilbert é considerada um deslocador ideal de fase em  $90^\circ$  (TRETTER, 2008). Esta ortogonalidade é mostrada no Figura 27, utilizando o exemplo do cosseno como sinal de entrada.

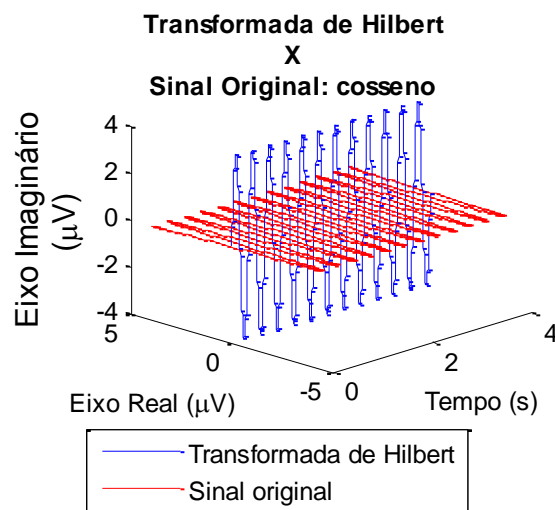
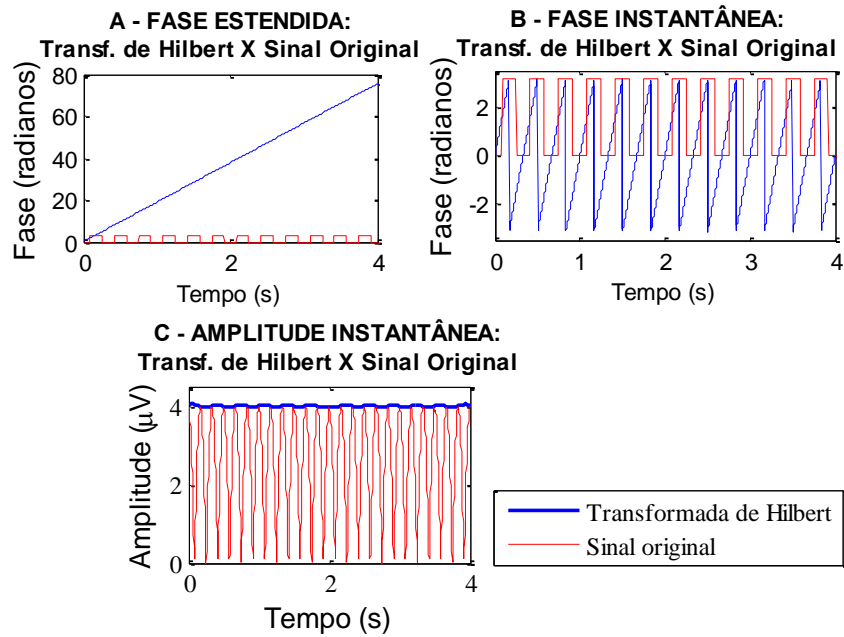


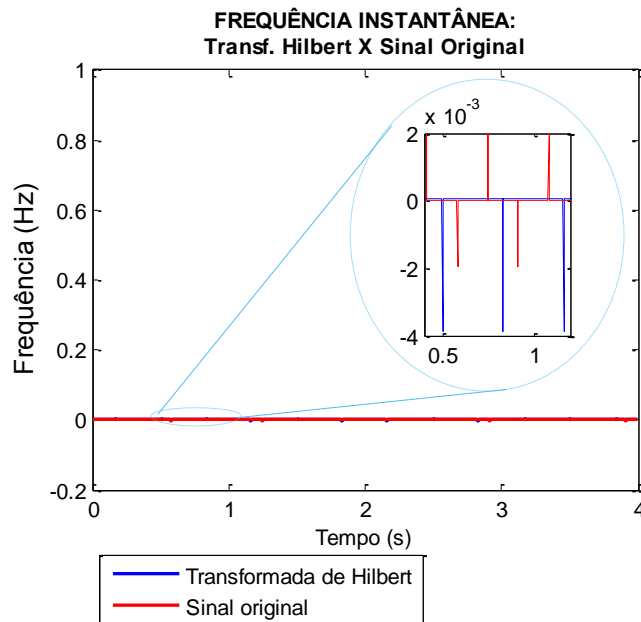
Figura 27 – Transformada de Hilbert ortogonal ao Sinal Original.

Segundo VAN DROGELEN (2010), a Transformada de Hilbert é uma ferramenta útil para determinar a amplitude e a fase instantânea do sinal. A amplitude instantânea é a amplitude do complexo da transformada de Hilbert (VAN DRONGELEN, 2010). A frequência instantânea é a velocidade de mudança do ângulo de fase instantânea (VAN DRONGELEN, 2010). Por exemplo, para uma cossenóide pura, a amplitude instantânea (Figura 28-C) e a frequência instantânea da transformada de Hilbert (Figura 29) são constantes. A Figura 29 mostra a frequência instantânea do

signal original. A fase instantânea (Figura 28-B), no entanto, é um dente de serra, o que reflete a maneira pela qual o ângulo de fase local varia linearmente ao longo de um único ciclo (Figura 28-A). A Figura 28-A mostra a fase estendida (MATLAB, 2014).



**Figura 28 – Comparação das Fases Estendidas e Instantâneas e das Amplitudes Instantâneas da Transformada de Hilbert e do Sinal Original.**



**Figura 29 – Frequências Instantâneas do sinal original e da Transformada de Hilbert do cosseno.**

### 6.3.2.2 Envelope de Hilbert

O sinal analítico  $z[n]$ , de um sinal de entrada  $x[n]$ , pode ser obtido com base na *Fast Fourier Transform* (FFT) (LYONS, 2010; MARPLE JR, 1999; MATLAB, 2014), por meio de sua transformada inversa, diferindo conforme número amostras par ou ímpar, como definido, respectivamente, na Equação 7 e na Equação 8:

$$Z[k] = \begin{cases} X[k] & , k = 0 \text{ e } k = \frac{N}{2} \\ 2X[k] & , 1 \leq k \leq \frac{N}{2} - 1 \\ 0 & , \frac{N}{2} + 1 \leq k \leq N - 1 \end{cases} \quad \text{quando } N = \text{número par de elementos} \quad (\text{Equação 7})$$

$$z[n] = \text{ifft}(Z[k]) ,$$

onde  $X[k] = \text{fft}(x[n])$  e  $N$  é o número de amostras.

$$Z[k] = \begin{cases} X[k] & , k = 0 \\ 2X[k] & , 1 \leq k \leq \frac{N-1}{2} \\ 0 & , \frac{N+1}{2} \leq k \leq N - 1 \end{cases} \quad \text{quando } N = \text{número ímpar de elementos} \quad (\text{Equação 8})$$

$$z[n] = \text{ifft}(Z[k]) ,$$

onde  $X[k] = \text{fft}(x[n])$  e  $N$  é o número de amostras.

Logo, a partir de  $z[n]$ , obtêm-se o sinal original,  $x[n]$  (Equação 9), e a sua TDH,  $\tilde{x}[n]$  (Equação 10), que, assim, podem ser expressos por (MARPLE JR, 1999):

$$x[n] = \text{real}(z[n]) , \quad (\text{Equação 9})$$

$$\tilde{x}[n] = \text{imag}(z[n]) , \quad (\text{Equação 10})$$

sendo que, o envelope de  $x[n]$ ,  $A[n]$ , pode ser obtido a partir do valor absoluto do sinal analítico (MATLAB, 2016; ULRICH, 2006), ou seja, por meio do módulo de  $z[n]$  (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014, 2016):

$$A[n] = \sqrt{x^2[n] + \tilde{x}^2[n]} , \quad (\text{Equação 11})$$

### 6.3.3 Redução do sinal

O envelope era dividido em segmentos de 5 s com sobreposição de 50% (para minimizar artefatos de bordas do sinal). (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014). Atualmente, o envelope é realizado em segmentos de 15 s não sobrepostos (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2016; SANTOS et al., 2015). É feita a ordenação dos valores de cada segmento, e, em seguida, utilizados os percentis 10 e 90, os quais formam os valores inferior e superior do envelope reduzido (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014, 2016). Este valores são traçados como barras verticais de forma densa ao longo da escala de tempo (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014, 2016). A amplitude é representada de forma linear de 0 a 10  $\mu\text{V}$  e em escala logarítmica [base 10] de 10 a 100  $\mu\text{V}$  (DE MELO; CAGY; INFANTOSI, 2014, 2016).



## 7 ENERGIA E POTÊNCIA DO SINAL

Os conceitos de energia e potência da teoria de circuitos podem ser estendidos a qualquer sinal (CHAPARRO, 2010). A potência instantânea é dada em função da tensão  $v(t)$  e da corrente  $i(t)$  em um resistor de resistência unitária, conforme abaixo (CHAPARRO, 2010):

$$p(t) = v(t)i(t) = i^2(t) = v^2(t), \quad (\text{Equação 12})$$

E a energia em um resistor em um intervalo  $[t_0, t_1]$ , de duração  $T = t_1 - t_0$ , é o acúmulo de potência instantânea durante o intervalo de tempo (CHAPARRO, 2010):

$$\mathcal{E}_T = \int_{t_0}^{t_1} p(t) dt = \int_{t_0}^{t_1} i^2(t) dt = \int_{t_0}^{t_1} v^2(t) dt, \quad (\text{Equação 13})$$

E a potência no intervalo  $T = t_1 - t_0$  é a potência média (CHAPARRO, 2010):

$$\mathcal{P}_T = \frac{\mathcal{E}_T}{T} = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_1} i^2(t) dt = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_1} v^2(t) dt, \quad (\text{Equação 14})$$

Sendo assim, a energia e a potência de um sinal analógico  $x(t)$  são definidas, respectivamente, como (CHAPARRO, 2010):

$$\mathcal{E}_x = \int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt, \quad (\text{Equação 15})$$

$$\mathcal{P}_x = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |x(t)|^2 dt, \quad (\text{Equação 16})$$

A energia de um sinal discreto no tempo  $x[n]$  é dada por (CHAPARRO, 2010):

$$\mathcal{E}_x = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2, \quad (\text{Equação 17})$$

A potência de um sinal discreto no tempo  $x(n)$  é dada por (CHAPARRO, 2010):

$$\mathcal{P}_x = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N |x[n]|^2, \quad (\text{Equação 18})$$

## 8 MATERIAIS

Foram utilizados, nessa pesquisa, arquivos de EEG de longa duração disponibilizados publicamente, os quais foram processados, filtrados e analisados por meio do Programa Matlab<sup>®</sup> (*The MathWorks Inc.*). Este trabalho tem como vínculo a continuidade da pesquisa de DE MELO, CAGY e INFANTOSI (2014, 2016); portanto, foram utilizados os programas e algoritmos ora desenvolvidos e utilizados no trabalho dos referidos autores, adicionando-se a esta pesquisa algumas atualizações, incrementos e parâmetros.

### 8.1 SINAIS DE EEG

#### 8.1.1 EEGs do PhysioNet

Os sinais de EEG utilizados neste estudo são da base de dados CHB-MIT por meio do site PhysioNet (<http://www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/>) (GOLDBERGER et al., 2000; PHYSIONET, 2016). Os dados foram coletados no *Children's Hospital Boston* e consistem em gravações de pacientes pediátricos diagnosticados com epilepsia intratável. Os pacientes foram monitorizados durante a retirada de medicamentos antiepilépticos com vistas a caracterizar as crises e avaliar a necessidade de intervenção cirúrgica. São 24 casos coletados, dois dos quais foram registrados de um mesmo paciente com um intervalo de 1 ano e meio. Dentre os 22 pacientes, 5 são homens com idade de 3 a 24 anos e 17 são mulheres entre 1,5 e 19 anos de idade (Quadro 2).

Caso	Gênero	Idade (anos)	Caso	Gênero	Idade (anos)	Caso	Gênero	Idade (anos)	Caso	Gênero	Idade (anos)
chb01	F	11	chb07	F	14,5	chb13	F	3	chb19	F	19
chb02	M	11	chb08	M	3,5	chb14	F	9	chb20	F	6
chb03	F	14	chb09	F	10	chb15	M	16	chb21	F	13
chb04	M	22	chb10	M	3	chb16	F	7	chb22	F	9
chb05	F	7	chb11	F	12	chb17	F	12	chb23	F	6
chb06	F	1,5	chb12	F	2	chb18	F	18	chb24	M	24

**Quadro 2 – Características dos casos estudados.**

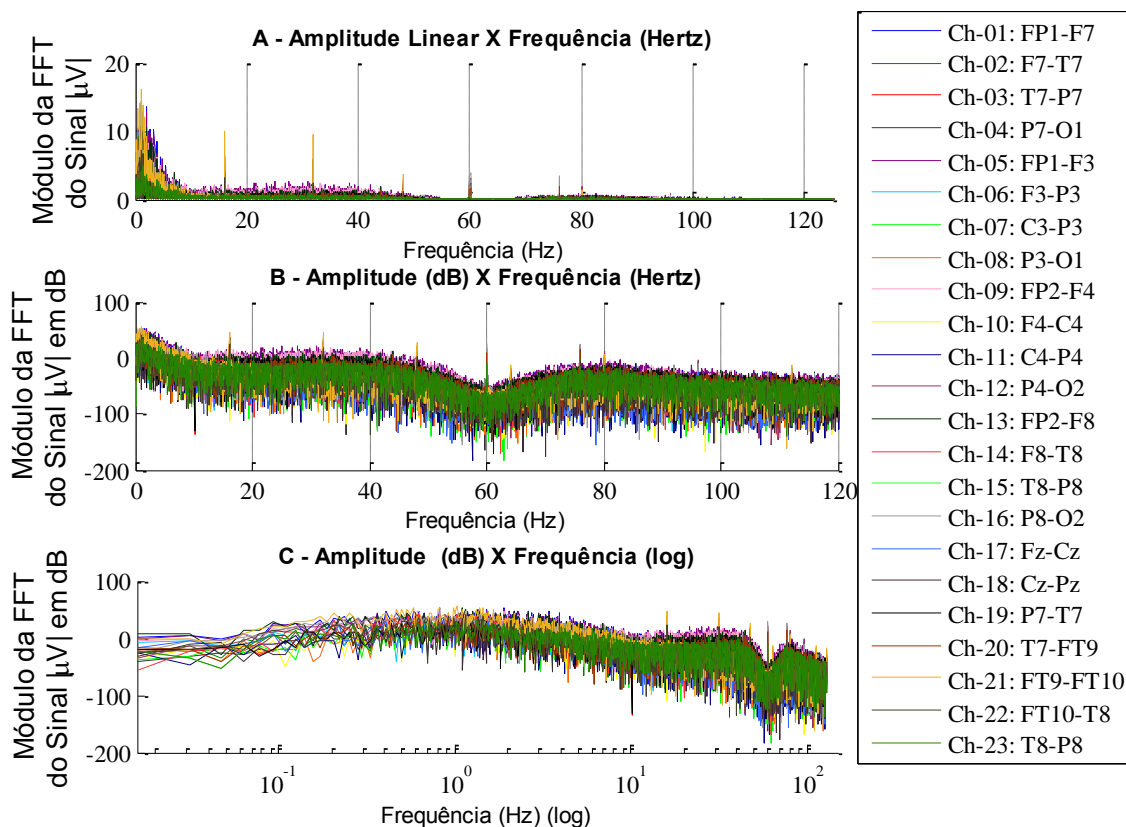
Fonte: elaborado pelos autores conforme dados do PHYSIONET (2016)

Os sinais de EEG de cada paciente foram coletados de forma contínua e subdivididos em vários arquivos (cada caso contém entre 9 e 42 arquivos); vale ressaltar

que há algumas lacunas, em sua maioria de 10 s ou menos, porém há alguns com lacunas mais longas. A privacidade dos pacientes foi preservada (sendo nomeados como: “chb01”, “chb02”, etc.), bem como as informações de datas reais das internações e informações de saúde protegidas. Os sinais de EEG estão em formato *European Data Format* (EDF) e foram amostrados a 256 Hz com 16 bits de resolução, cada caso contém 23 canais (24 ou 26 em alguns casos) utilizando o Sistema Internacional 10-20 de posicionamento de eletrodos. Os dados contêm marcações quanto ao início e ao término da crise epilética (PHYSIONET, 2016).

Não há informações adicionais quanto às características epiléticas, e também, não há descrição e distinção entre crises clínicas e eletrográficas. As montagens das derivações de cada caso estão disponíveis no Anexo B, e a informação dos arquivos que contêm epilepsia encontram-se no Anexo C.

Os dados disponibilizados no *site* PhysioNet não contêm informações sobre os filtros utilizados para o registro dos sinais de EEG, portanto, foi realizada uma análise por meio do espectro de frequência dos sinais. A Figura 30 exemplifica a análise do espectro de frequência de um dos casos estudados (primeiro arquivo do caso nº01, que contém a primeira hora de registro de EEG deste caso): a amplitude foi avaliada em escala linear (Figura 30-A), em escala em dB (Figura 30-B) e em dB com a escala logarítmica de frequência (Figura 30-C). A Figura 30 exibe todos os canais em um único gráfico; outros exemplos são mostrados no Anexo D. É possível observar a utilização de um filtro *notch* prévio em 60 Hz, e, aparentemente, não há outro filtro que interfira na filtragem utilizando a banda de 1 a 70 Hz.



**Figura 30** – Espectro de frequência da 1ª hora de registro do caso chb01, feminino, 11a (período sem crise epiléptica; todos canais), sendo: (A) Escala Linear de amplitude; (B) Escala de Amplitude em dB e (C) Escala de Amplitude em dB e a frequência em escala logarítmica.

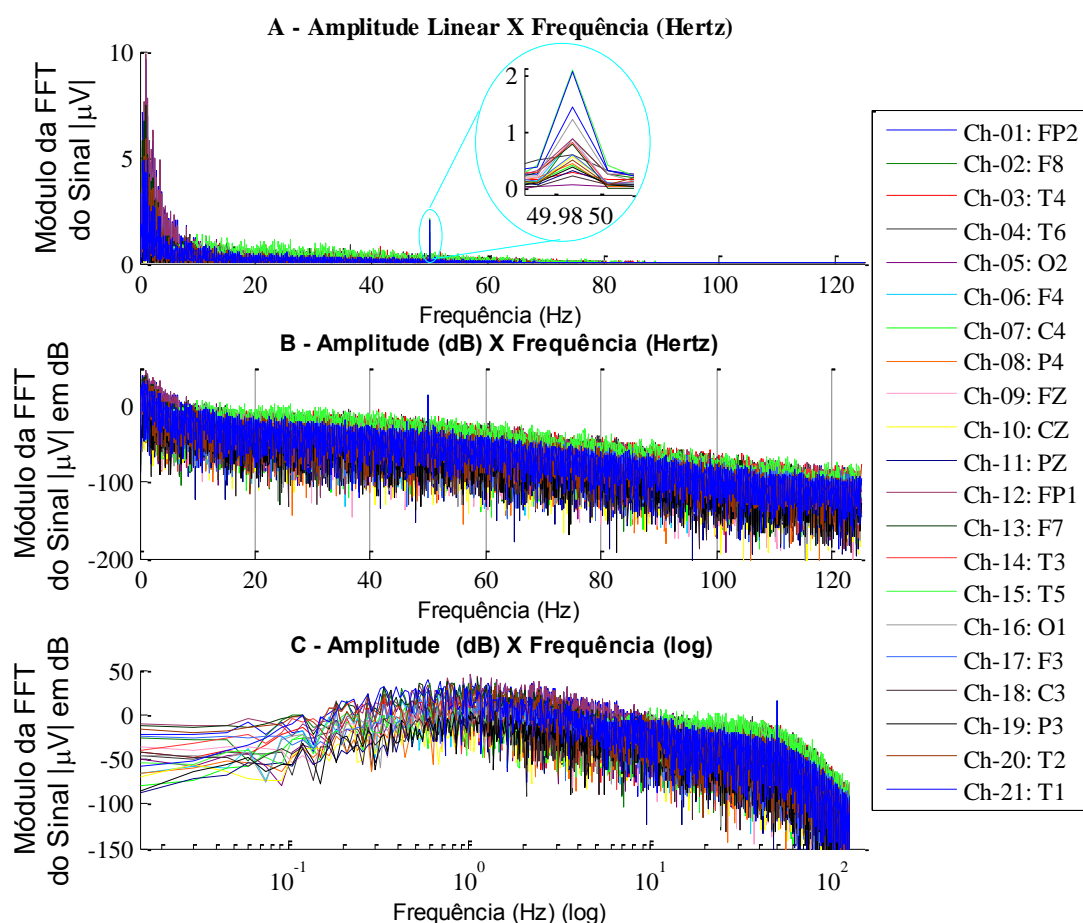
### 8.1.2 EEGs do BIOMED e do *Department of Clinical and Experimental Neurology*

Outros dados de EEG utilizados neste estudo foram disponibilizados publicamente pelo grupo BIOMED e pelo *Department of Clinical and Experimental Neurology*, ambos da *Katholieke Universiteit Leuven (KUL)* (Bélgica) (CLERCQ et al., 2006; VERGULT et al., 2007; GÓMEZ-HERRERO et al., 2006; GÓMEZ-HERRERO, 2008).

São dois registros de EEGs de longa duração de pacientes com diagnóstico de Epilepsia do Lobo Mesial Temporal. Ambos pacientes são masculinos e têm 35 anos. Os dados foram coletados de 21 eletrodos, utilizando a montagem de referência média do Sistema internacional 10-20 com adição dos eletrodos T1 e T2 na região temporal. Há também um eletrodo adicional para medição simultânea do Eletrocardiograma (ECG) no canal 22 de cada registro. Os dados estão em formato EDF e a frequência de amostragem foi de 250 Hz. Os dados contêm informações quanto ao início e ao término dos sinais clínicos das crises epilépticas, e também início e terminos do traçado

epileptiforme (crise eletrográfica). A privacidade dos pacientes foi preservada, sendo nomeados como: “f1”, “f34” (GÓMEZ-HERRERO, 2008).

Os dados disponibilizados no site BIOMED não contêm informações sobre os filtros utilizados para o registro dos sinais de EEG, portanto, foi realizada uma análise por meio do espectro de frequência dos sinais. A Figura 31 exemplifica a análise do espectro de frequência do sujeito f1: a amplitude foi avaliada em escala linear (Figura 31-A), em escala em dB (Figura 31-B) e mostrada em dB com a escala logarítmica de frequência (Figura 31-C). A Figura 31 exibe todos os canais em um único gráfico. Aparentemente, não há outro filtro que interfira na filtragem utilizando a banda de 1 a 70 Hz.



**Figura 31 – Espectro de frequência do sujeito f1 (canais: todos; gênero: masculino, idade: 35 anos), sendo: (A) Escala Linear de amplitude; (B) Escala de Amplitude em dB e (C) Escala de Amplitude em dB e a frequência em escala logarítmica.**

## 9 PRÉ-PROCESSAMENTO

### 9.1 MINIMIZAÇÃO DE RUÍDOS

#### 9.1.1 Ruídos da rede e *aliasing*

Como há uma grande influência do ruído de 60 Hz (ou 50 Hz) em uma monitorização contínua (ou de longo tempo) em ambientes hospitalares, principalmente em Unidade de Terapia Intensiva (UTI), para fins deste estudo, foram utilizados filtros tipo *notch* com objetivo de reduzir as influências deste tipo de ruído nos dados de EEG pesquisados.

Ao analisar o espectro de frequência dos dados de EEG do PhysioNet, foi observado que haviam *aliasing* nas frequências de 16, 32, 48 e 64 Hz (decorrentes de harmônicos de terceira ordem em diante da frequência de rede), foram utilizados filtros *notch* em cada uma destas frequências; além de um filtro *notch* na frequência de 60 Hz, pois há ruído considerável nesta frequência apesar da evidência de utilização prévia de um filtro *notch* nos registros dos dados. O *aliasing* e a evidência do filtro *notch* podem ser observados no item anterior “8.1.1 EEGs do PhysioNet” na Figura 30. O espectro de frequência do sinal após a filtragem com os filtros *notch* está representado na Figura 32.

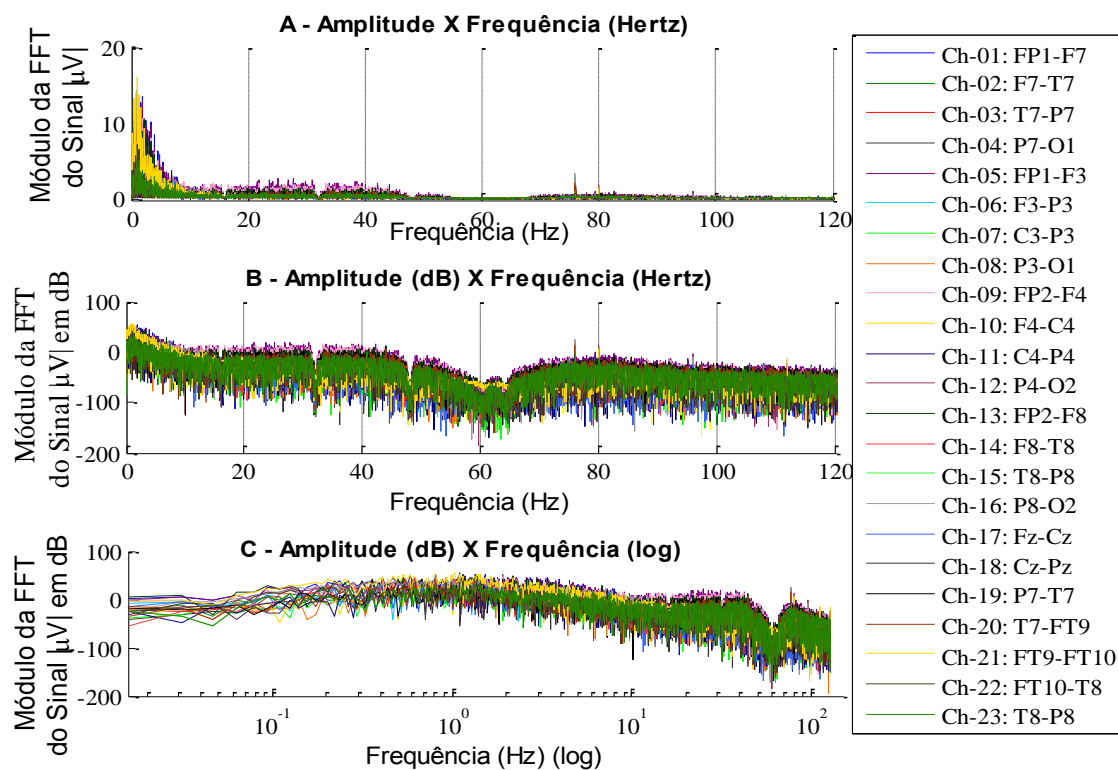
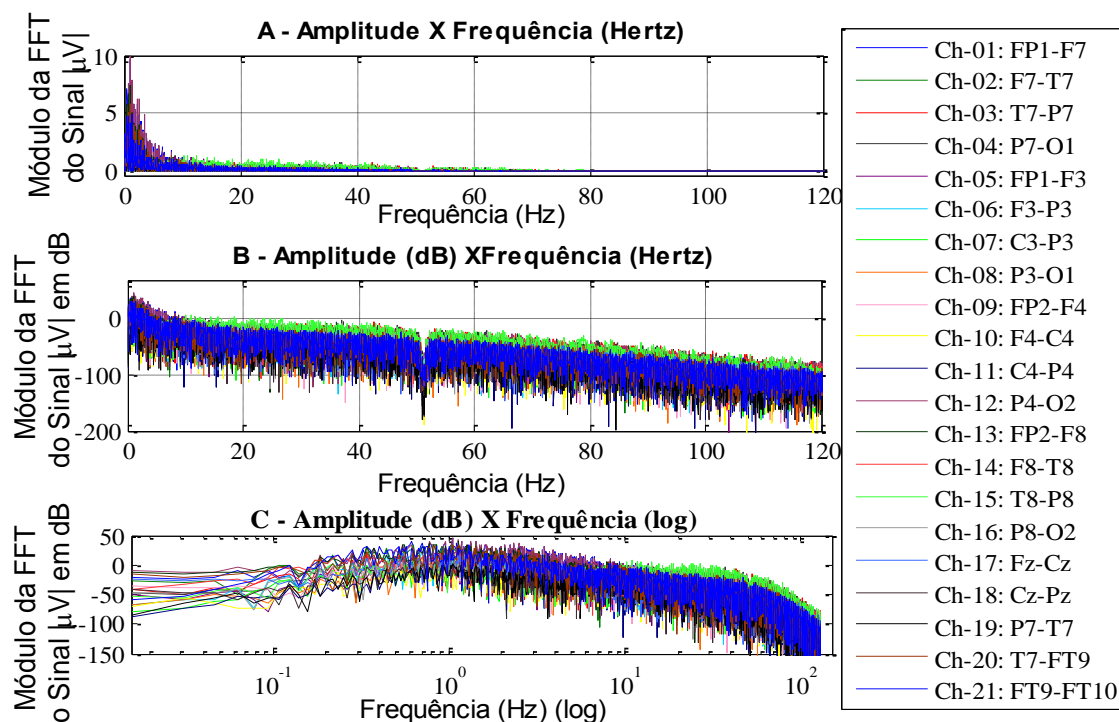


Figura 32 – Espectro de frequência, após filtragem com *notch*, da 1ª hora de registro do caso chb01, feminino, 11a (período sem crise epiléptica; todos canais), sendo: (A) Escala Linear de amplitude; (B) Escala de Amplitude em dB e (C) Escala de Amplitude em dB e a frequência em escala logarítmica.

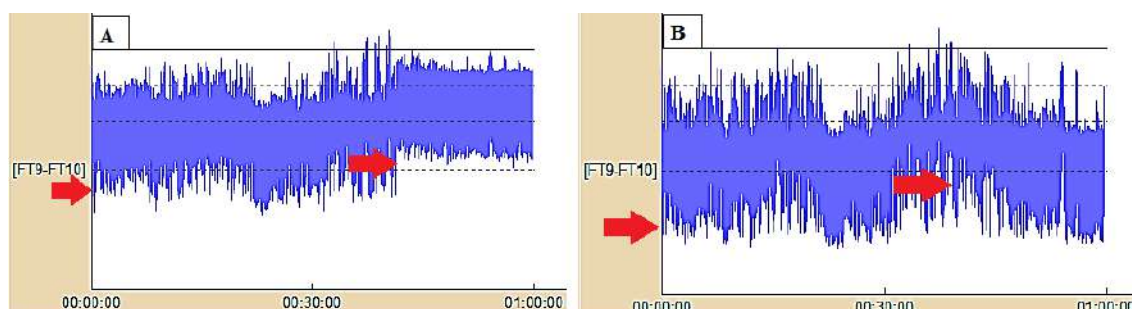
Ao analisar o espectro de frequência dos dados de EEG do banco de dados do grupo BIOMED e *Department of Clinical and Experimental Neurology*, foi observada a presença expressiva de ruído na frequência de 50 Hz, portanto, foi utilizado um filtro *notch* nesta frequência. O ruído de 50 Hz pode ser observado no item anterior “8.1.2 EEGs do BIOMED” na Figura 31, e o espectro de frequência do sinal após filtragem do ruído pode ser observado na Figura 33.



**Figura 33 – Espectro de frequência, após filtragem com *notch*, da 1ª hora de registro do caso f1 (canais: todos; gênero: masculino, idade: 35 anos), sendo: (A) Escala Linear de amplitude; (B) Escala de Amplitude em dB e (C) Escala de Amplitude em dB e a frequência em escala logarítmica.**

Os sinais de EEG do PhysioNet foram analisados na banda de frequência de 1 a 70 Hz com e sem a utilização de filtros *notch* nas frequências de 16, 32, 48, 60 e 64 Hz. Ao fim do processo de redução, foi constatada uma diferença considerável entre os dois sinais, portanto, sendo provável que as grandes amplitudes do *aliasing* sejam a causa desta alteração.

A Figura 34 ilustra a diferença apresentada ao fim da redução dos dados. Quando os filtros *notch* não são empregados (Figura 34-A), pode-se observar um aumento geral na amplitude do traçado e um aumento súbito em após, aproximadamente, 40 min, aumentos estes que não aparecem quando se utilizam os filtros (Figura 34-B), justificando o uso dos mesmos.



**Figura 34 – HaEEG de 1-70 Hz (1ª h de registro do Chb-01, período sem de crise de epilepsia, feminino, 11 anos), sendo: (A) Sem e (B) Com filtros *Notch*.**



Portanto, para os dados do PhysioNet, foram utilizados filtros *notch* nas frequências 16, 32, 48, 60 e 64 Hz, e, para os dados do grupo BIOMED e *Department of Clinical and Experimental Neurology*, na frequência de 50 Hz.

### **9.1.2 Ruído térmico**

Como abordado anteriormente, a temperatura produz um ruído que é considerado desprezível no registro do EEG, portanto, neste estudo, não serão necessários métodos que minimizem os ruídos térmicos, não tendo sido empregado qualquer procedimento para este fim.

## 10 PROCESSAMENTO DOS SINAIS

### 10.1 FILTRAGEM DO SINAL

Neste estudo, foi utilizado para a filtragem do aEEG e do HaEEG a faixa de frequência entre 2 e 15 Hz; conforme é utilizado no aEEG desde sua implantação até o momento. Para fins de comparação, o HaEEG foi filtrado em uma faixa de frequência diferenciada: entre 1 e 70 Hz, faixa a qual é recomendado para a utilização em EEG convencional. Ambas filtragens foram implementadas com estrutura IIR, diferentemente da utilização da estrutura FIR por ZHANG e DING (2013) na obtenção do aEEG.

#### 10.1.1 Filtro de 2 a 15 Hz

A filtragem na frequência de 2 a 15 Hz foi realizada utilizando um filtro assimétrico de 8ª ordem com inclinação de 60 dB/década na faixa de frequência de 0 a 2 Hz, 12 dB/década de 2 a 15 Hz e -120 dB/década de 15 a  $F_s/2$  Hz (Figura 35); este filtro foi implementado e utilizado no estudo de DE MELO, CAGY e INFANTOSI (2014, 2016).

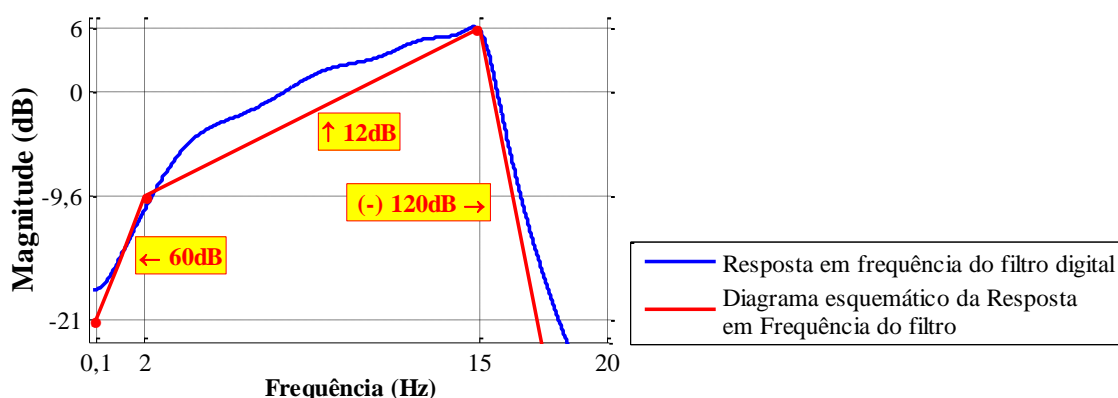


Figura 35 – Resposta em Frequência do filtro digital utilizado no HaEEG de 2 a 15 Hz.

Fonte: adaptado de DE MELO, CAGY e INFANTOSI (2016)

#### 10.1.2 Filtro de 1 a 70 Hz

Para a filtragem na banda de frequência entre 1 e 70 Hz foi implementado um filtro assimétrico (similar ao utilizado atualmente na filtragem de 2 a 15 Hz) de 17ª ordem, igualmente implementado com estrutura IIR, com inclinação de 60 dB na banda de 0 a 1 Hz, 12 dB de 1 a 15 Hz, -0,25 dB entre 15 e 70 Hz e -225 dB para frequências acima de 71 Hz, conforme ilustrado na Figura 36.

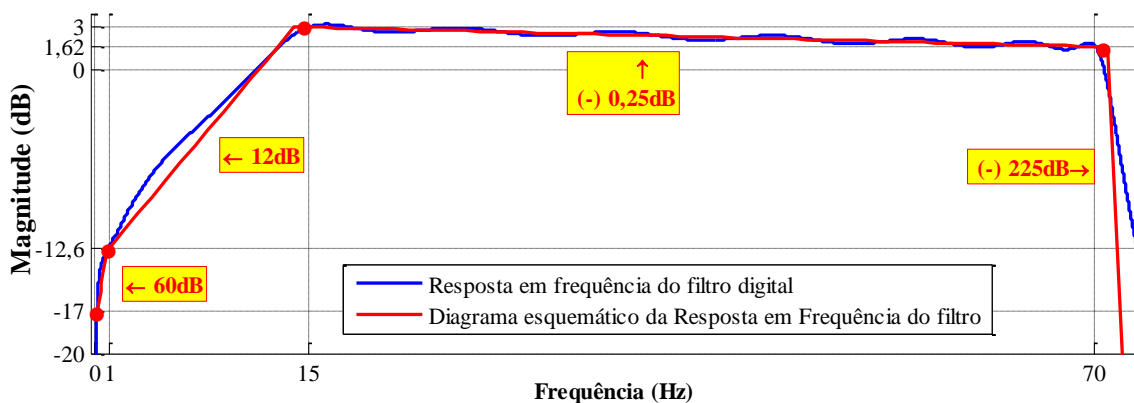


Figura 36 – Resposta em Frequência do filtro digital utilizado para a filtragem de 1 a 70 Hz.

## 10.2 ENVELOPE DO SINAL

Nesta etapa do processamento, os métodos aEEG e HaEEG diferem-se, sendo obtido o envelope do sinal de formas distintas.

### 10.2.1 Envelope do sinal para o aEEG

O sinal, após a filtragem na banda de opção para o aEEG (ou seja, somente 2 a 15 Hz), foi retificado, e, depois, obtido o envelope por meio de um filtro *Butterworth*:

#### 10.2.1.1 *Butterworth* de 2ª ordem com $G = 2$

Inicialmente, foi utilizado um filtro *Butterworth*, conforme descrito no “6.2.3 Envelope do sinal” empregando  $R_p = 3$  dB,  $R_s = 20$  dB, e  $G = 2$  (ZHANG; DING, 2013);  $\omega_p = 0,006 \pi$  rad (ou  $F_p = 0,3$  Hz),  $\omega_c = 0,01 \pi$  rad (ou  $F_c = 0,5$  Hz). Porém, foi utilizado um filtro de 2ª ordem em vez do de ordem 5 utilizado por ZHANG e DING (2013). A Figura 37 mostra a resposta em magnitude deste filtro, e a Figura 38 exemplifica um envelope obtido com os parâmetros descritos.

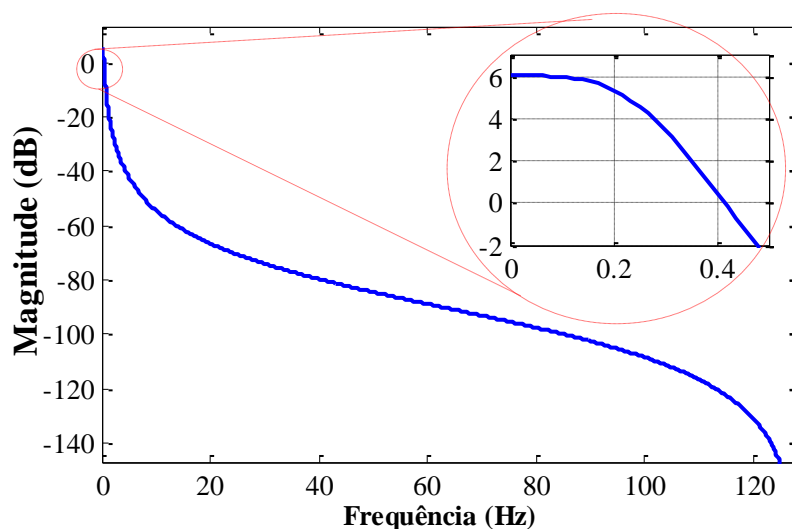


Figura 37 – Resposta em Magnitude do filtro *Butterworth* de 2ª ordem com  $G = 2$ .

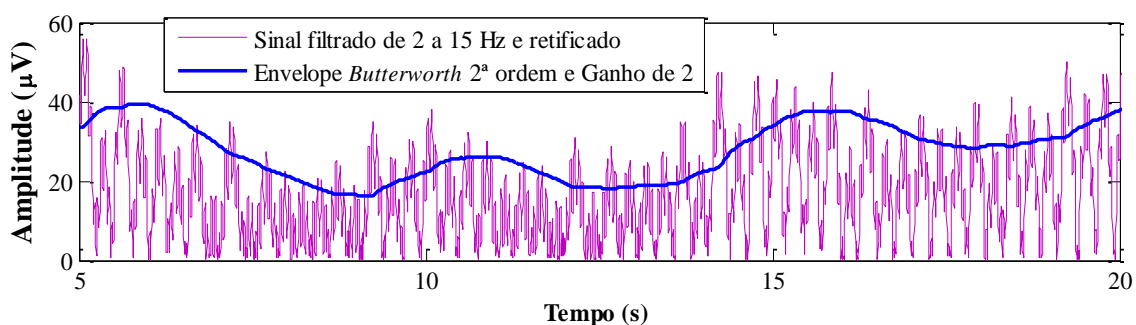
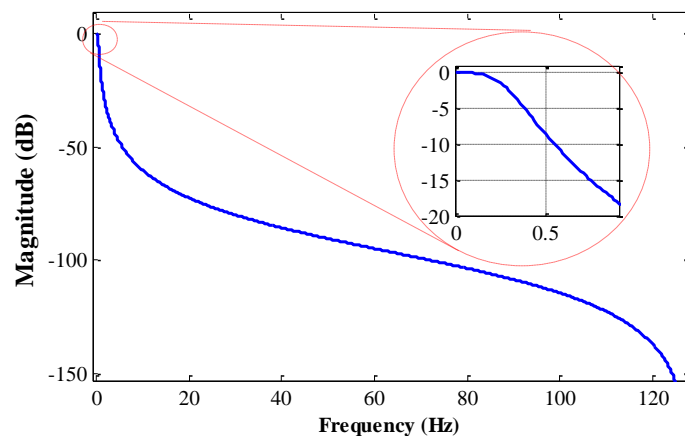


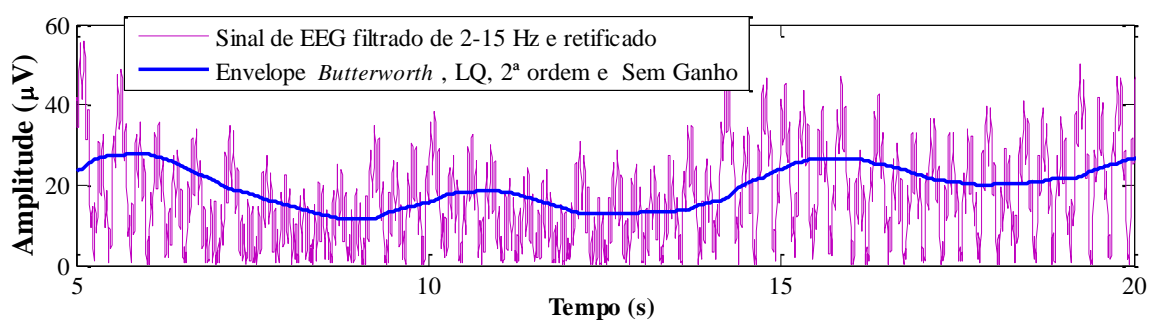
Figura 38 – Envelope *Butterworth* de 2ª ordem com  $G = 2$ .

#### 10.2.1.2 *Butterworth* de 2ª ordem utilizando a LQ e sem ganho

Após algumas análises e simulações, descritas nos itens subsequentes, foi definida a utilização do filtro *Butterworth* de 2ª ordem sem o ganho, com a utilização da LQ para a filtragem do sinal, segundo a descrição de TRETTER (2008) (ver item “6.2.3.1 Lei quadrática de detecção do envelope”). Outros parâmetros mantiveram-se:  $R_p = 3$  dB,  $R_s = 20$  dB,  $\omega_p = 0,006 \pi$  rad (ou  $F_p = 0,3$  Hz),  $\omega_c = 0,01 \pi$  rad (ou  $F_c = 0,5$  Hz). A Figura 39 mostra a resposta em magnitude deste filtro, e a Figura 40 exemplifica um envelope utilizando tais parâmetros. Será utilizada a sigla SG para identificar quando utilizado o filtro Sem o Ganho (*Butterworth* SG), com o intuito de facilitar a identificação dos diferentes filtros.



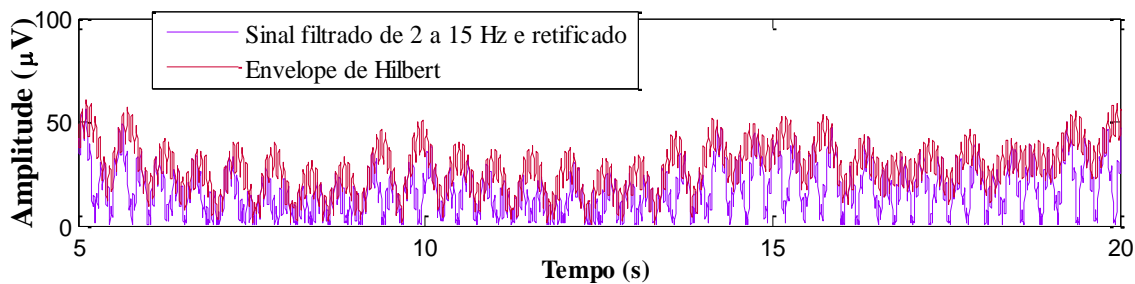
**Figura 39 – Resposta em Magnitude do filtro *Butterworth* de 2ª ordem SG e com LQ.**



**Figura 40 – Envelope *Butterworth* de 2ª ordem SG com implementação da LQ.**

### 10.2.2 Envelope do sinal para o HaEEG

O envelope para o HaEEG, após filtragem do sinal na faixa de frequência 2 a 15 Hz ou 1 a 70 Hz, foi calculado por meio do módulo do sinal analítico utilizando a Transformada de Hilbert, conforme foi definido anteriormente. A Figura 41 exemplifica um envelope de Hilbert.



**Figura 41 – Envelope de Hilbert.**

Posteriormente, após algumas análises, adicionou-se ao fim do processamento uma compensação para aproximar o valor eficaz do sinal, ou seja, o envelope de Hilbert obtido foi dividido por  $\sqrt{2}$ , conforme será descrito nos itens subsequentes.

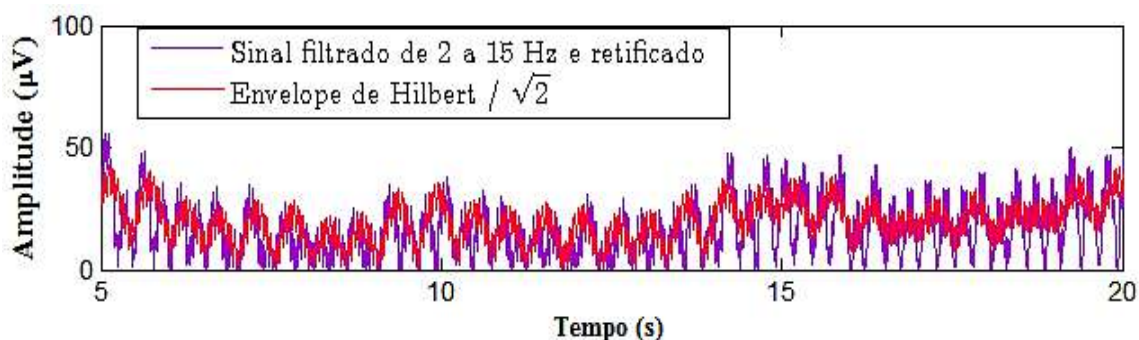


Figura 42 – Envelope de Hilbert  $/\sqrt{2}$ .

### 10.2.3 Redução do sinal

Cada envelope, de Hilbert e *Butterworth*, foi dividido em segmentos de 15 s (Figura 43-A e Figura 44-A) (Obs.: as primeiras análises foram processadas utilizando segmentos de 5 s), ordenados de forma crescente de forma que seus valores sejam equivalente aos percentis de 0 a 100 (Figura 43-B e Figura 44-B), e utilizados os percentis 10 e 90 (Figura 43-C e Figura 44-C), os quais formarão os valores inferior e superior do sinal reduzido. A Figura 45 e a Figura 46 exemplificam a obtenção dos valores inferiores e superiores em um trecho de 120 s dos envelopes de Hilbert e *Butterworth*, respectivamente.

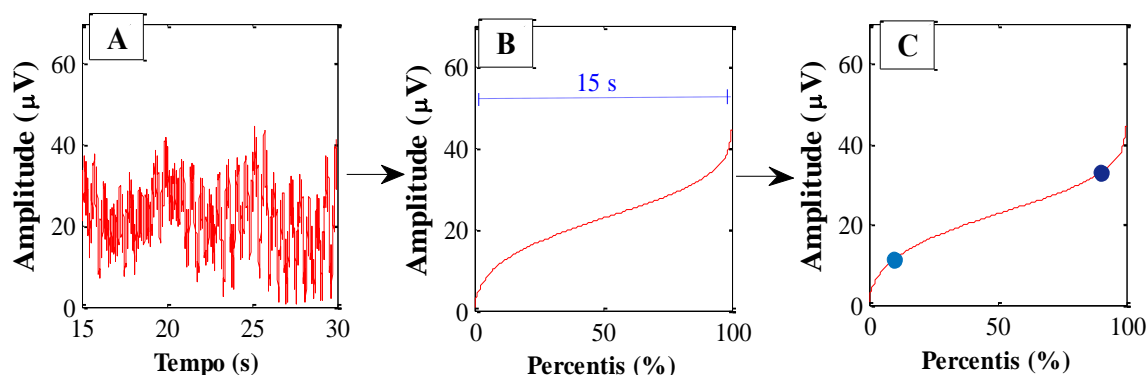
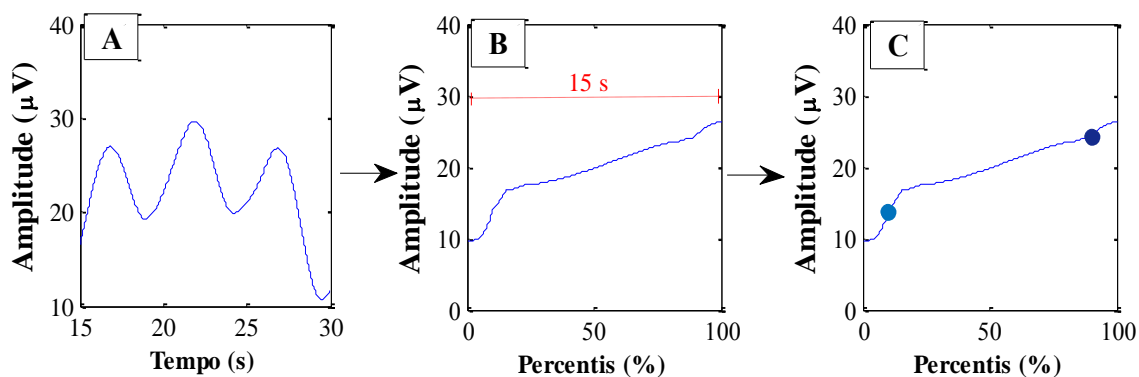
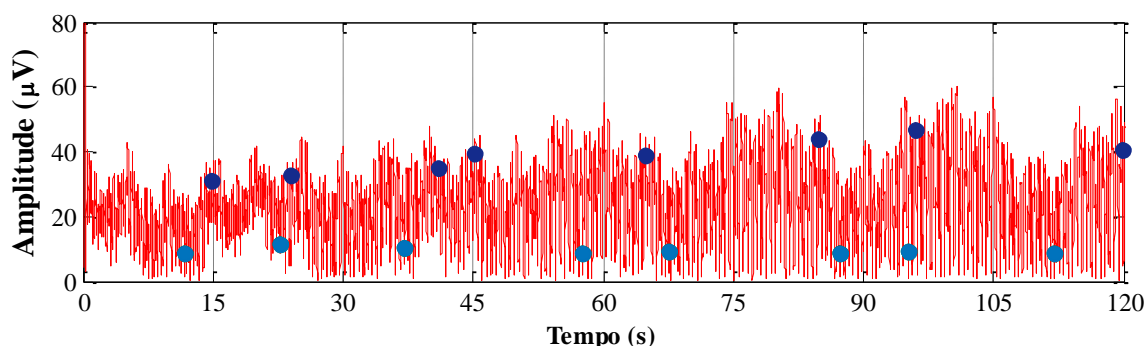


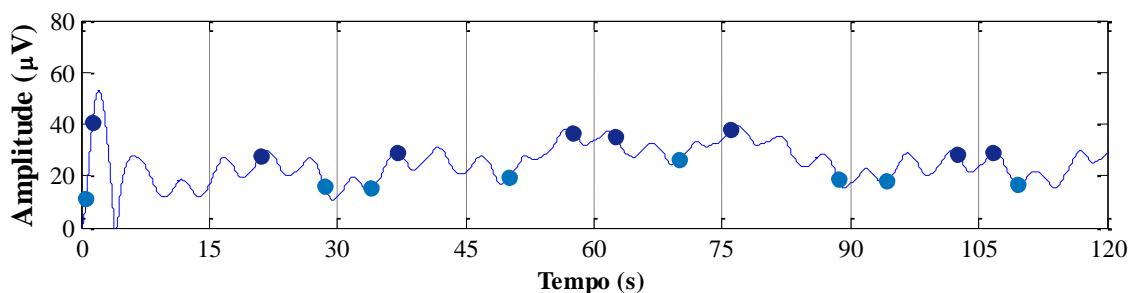
Figura 43 – Obtenção do valor superior e inferior (10% e 90%) de um segmento de 15 s do envelope de Hilbert, sendo: (A) um trecho do envelope do sinal, (B) trecho de 15 s ordenado de forma crescente e (C) marcação dos valores referentes aos percentis 10 e 90.



**Figura 44** – Obtenção do valor superior e inferior (10% e 90%) de um segmento de 15 s do envelope *Butterworth*, sendo: (A) um trecho do envelope do sinal, (B) trecho de 15 s ordenado de forma crescente e (C) marcação dos valores referentes aos percentis 10 e 90.



**Figura 45** – Valor superior (pontos azuis escuros) equivalente ao percentil 10 e valor inferior (pontos azuis claros) equivalente ao percentil 90 do envelope de Hilbert.



**Figura 46** – Valor superior (pontos azuis escuros) equivalente ao percentil 10 e Valor Inferior (pontos azuis claros) equivalente ao percentil 90 do envelope *Butterworth*.

Os valores inferiores e superiores foram traçados como barras verticais ao longo do tempo, de forma densa, conforme exemplificado na Figura 47-A (aEEG) e na Figura 47-B (HaEEG). O eixo das amplitudes é representado em escala linear de 0 a 10  $\mu\text{V}$  e em escala logarítmica de acima de 10  $\mu\text{V}$ , conforme mostrado a Figura 48.

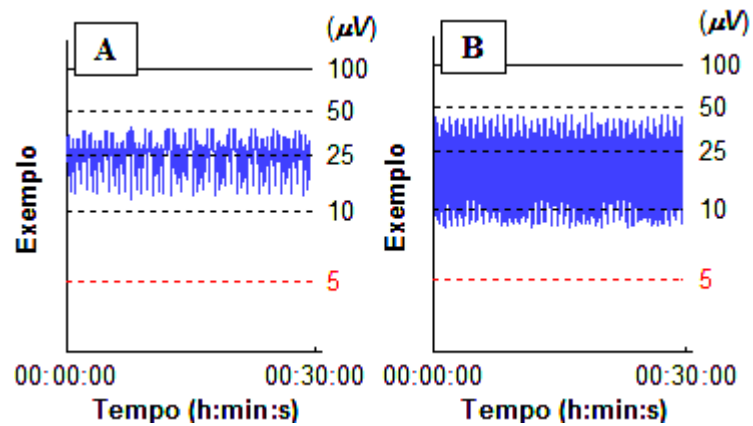


Figura 47 – Envelope reduzido do sinal, sendo foi obtido em (A) com envelope *Butterworth* (aEEG) e em (B) com o envelope de Hilbert (HaEEG).

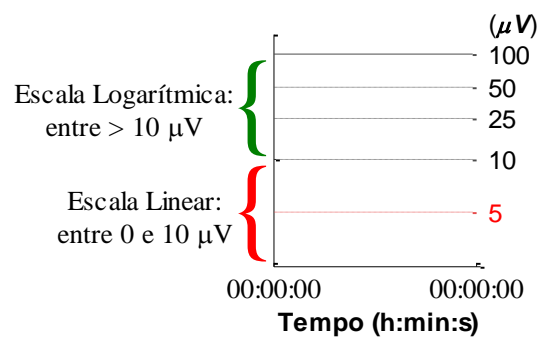


Figura 48 – Escala de amplitude do HaEEG, sendo o eixo das abscissas (horizontal) a escala ao longo do tempo e o eixo das ordenadas (vertical) a escala de amplitude do HaEEG.

As etapas do processamento dos sinais estão sumarizadas na Figura 49.

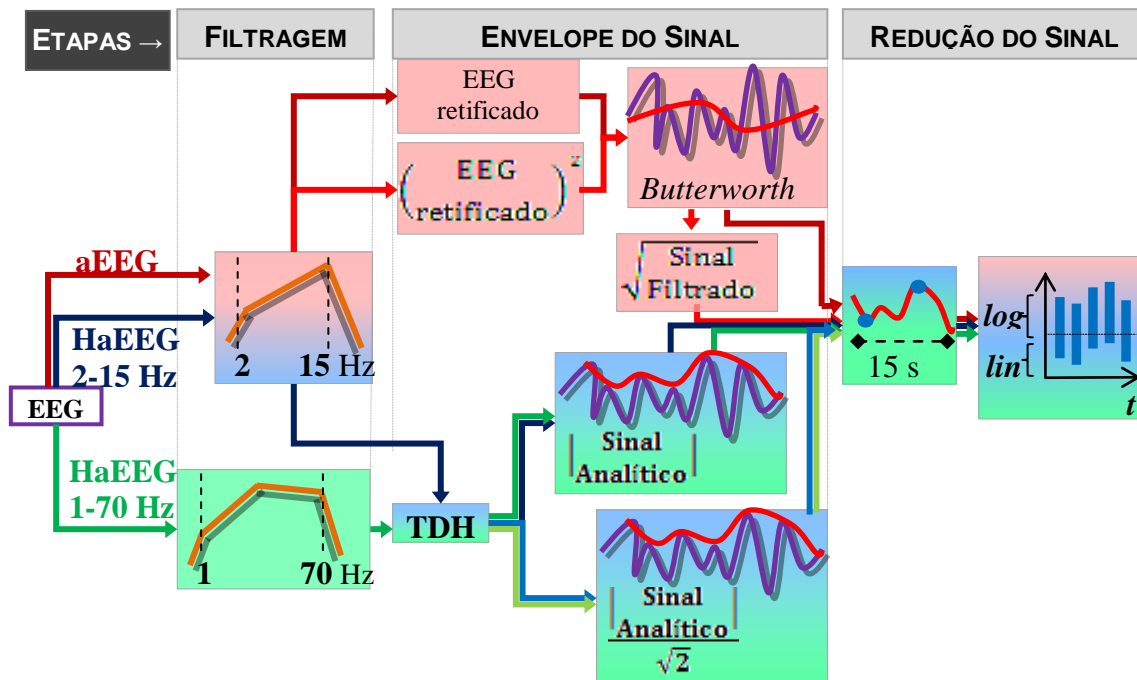


Figura 49 - Diagrama de blocos das etapas do processamento do sinal.



### 10.3 AVALIAÇÃO DOS SINAIS

Assim como o EEG convencional, o EEG reduzido é, sobretudo, interpretado por meio de reconhecimento visual de padrões, incluindo avaliação de continuidade ou descontinuidade e identificação de crises epiléticas (WIKSTRÖM, 2011). Sendo assim, os dados foram analisados visualmente para comparação dos resultados. Foram analisados os trechos de crise de epilepsia quanto à proeminência em relação à atividade de fundo, e também foi avaliada a atividade de fundo quanto ao aspecto de suavização.

Para escolha de quais parâmetros seriam efetivamente utilizados, foi realizado um estudo das energias de cada envelope com seus respectivos parâmetros, em comparação com a energia do sinal mensurado. Para o cálculo das energias foi utilizada a “Equação 17”, descrita no item “7 Energia e Potência do sinal”.

Além da análise visual, também foi utilizada uma análise dos envelopes, por meio das características dos segmentos de cada envelope. Ou seja, depois de obtido o envelope do sinal, este foi segmentado em trechos de 15 s, ordenado de forma crescente equivalendo aos percentis de 0 a 100, e suas características foram comparadas com as características do sinal cru, também segmentado em 15 s e ordenado.

## 11 RESULTADOS

O processamento deu-se em várias etapas e com diferentes parâmetros; portanto, os resultados foram organizados como explicado nos parágrafos que se seguem.

No decorrer da pesquisa, foram identificadas algumas lacunas, tanto referentes ao método precedente, o aEEG, quanto ao método proposto, o HaEEG. Portanto, foram necessários alguns estudos para ampliar os conhecimentos sobre as características de cada envelope e as diferenças entre os métodos. Para tal, foi criado um sinal com comportamento conhecido para realização de simulações. Nestas simulações, foram utilizados vários parâmetros para obtenção do envelope tanto do aEEG quanto do HaEEG.

Posteriormente, aEEG e HaEEG foram comparados utilizando os parâmetros precedentes, ou seja, parâmetros descritos pela literatura. Foram comparados na faixa de frequência de 2 a 15 Hz, e o HaEEG, para fins de comparação, foi comparado também na faixa de frequência de 1 a 70 Hz.

Com as análises e aprofundamentos sobre a etapa de obtenção do envelope, constatou-se que as melhores opções para esta etapa seriam o uso de um filtro de 2ª ordem empregando *Butterworth* LQ e SG para o aEEG e o envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  para o HaEEG. Portanto, o processamento dos sinais prosseguiu neste sentido, isto é, utilizando estes parâmetros.

### 11.1 SIMULAÇÃO COM SOMA DE SENÓIDES

Como referido anteriormente, havia algumas lacunas a serem preenchidas em ambos métodos, aEEG e HaEEG. Os parâmetros descritos na literatura para obtenção do aEEG é a utilização do envelope *Butterworth* de 2ª ordem e  $G=2$ , e, para obtenção do HaEEG, o envelope de Hilbert. Os métodos, utilizando tais parâmetros, se diferem, expressivamente, nas amplitudes e na dispersão da borda inferior, como pode ser observado na Figura 50.

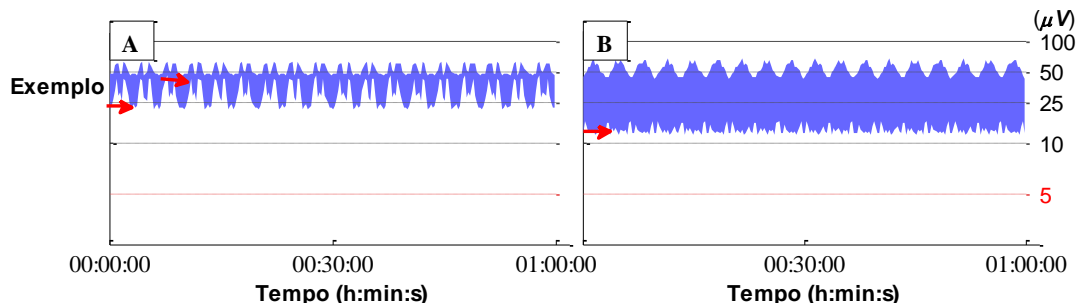


Figura 50 – Exemplo de (A) aEEG obtido com envelope *Butterworth* 2ª ordem com  $G=2$  e (B) HaEEG obtido com envelope de Hilbert

Com vistas a compreender as diferenças citadas acima, foi realizada uma simulação com sinais conhecidos, utilizando como sinal de entrada uma soma de senóides com frequências e amplitudes diferenciadas pré-determinadas. Estes sinais foram amostrados a 256 Hz. Para a obtenção do envelope do sinal do aEEG, foram realizadas simulações utilizando vários parâmetros para o *Butterworth*, tais como: 5ª ordem e de 2ª ordem, com e sem o  $G = 2$ , e utilizando a lei quadrática. Para o HaEEG, foram realizadas simulações utilizando: o envelope obtido pelo módulo do sinal analítico normal (adquirido a partir da TDH), e, de outra maneira, utilizando este mesmo envelope dividido por  $\sqrt{2}$ . Foram utilizados segmentos de 15 s não sobrepostos. As etapas do processamento para a redução do sinal estão descritas na Figura 51.

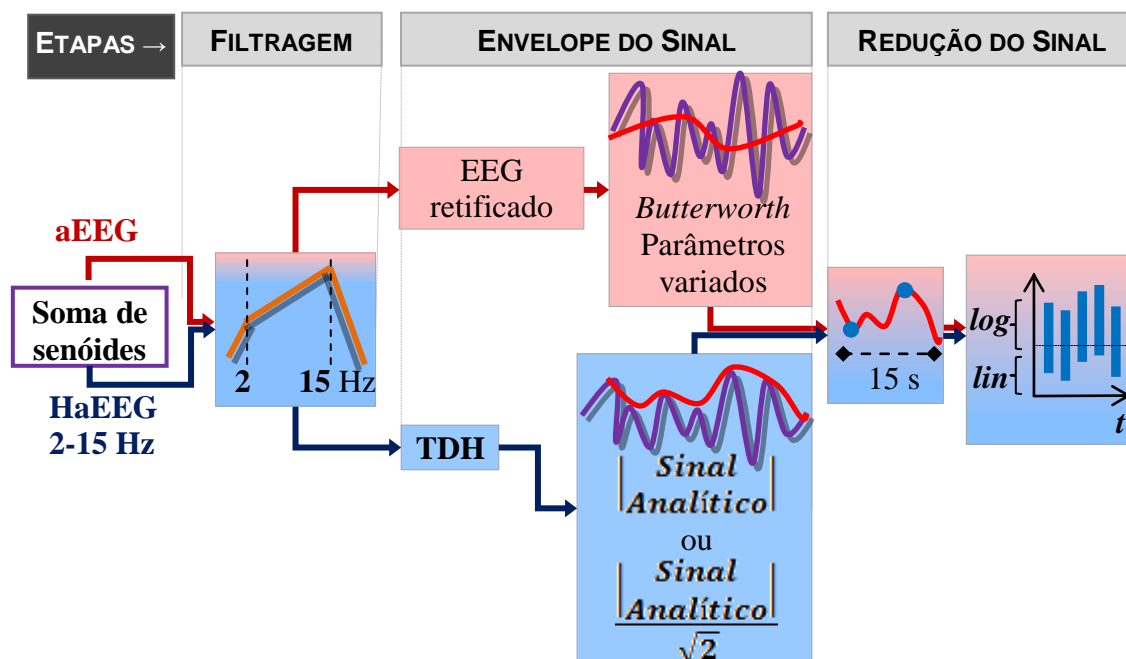
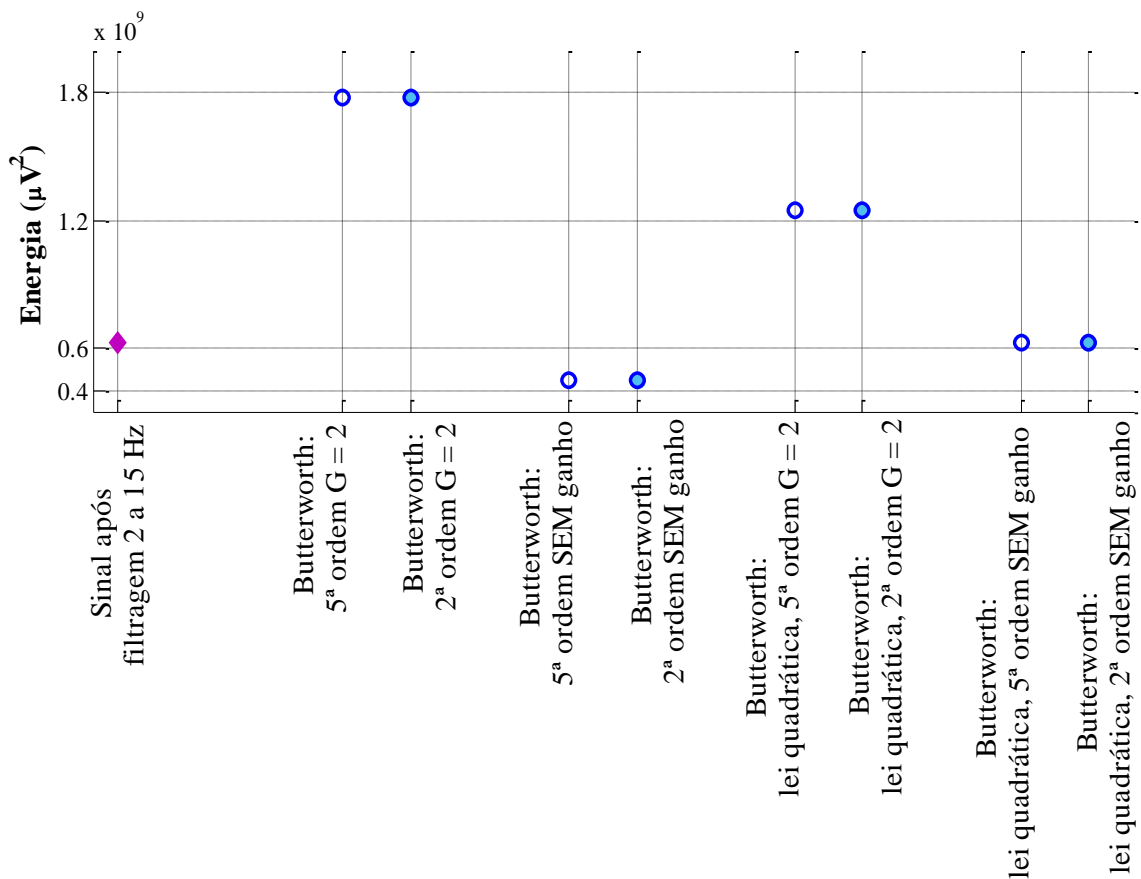


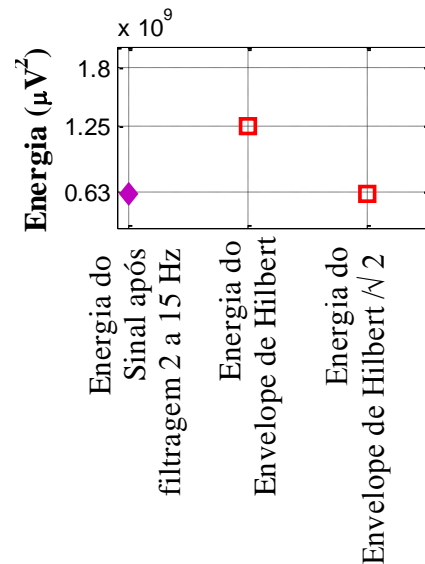
Figura 51 – Diagrama de blocos das etapas do processamento do sinal para a simulação do aEEG e do HaEEG 2-15 Hz, com utilização de parâmetros diferentes.

Para o aEEG, a avaliação das energias dos envelopes *Butterworth* obtidos com vários parâmetros (Figura 52) revelou que o  $G = 2$  não mantém a energia do sinal como referido nos itens “6.2.3 Envelope do sinal” e “6.2.3.1 Lei quadrática de detecção do envelope”. Na verdade, o ganho provoca um aumento da energia, enquanto que, sem o ganho, a energia é inferior à energia do sinal original. Quando utilizada a lei quadrática com o  $G = 2$ , a energia ainda se mantém superior à energia do sinal; somente a utilização da lei quadrática e sem o ganho produz um envelope com energia aproximada à energia do sinal original.



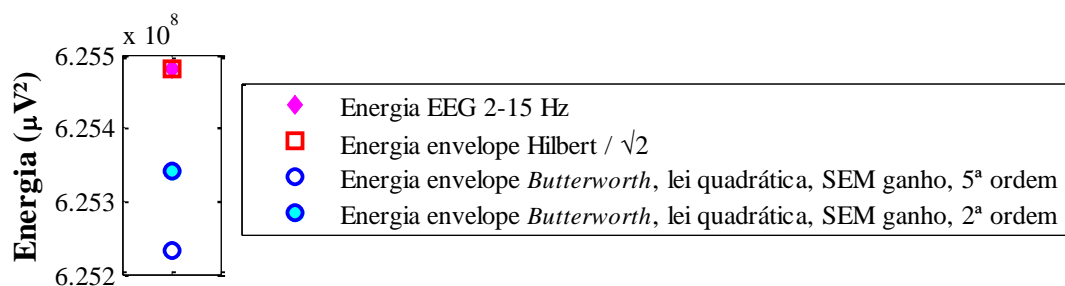
**Figura 52 – Energia dos envelopes *Butterworth* (azuis) comparada à energia do sinal (roxa), sendo o sinal de entrada uma soma de senóides.**

Para o HaEEG, a análise das energias do Envelope de Hilbert e deste dividido por  $\sqrt{2}$  (Figura 53) mostrou que o envelope de Hilbert aumenta a energia em comparação com a energia do sinal de entrada, ao passo que, quando o envelope de Hilbert é dividido por  $\sqrt{2}$ , a energia iguala-se à do sinal.



**Figura 53 – Energia dos envelopes de Hilbert (vermelhos) comparada à energia do sinal (roxo), sendo o sinal de entrada uma soma de senóides.**

Para o aEEG, o envelope *Butterworth* utilizando a LQ e SG, tanto de ordem 5 quanto de ordem 2, foram obtidos melhores resultados ao fim do processamento, mantendo a energia do sinal. Para o HaEEG, o envelope de Hilbert dividido por  $\sqrt{2}$  alcançou um melhor resultado, assim como o anterior, mantendo a energia do sinal. As energias são melhor destacadas na Figura 54.



**Figura 54 – Energia dos sinais: Sinal filtrado de 2 a 15 Hz, envelope de Hilbert dividido por  $\sqrt{2}$  e envelope *Butterworth* de 5ª e de 2ª ordem SG utilizando a LQ.**

Fonte: elaborado pelos autores

A Figura 55 ilustra os envelopes obtidos a partir do envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  e do envelope *Butterworth* utilizando a LQ e SG, de 2ª ordem e de 5ª ordem.

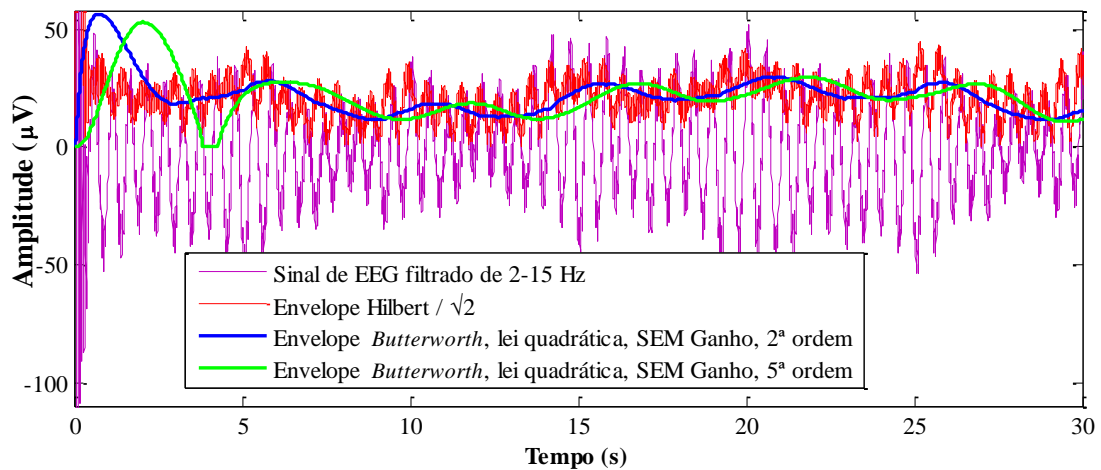


Figura 55 – Sinal filtrado de 2 a 15 Hz, envelope utilizando a Transformada de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  e o envelope *Butterworth* de 5ª e de 2ª ordem SG.

Após o cálculo do envelope e segmentação em trechos de 15 s, cada segmento foi ordenado de forma crescente (Figura 56) com intuito de comparar em cada método a diferença nos percentis utilizados, 10 e 90, analisar como os trechos diferenciam-se de acordo com envelope e verificar qual se assemelham mais às características do sinal de entrada.

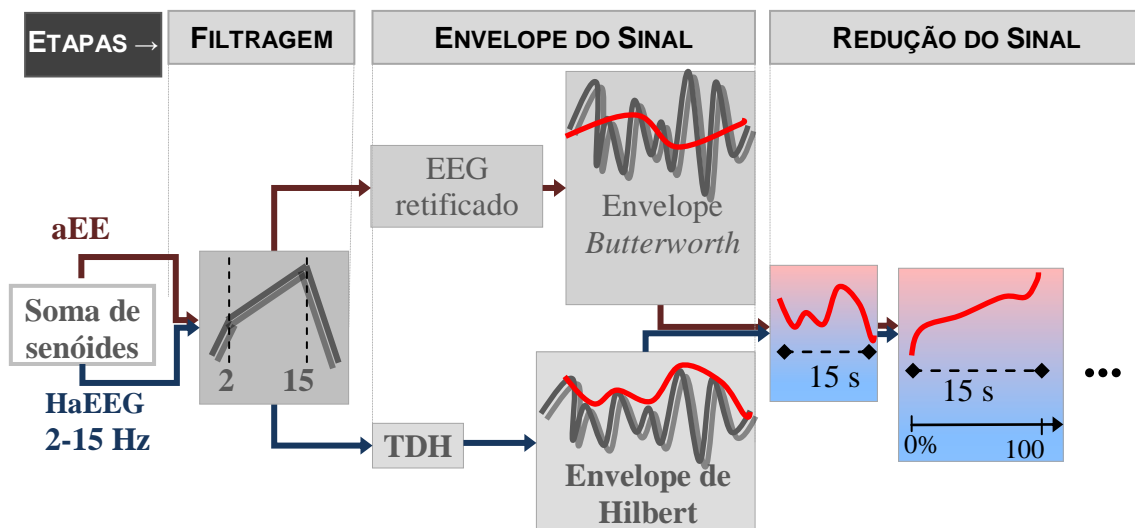
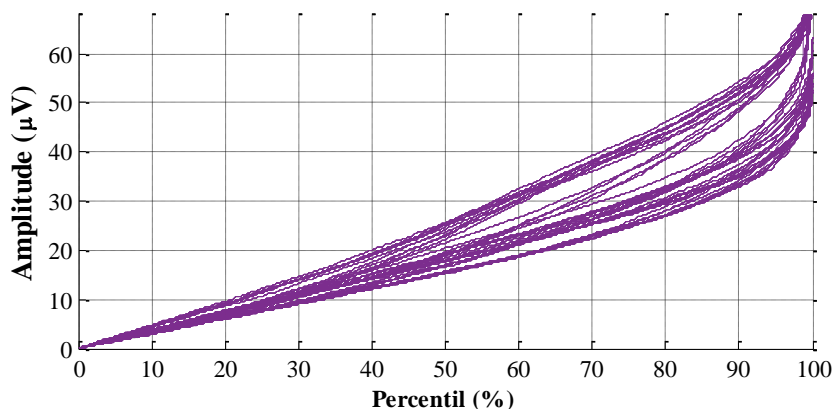


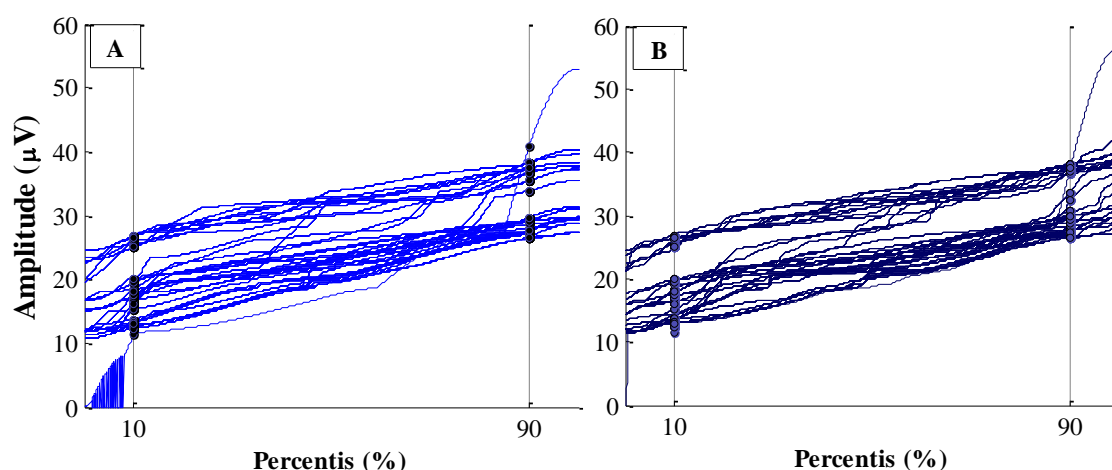
Figura 56 – Diagrama de blocos das etapas da obtenção dos trechos de 15 s ordenados de cada envelope, aEEG e HaEEG.

O sinal (soma de senóides), depois de filtrado de 2 a 15 Hz, foi retificado e segmentado em trechos de 15 s, os quais foram ordenados de forma crescente (Figura 57). Estes trechos têm finalidade compará-los, aos envelopes dos sinais igualmente segmentados e ordenados, obtidos pelos filtros *Butterworth* e pela utilização da Transformada de Hilbert  $\div \sqrt{2}$ .



**Figura 57 – Trechos de 15 s ordenados de forma crescente da Soma de senóides (sinal de entrada), após filtragem 2-15 Hz e retificação.**

Os envelopes *Butterworth*, divididos em segmentos de 15 s e ordenados (Figura 58), revelaram diferenças sutis de dispersão de dados entre 5ª ordem (Figura 58-A) e 2ª ordem (Figura 58-B). Há uma notável descontinuidade em um dos trechos com o filtro de 5ª ordem, a qual não aparece no filtro de 2ª ordem. Ambos, no percentil 10, revelam que o envelope dispõe de dados mais dispersos e com maiores amplitudes do que os percentis iniciais do sinal de entrada (Figura 57). O percentil 90, apesar de conter dados menos dispersos, também não se assemelha com os percentis finais do sinal de entrada, os quais têm dados mais dispersos. Além disso, os envelopes *Butterworth* diminuem a amplitude no percentil 90 comparado às amplitudes dos percentis finais do sinal de entrada.



**Figura 58 – Trechos de 15 s ordenados de forma crescente do envelope *Butterworth* da soma de senóides, utilizando a LQ e SG, sendo (A) de 5ª e (B) de 2ª ordem. Com marcações em cada trecho os respectivos percentis 10 e 90.**

Os trechos de 15 s do envelope obtido pela transformada de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  (Figura 59) mostram um envelope com formato mais semelhante ao sinal de entrada (Figura

57), acompanhando melhor o formato dos dados do sinal de entrada. Mostra dados mais estreitados no percentil 10 e mais espalhados no percentil 90. Outrossim, a amplitude em ambos percentis são análogas às amplitudes iniciais e finais do sinal de entrada.

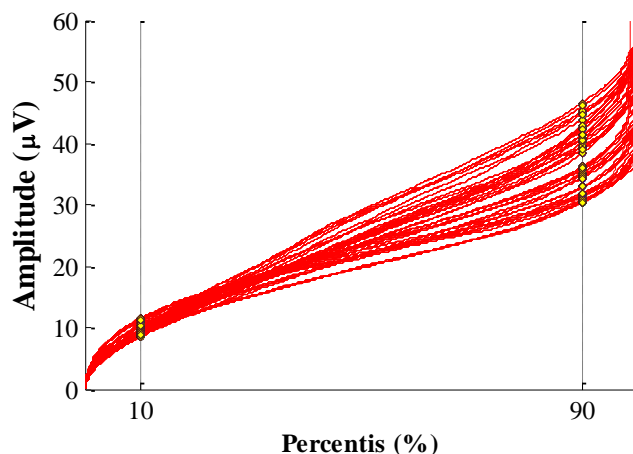


Figura 59 – Trechos de 15 s ordenados de forma crescente do envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  da soma de senóides, sendo marcados em cada trecho os respectivos percentis 10 e 90.

A dispersão dos dados, referida anteriormente, reflete-se na composição final do aEEG (Figura 60) e do HaEEG (Figura 61). O primeiro, o aEEG, contém a borda inferior mais irregular do que o HaEEG. O aEEG da soma de senóides não apresentou grandes diferenças visuais entre 5ª e 2ª ordem, conforme a Figura 60. A Figura 61 exemplifica o HaEEG da soma de senóides obtido por meio do envelope de Hilbert dividido por  $\sqrt{2}$ .

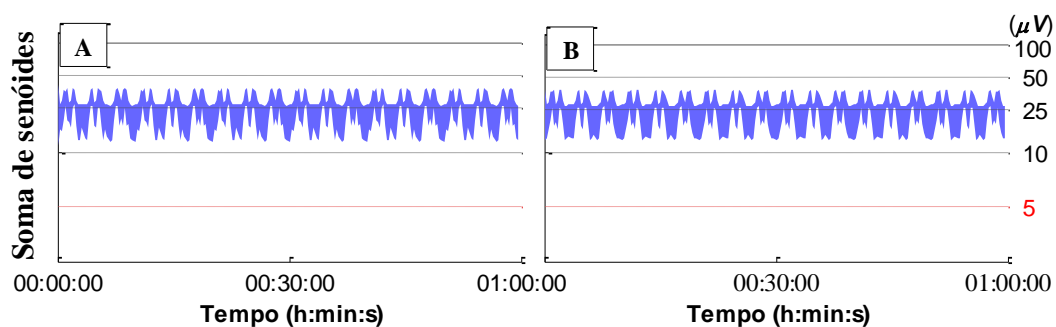
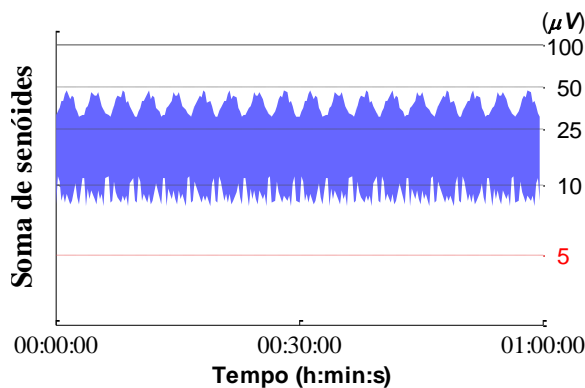


Figura 60 – aEEG da soma de senóides SG utilizando a LQ, sendo (A) de 5ª ordem e (B) de 2ª ordem.





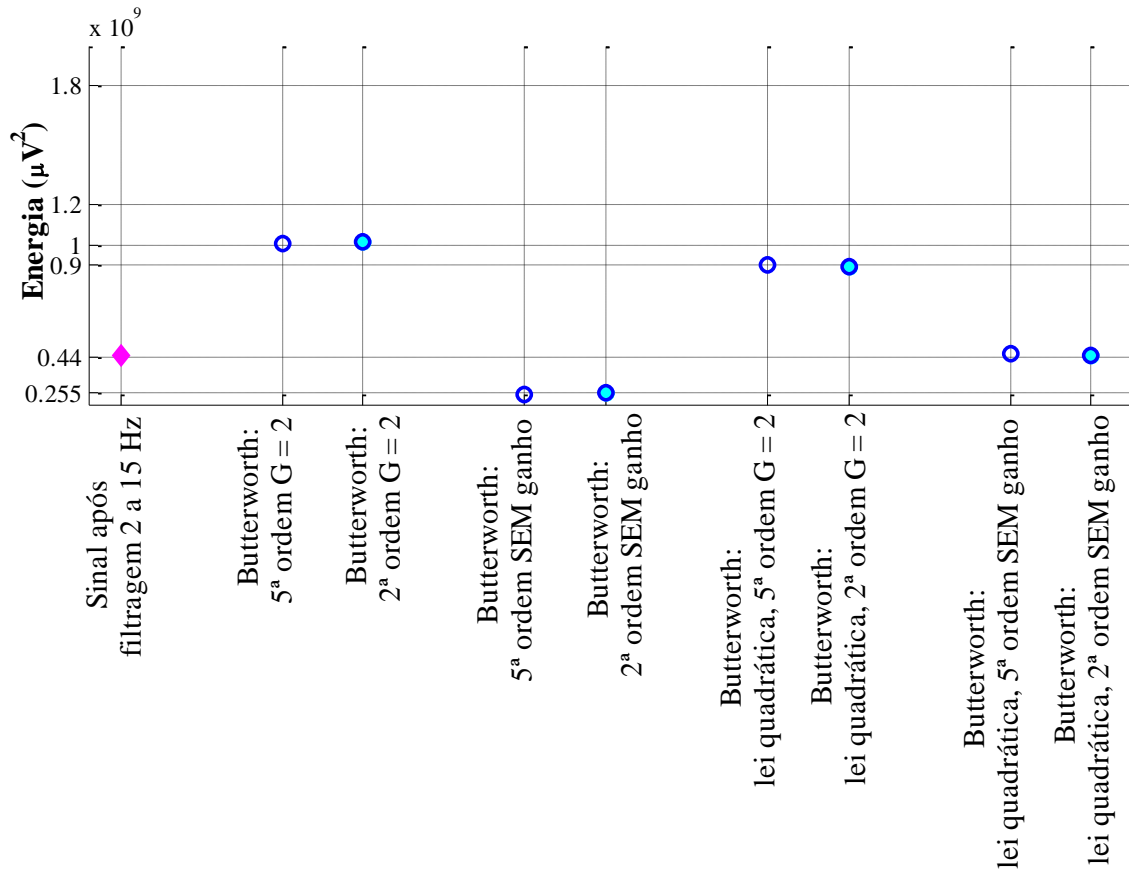
**Figura 61 – HaEEG da soma de senóides, envelope (obtido pelo módulo do sinal analítico da TDH) dividido por  $\sqrt{2}$ .**

Com isso, tem-se que os trechos de 15 s do envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  assemelham-se mais aos trechos de 15 s do sinal original, refletindo as principais características (amplitude e dispersão) do EEG original no EEG reduzido. A irregularidade de amplitude no percentil 10 apresentada nos trechos de 15 s para os envelopes *Butterworth* define, ao fim da redução, um aEEG com grande variação de amplitude na borda inferior. Portanto, ao fim da redução, o HaEEG fornece uma informação mais fidedigna ao sinal original do que aEEG, sendo, então, o HaEEG preferível.

## 11.2 AVALIAÇÃO DOS DIFERENTES PARÂMETROS COM EEG REAL

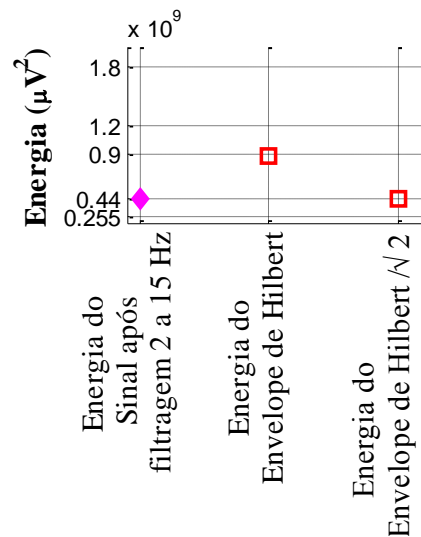
Assim como anteriormente, foram realizadas avaliações com um EEG real, utilizando vários parâmetros para o *Butterworth*, tais como: 5ª ordem e de 2ª ordem, com e sem o  $G = 2$ , e utilizando a lei quadrática. Igualmente, para o HaEEG, foram realizadas avaliações utilizando o envelope obtido pelo módulo do sinal analítico normal, e, de outra maneira, dividindo-o por  $\sqrt{2}$ .

De forma análoga à soma de senóides, para o aEEG, a avaliação das energias dos envelopes *Butterworth* obtidos com vários parâmetros (Figura 62) revelou que o  $G = 2$  novamente não mantém a energia do sinal. Outra vez, o ganho provoca um aumento da energia, enquanto que, sem o ganho, a energia é inferior à energia do sinal original. Quando utilizada a lei quadrática com o  $G = 2$ , a energia ainda se mantém superior à energia do sinal; somente a utilização da lei quadrática e sem o ganho produz um envelope com energia aproximada à energia do sinal original.



**Figura 62 – Energia dos envelopes *Butterworth* (azuis) comparada à energia do sinal (magenta), sendo o sinal de entrada um EEG real (caso chb08\_21, derivação C3-P3).**

Para o HaEEG com o EEG real, a análise das energias do Envelope de Hilbert e deste dividido por  $\sqrt{2}$  (Figura 63) mostrou que o envelope de Hilbert aumenta a energia em comparação com a energia do sinal de entrada, e, quando o envelope de Hilbert é dividido por  $\sqrt{2}$ , a energia iguala-se à do sinal.



**Figura 63 – Energia dos envelopes de Hilbert (vermelhos) comparada à energia do sinal (magenta), sendo o sinal de entrada um EEG real (caso chb08\_21, derivação C3-P3).**

Portanto, tanto utilizando sinais com comportamento conhecido, como a soma de senóides, quanto utilizando um EEG real, os melhores parâmetros para obtenção do aEEG são os envelopes *Butterworth* SG de ordem 2 ou 5, e, para a obtenção do HaEEG é o envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$ , parâmetros os quais a energia do envelope do sinal equipara-se à energia do sinal de entrada.

A Figura 64 exemplifica a redução de um EEG real (cbh08\_21, derivação C3-P3) utilizando: os parâmetros da literatura, ou seja, o aEEG utilizando o *Butterworth* com  $G=2$  e ordem 2 e 5, e, o HaEEG, a transformada de Hilbert; e, de outra forma, os melhores parâmetros de acordo com a simulação, isto é, o aEEG obtido pelo *Butterworth* com a LQ, SG e ordem 2 e 5, e, o HaEEG, obtido pela transformada de Hilbert  $\div \sqrt{2}$ . Pode-se notar que, o envelope obtido com  $G=2$ , em ambas as ordens, 2ª e 5ª, reflete o aumento da energia no EEG reduzido, ou seja, o aEEG resultante destes parâmetros (Figura 64-A e Figura 64-B, respectivamente) contém amplitudes de borda inferior e superior maiores do que aqueles com a LQ e SG (Figura 64-C e Figura 64-D); nestes últimos, a energia do sinal original é mantida. A energia aumentada para o envelope de Hilbert também resulta em HaEEG (Figura 64-E) com bordas inferiores e superiores com maiores amplitudes do que o HaEEG obtido pelo envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  (Figura 64-F).

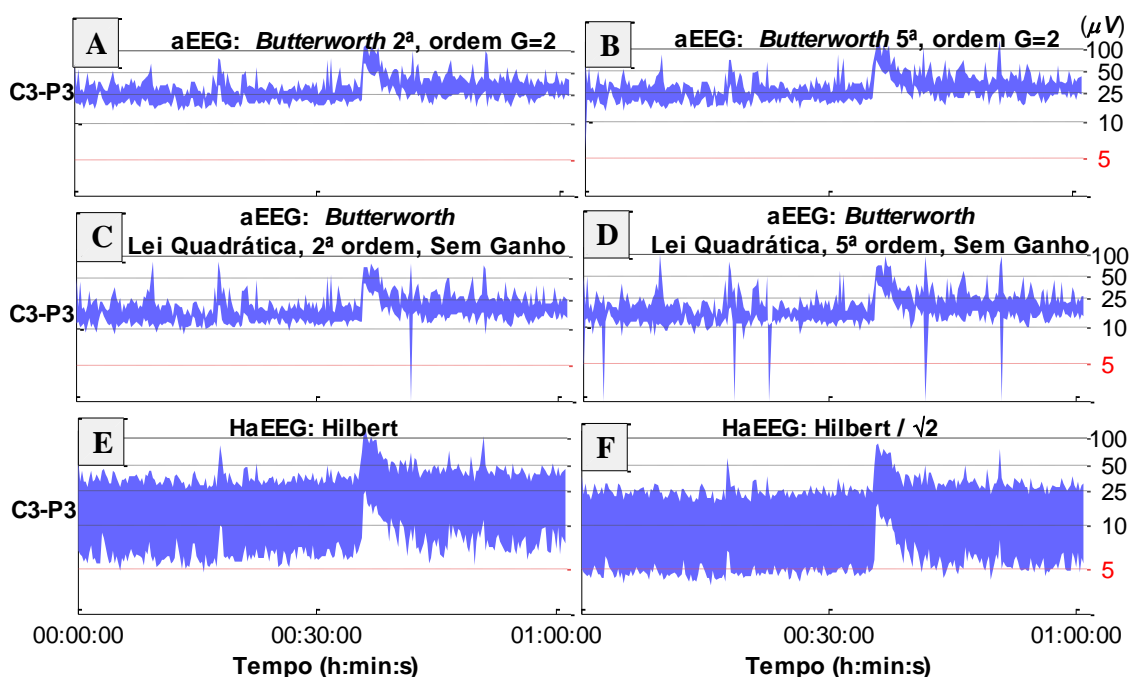


Figura 64 – EEG real reduzido (cbh08\_21, derivação C3-P3), sendo: aEEG obtido com *Butterworth* de (A) 2ª ordem e  $G=2$ , (B) 5ª e  $G=2$ , (C) LQ, 2ª ordem, Sem Ganho e (D) LQ, 5ª ordem, Sem Ganho; e HaEEG obtido com Hilbert (E) normal e (F) dividido por  $\sqrt{2}$ .

Na Figura 65, o aEEG foi obtido utilizando os melhores parâmetros apresentados na análise da energia, ou seja, *Butterworth* utilizando a LQ e SG com 5ª ordem (Figura 65-A) e 2ª ordem (Figura 65-B). Como pode ser observado, ao contrário das senóides, com as quais não houve grandes diferenças entre 5ª e 2ª ordem, no caso de um EEG real, houve grande diferença, aparecendo grande irregularidade na borda inferior utilizando a 5ª ordem (Figura 65-A) comparado ao de 2ª ordem (Figura 65-B).

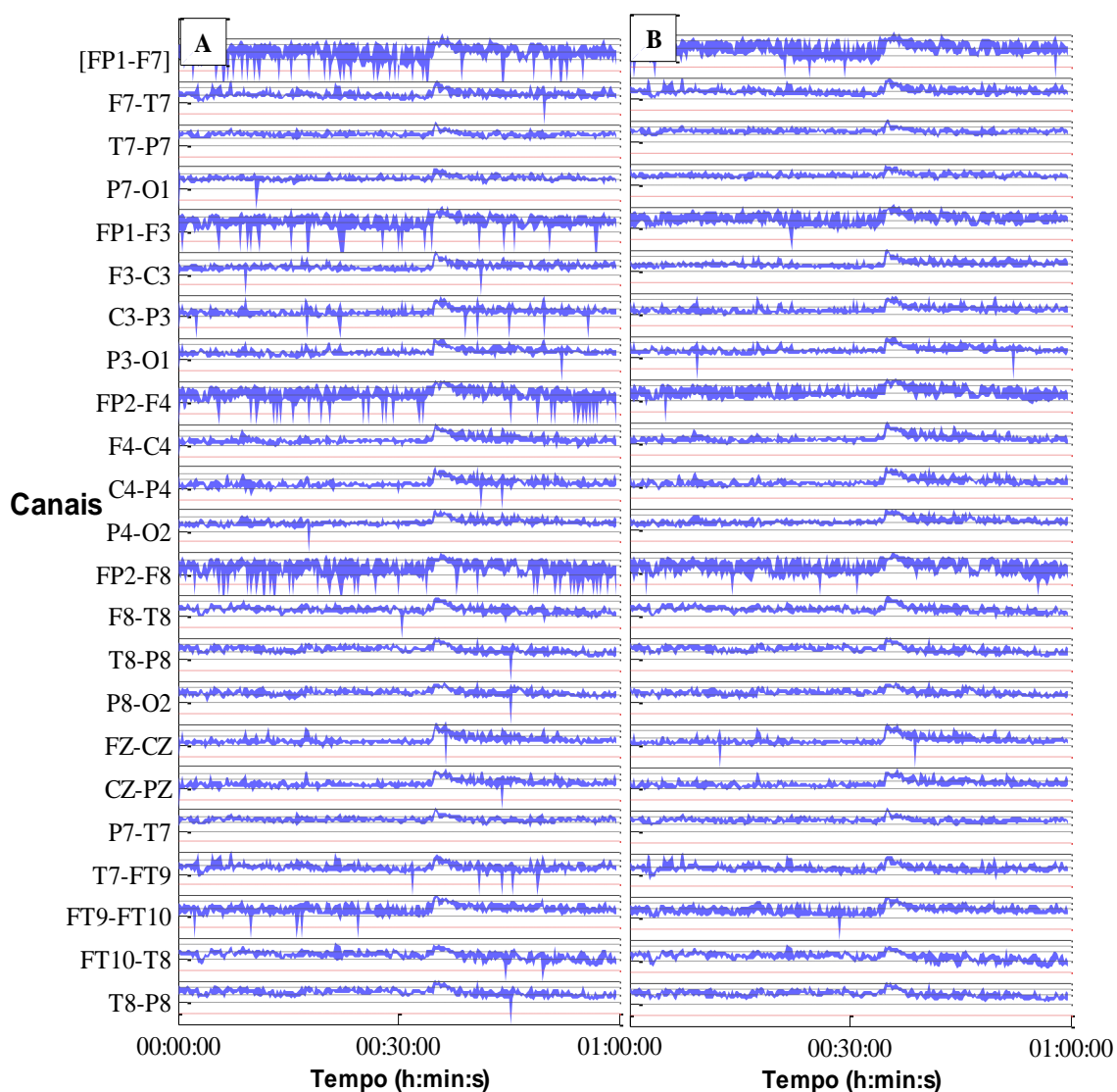


Figura 65 – aEEG do caso chb08\_21 processado com envelope *Butterworth* SG utilizando a LQ, sendo: (A) 5ª e (B) 2ª ordem.

Para compreender em qual processo aparecem tais irregularidades, foi escolhido um canal deste caso para estudar os trechos de 15 s. O canal escolhido foi C3-P3 (caso

chb08\_21), e a Figura 66 exemplifica este sinal após filtragem 2-15 Hz e retificação do sinal.

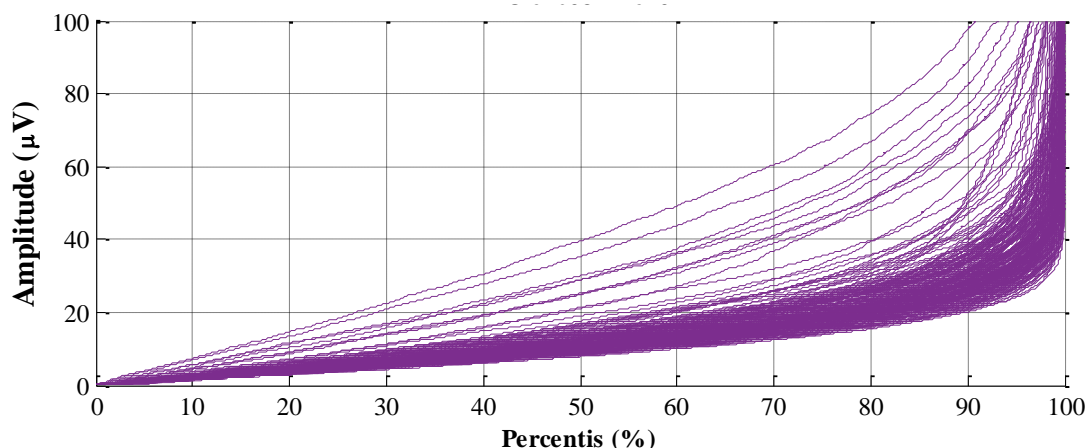


Figura 66 – Trechos de 15 s ordenados em ordem crescente do EEG do canal 07 (C3-P3) do caso chb08\_21, após filtragem 2-15 Hz e retificação.

O envelope *Butterworth* de 5ª ordem (LQ e SG) foi também dividido em trechos de 15 s e ordenados, conforme Figura 67. Este envelope de 5ª ordem ocasionou diversos trechos com descontinuidade (aproximadamente 30 trechos), como pode ser observado na Figura 67-A. Para facilitar a visualização do formato dos trechos, foram retirados os trechos com descontinuidades (Figura 67-B).

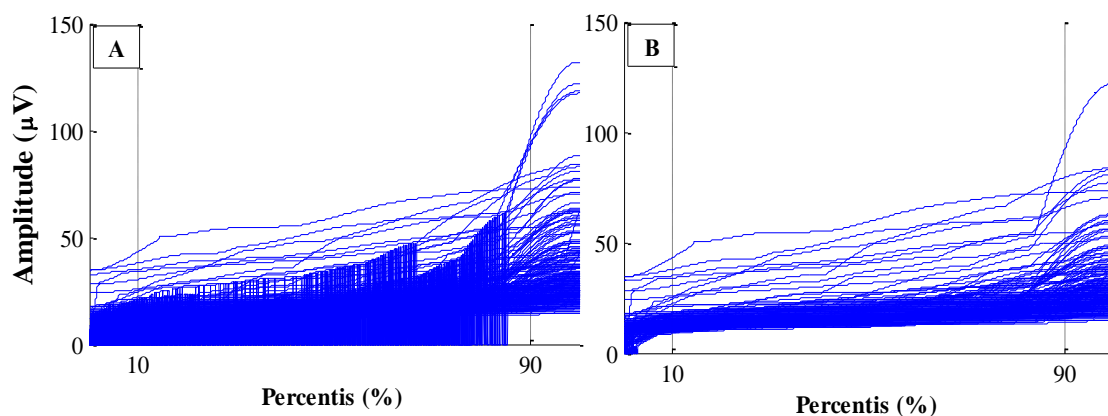
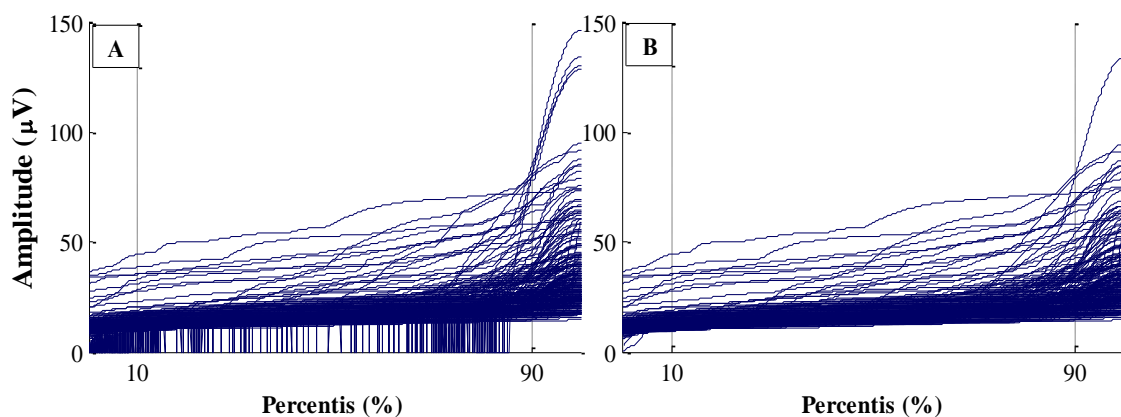


Figura 67 – Trechos de 15 s ordenados de forma crescente do envelope *Butterworth* do canal 07 (C3-P3) do caso chb08\_21, utilizando a LQ, SG de 5ª ordem, sendo (A) com e (B) sem os trechos com descontinuidades.

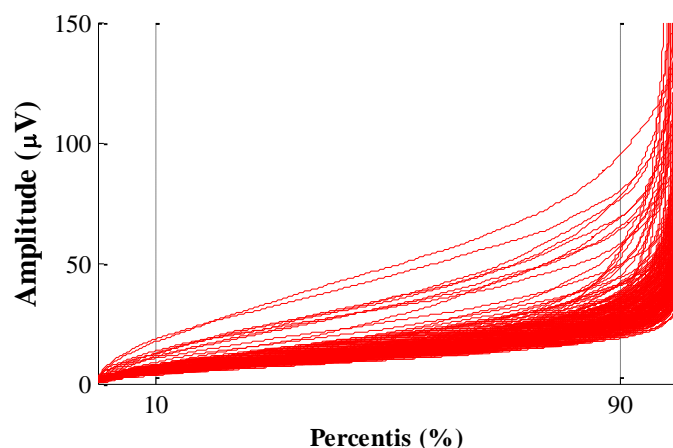
O processamento também foi realizado utilizando o envelope *Butterworth* de 2ª ordem (LQ e SG) sendo também dividido em trechos de 15 s e ordenados, conforme Figura 68. Este envelope de 2ª ordem revelou menos trechos com descontinuidade (5 trechos) (Figura 68-A) em comparação com o de 5ª ordem (Figura 67-A).

Para facilitar a visualização do formato dos trechos, foram retirados os trechos com descontinuidades (Figura 68-B).



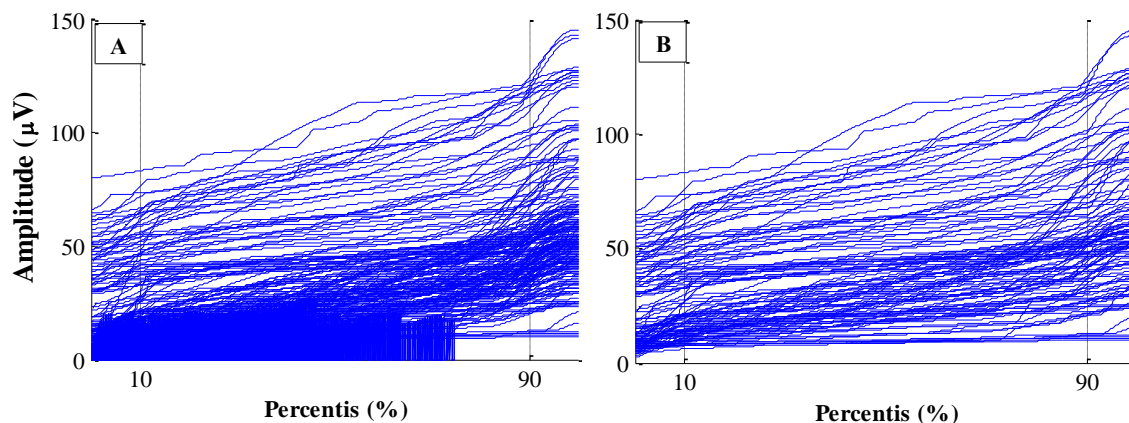
**Figura 68 – Trechos de 15 s ordenados de forma crescente do envelope *Butterworth* do canal 07 (C3-P3) do caso chb08\_21, utilizando a LQ, SG de 2ª ordem, sendo (A) com e (B) sem os trechos com descontinuidades.**

O envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  foi igualmente dividido e ordenado (Figura 69), analogamente aos anteriores. Pode-se observar um formato muito similar ao sinal de entrada (Figura 66).

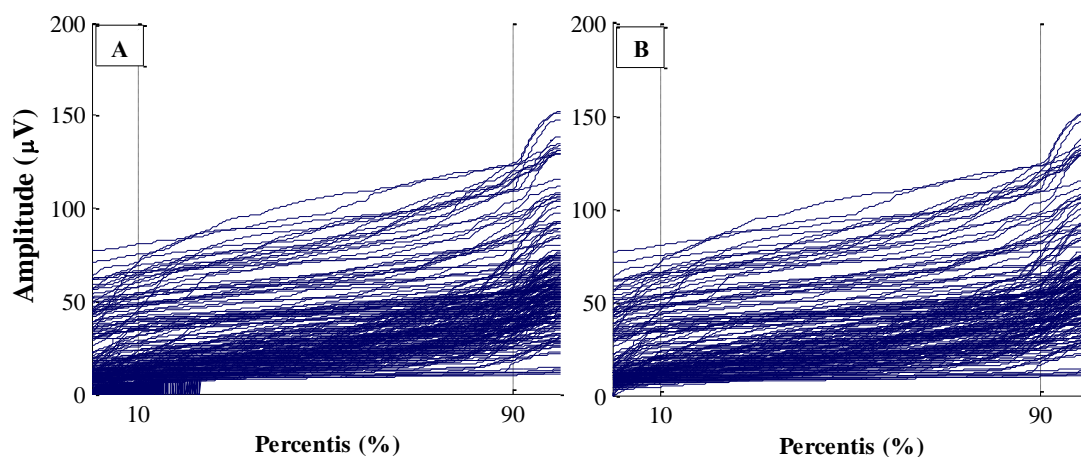


**Figura 69 – Trechos de 15 s ordenados de forma crescente do envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  do canal 07 (C3-P3) do caso chb08\_21.**

Em outro exemplo (Figura 70), canal 01 (FP1-F7) do caso chb11\_99, novamente se confirma a grande quantidade de trechos com descontinuidades quando utiliza-se o *Butterworth* de 5ª ordem (LQ, SG) (neste caso, aproximadamente 74 trechos) em relação ao de 2ª ordem (Figura 71), com aproximadamente 15 trechos com tais descontinuidades.

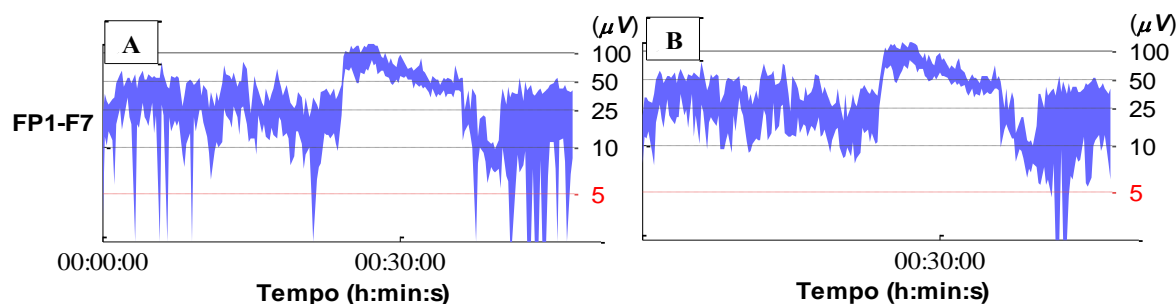


**Figura 70** – Trechos de 15 s ordenados de forma crescente do envelope *Butterworth* do canal 01 (FP1-F7) do caso chb11\_99, utilizando a LQ, SG de 5ª ordem, sendo (A) com e (B) sem os trechos com descontinuidades.



**Figura 71** – Trechos de 15 s ordenados de forma crescente do envelope *Butterworth* do canal 01 (FP1-F7) do caso chb11\_99, utilizando a LQ, SG de 2ª ordem, sendo (A) com e (B) sem os trechos com descontinuidades.

A Figura 72-A representa o aEEG obtido com ordem 5 e a Figura 72-B, com ordem 2. Pode-se notar que a utilização de filtros de ordem 5 reflete em descontinuidade dos trechos de 15 s ao fim da redução, gerando um EEG reduzido com inúmeras deformidades, enquanto que com o filtro de 2ª ordem obtêm-se um EEG reduzido melhor interpretável.



**Figura 72** – aEEG do canal 01 do caso chb11\_99 utilizando *Butterworth* (LQ, SG) de (A) 5ª ordem e (B) 2ª ordem.

Os trechos de 15 s obtidos do envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  são mostrados na Figura 73, e seu respectivo HaEEG, na Figura 74.

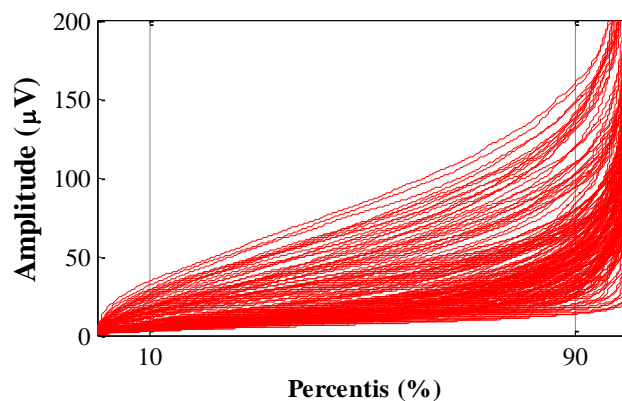


Figura 73 – Trechos de 15 s ordenados de forma crescente do envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  do canal 01 (FP1-F7) do caso chb11\_99.

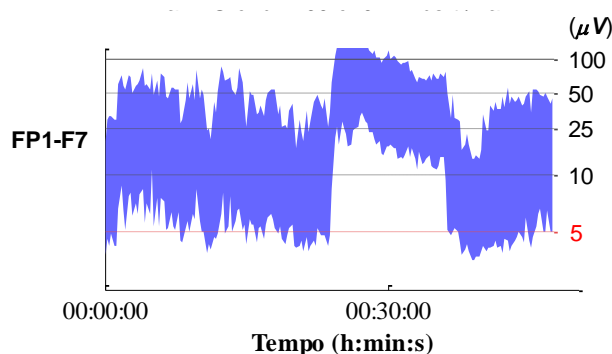


Figura 74 – HaEEG do canal 01 (FP1-F7) do caso chb11\_99, utilizando o envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$ .

Portanto, após análises das energias e características dos variados parâmetros utilizando um EEG real como sinal de entrada, revelou-se que: para o aEEG obtido com os melhores parâmetros, o envelope *Butterworth* com a LQ e SG de 2ª ordem mostrou-se preferível ao de 5ª ordem; e o envelope Hilbert  $\div \sqrt{2}$  é o melhor parâmetro para o HaEEG.

### 11.3 aEEG E HaEEG COM PARÂMETROS DA LITERATURA

Os resultados a seguir mostram comparações realizadas no início da pesquisa, utilizando os parâmetros precedentes descritos na literatura.

As etapas do processamento do sinal estão sumariadas na Figura 75, destacando que, neste caso, o envelope de Hilbert **não** foi  $\div \sqrt{2}$ , para o envelope *Butterworth* foi utilizado a ordem 2 com  $G = 2$  e **não** utilizou a LQ, a redução do sinal foi realizado em



segmentos de 15 s, e os percentis para redução utilizados foram de 10 e 90 e também 12 e 90.

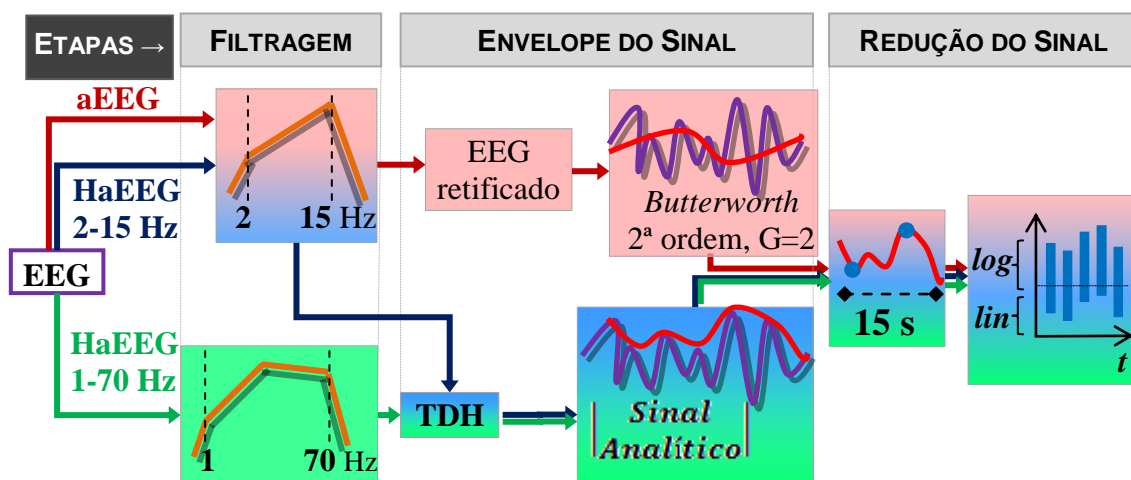
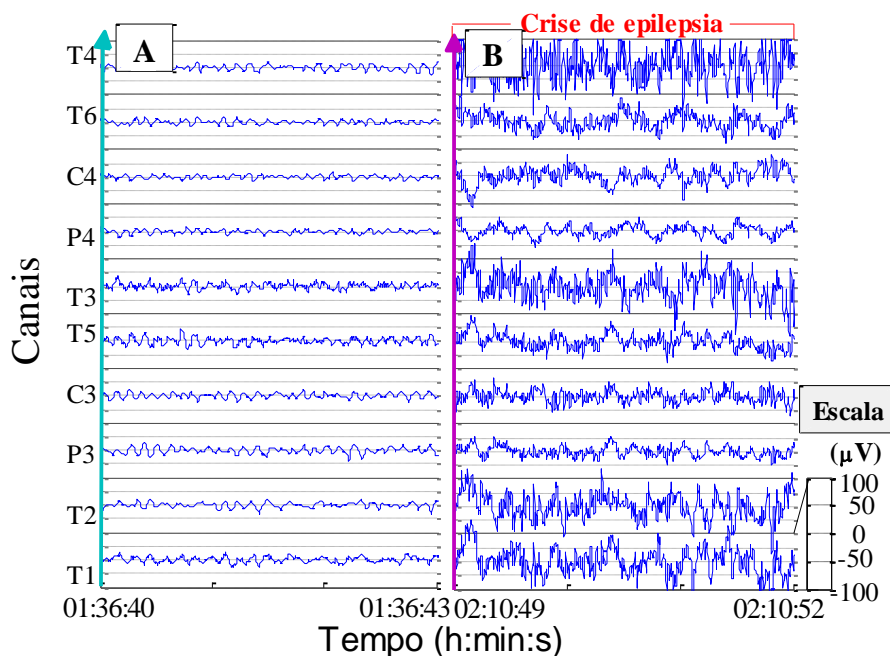


Figura 75 – Diagrama de blocos das etapas do processamento do sinal para o aEEG (com envelope *Butterworth* 2ª ordem e  $G = 2$ ), HaEEG 2-15 Hz e 1-70 Hz.

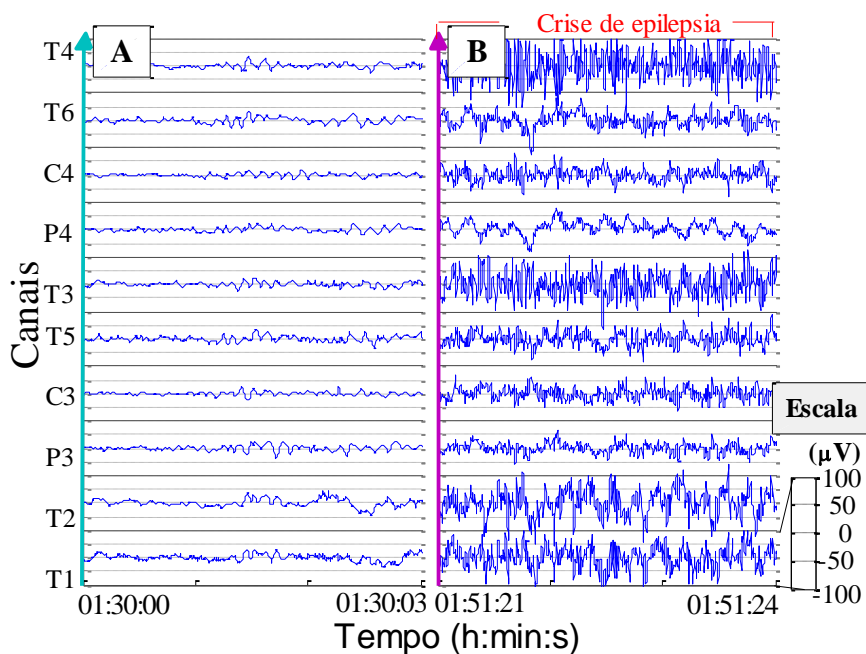
### 11.3.1 aEEG (2-15 Hz) versus HaEEG (2-15 Hz)

Neste processamento, foram comparados o aEEG e o HaEEG na mesma faixa de frequência, 2 a 15 Hz. Foram utilizados os arquivos com períodos de crises de epilepsia dos EEGs do grupo BIOMED e *Department of Clinical and Experimental Neurology* (CLERCQ et al., 2006; VERGULT et al., 2007; GÓMEZ-HERRERO et al., 2006; GÓMEZ-HERRERO, 2008). Destes, foram utilizadas as derivações C3, P3, C4, P4 e as derivações (T1, T2, T3, T4, T5, T6), pois os dados de EEG contêm crises de epilepsia do lobo mesial temporal. Tais sinais foram avaliados visualmente e os trechos com crises de epilepsia foram então marcados. A Figura 76 e a Figura 77 ilustram segmentos de EEG com (Figura 76-B e Figura 77-B) e sem crise epiléptica (Figura 76-A e Figura 77-A) para os casos f1 e f34, respectivamente.



**Figura 76 – Segmentos de EEG multicanal (3 s), caso f1, masculino, 35 anos. Exemplo (A) sem crise e (B) considerado com crise de epilepsia.**

Fonte: elaborado pelos autores com dados do grupo BIOMED e *Department of Clinical and Experimental Neurology* (CLERCQ et al., 2006; VERGULT et al., 2007; GÓMEZ-HERRERO et al., 2006; GÓMEZ-HERRERO, 2008)

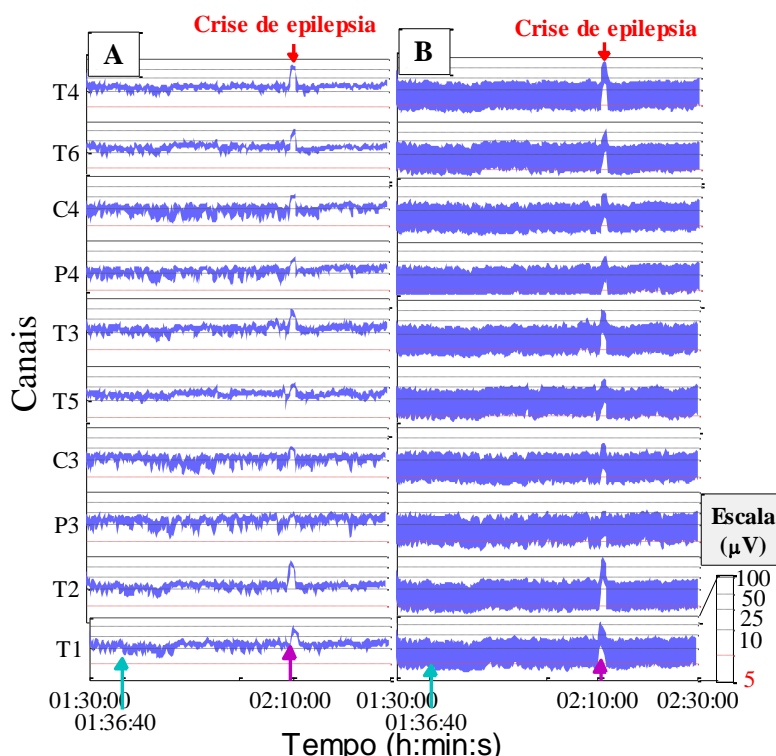


**Figura 77 – Segmentos de EEG multicanal (3 s), caso f34, masculino, 35 anos. Exemplo (A) sem crise e (B) considerado com crise de epilepsia.**

Fonte: elaborado pelos autores com dados do grupo BIOMED e *Department of Clinical and Experimental Neurology* (CLERCQ et al., 2006; VERGULT et al., 2007; GÓMEZ-HERRERO et al., 2006; GÓMEZ-HERRERO, 2008)

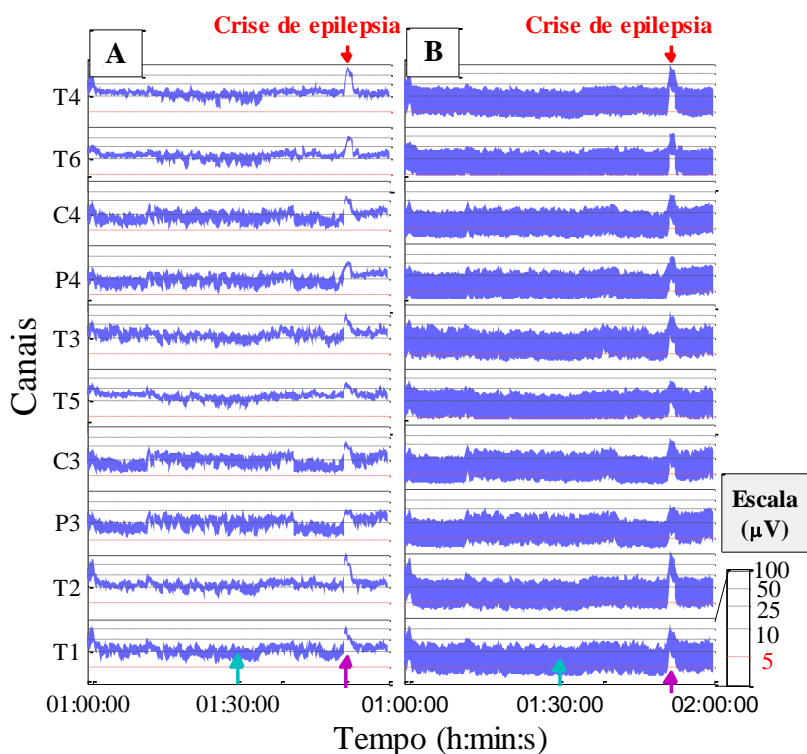
A Figura 78 mostra 1 h de EEG reduzido do caso f1, aplicando os percentis 10 e 90, sendo aEEG (Figura 78-A) e HaEEG (Figura 78-B). As setas verticais indicam o

instante de tempo daqueles trechos de EEG mostrados na Figura 76. Quando os métodos são comparados, em uma visão geral, ambos retratam a mesma tendência ao longo do tempo mostrando diferença nas amplitudes de períodos com e sem crises de epilepsia. Ou seja, tanto aEEG quanto HaEEG destacam os segmentos de crise e possibilitam sua identificação, exceto para a derivação P3, na qual não se pode distinguir o período de ocorrência da crise. Contudo, pode-se observar que os outros segmentos sem crise (atividade de fundo) são melhor suavizados quando utilizado o HaEEG, característica a qual ajuda na identificação das crises.



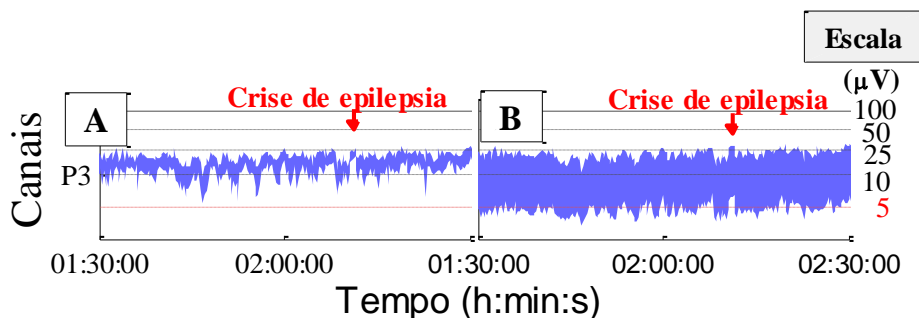
**Figura 78 – Redução do EEG, caso f1 (masculino, 35 anos) usando valores superiores e inferiores de 10 e 90%: (A) aEEG e (B) HaEEG (2-15 Hz), em que o instante de tempo marcado com a seta azul é um segmento sem crise e com a seta rosa é considerado com crise de epilepsia. Os períodos de crises são indicados no topo pela seta vermelha.**

A Figura 79 mostra 1 h de EEG reduzido do caso f34 usando os percentis 10 e 90, sendo (Figura 79-A) o aEEG e (Figura 79-B) o HaEEG. As setas verticais indicam o instante de tempo daqueles trechos de EEG mostrados na Figura 77. Assim como anteriormente, ambos métodos mantêm a mesma tendência ao longo do tempo e distinguem as amplitudes dos segmentos entre crise epiléptica e atividade de fundo, porém o uso do HaEEG destaca melhor os períodos de crise. No entanto, para ambos os métodos, as crises foram menos nítidas nas derivações T5 e P3; consequentemente, suas identificações foram incertas.



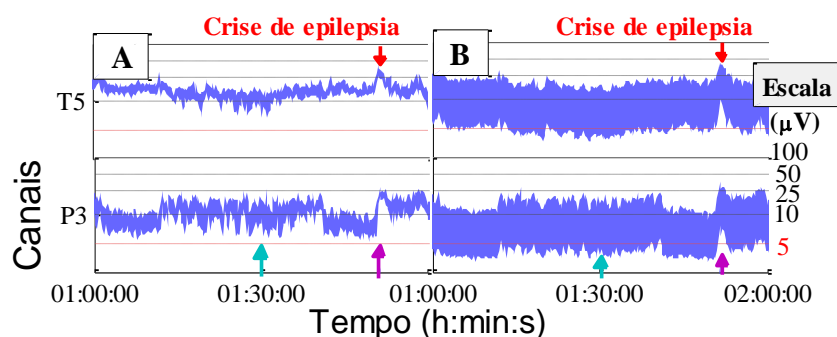
**Figura 79 – Redução do EEG, caso f34 (masculino, 35 anos) usando valores superiores e inferiores de 10 e 90%: (A) aEEG e (B) HaEEG (2-15 Hz), em que o instante de tempo marcado com a seta azul é um segmento sem crise e com a seta rosa é considerado com crise de epilepsia. Os períodos de crises são indicados no topo pela seta vermelha.**

A Figura 80 mostra 1 h de EEG reduzido do caso f1, porém mudando o valor inferior para o percentil 12 (em vez de 10), enquanto que o valor superior foi mantido em 90%. Uma leve melhoria no destaque da crise é alcançada, particularmente para o HaEEG (Figura 80-B), na derivação P3 (incerta com percentil 10). Esta melhora é causada pelo aumento da borda inferior dos períodos de crise. Contudo, não há uma melhora no aEEG (Figura 80-A), uma vez que outros segmentos de atividades de fundo também são elevados.



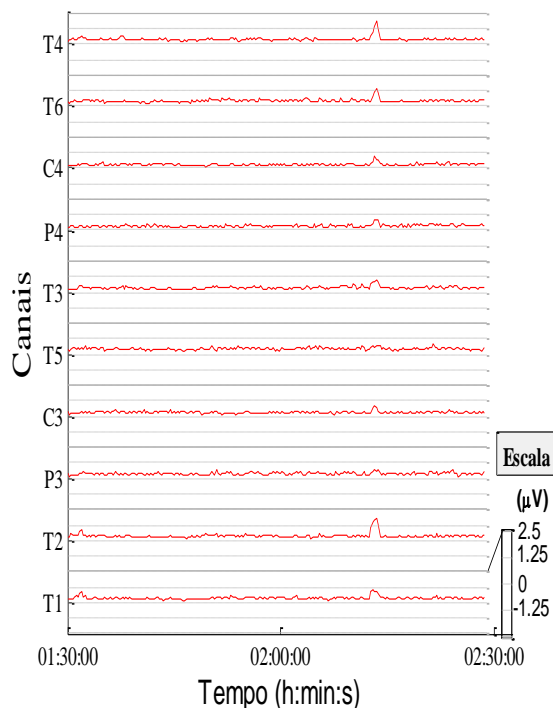
**Figura 80 – Redução do EEG do caso f1 (masculino, 35 anos) usando percentis 12 e 90: (A) aEEG e (B) HaEEG (2-15 Hz).**

A Figura 81 mostra 1 h de EEG reduzido do caso f34, alterando também o valor inferior para o percentil 12 (em vez de 10) e mantendo o valor superior em 90%. Como com o caso f1, a identificação visual dos períodos de crise foi levemente melhorada para o HaEEG (Figura 81-B) em ambas derivações T5 e P3 (incertas com percentil 10), e, novamente, não é notada uma melhora considerável quando se utiliza o aEEG (Figura 81-A).

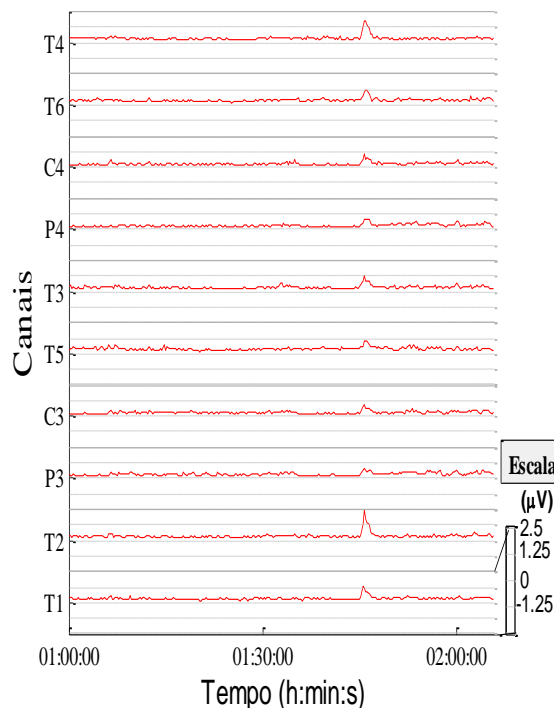


**Figura 81 – Redução do EEG do caso f34 (masculino, 35 anos) usando percentis 12 e 90: (A) aEEG e (B) HaEEG (2-15 Hz).**

A Figura 82 e a Figura 83 mostram a diferença entre as bordas inferiores para o HaEEG usando os percentis 12 e 10, para os casos f1 e f34, respectivamente. Ou seja, a borda inferior com 12% foi subtraída da borda inferior com 10%, mostrando a diferença em cada derivação desta subtração. Pode-se notar que o percentil 12 aumenta a borda inferior durante o período de crise, ao passo que, para a atividade de fundo, não houve, neste caso (com 12%), tanta alteração.

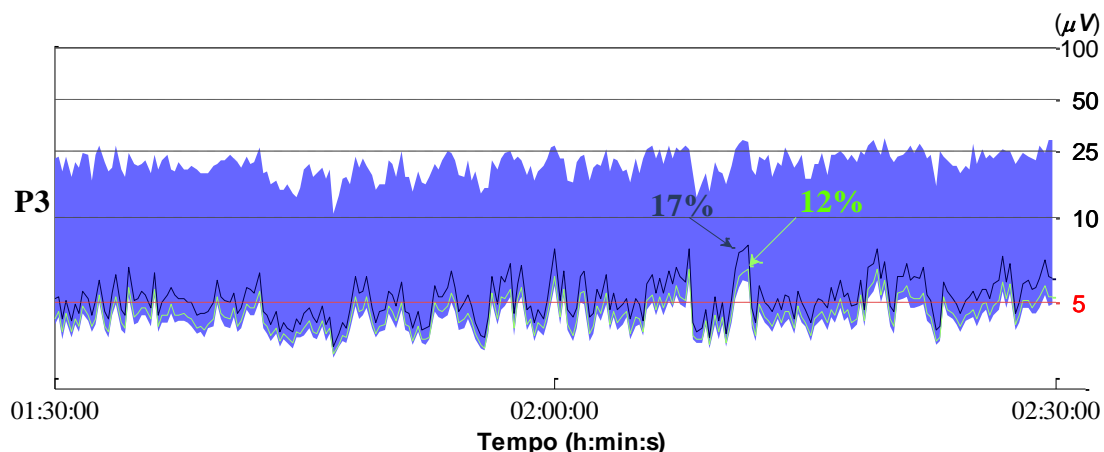


**Figura 82 – Diferença da borda inferior do HaEEG do caso f1: com 12% menos 10%.**



**Figura 83 – Diferença da borda inferior do HaEEG do caso f34: 12% menos 10%.**

Vale ressaltar que o percentil testado foi minimamente modificado em relação ao que é usualmente utilizado, ou seja, de 10% para 12%. Portanto, a alteração alcançada com essa mudança não é tão expressiva, porém é possível que outros percentis causem alterações mais significativas. Na Figura 84, é mostrado o HaEEG para a derivação P3 do caso f1 com percentis 10 e 90, e este é comparado em sua borda inferior, com a borda utilizando o percentil 12, em verde, e 17, em azul escuro. Pode-se notar, novamente, um aumento no trecho de crise quando se utiliza 12%, porém não tão expressivo. Quando se utiliza um percentil maior, há um melhor destaque deste mesmo trecho.



**Figura 84 – Redução do EEG do caso f1 (masculino, 35 anos) usando percentis 10 e 90, em comparação com a borda inferior com percentil 12 (verde) e 17 (azul escuro).**

Na Figura 85, é mostrado o HaEEG para o caso f34, nas derivações menos nítidas (T5 e P3) com percentis 10 e 90, e este é comparado em sua borda inferior, com a borda utilizando o percentil 12, em verde, e 17, em azul escuro. Pode-se notar, igualmente, um aumento no trecho de crise quando se utiliza 12%, porém não tão expressivo. Quando se utiliza um percentil maior, há um melhor destaque deste mesmo trecho.

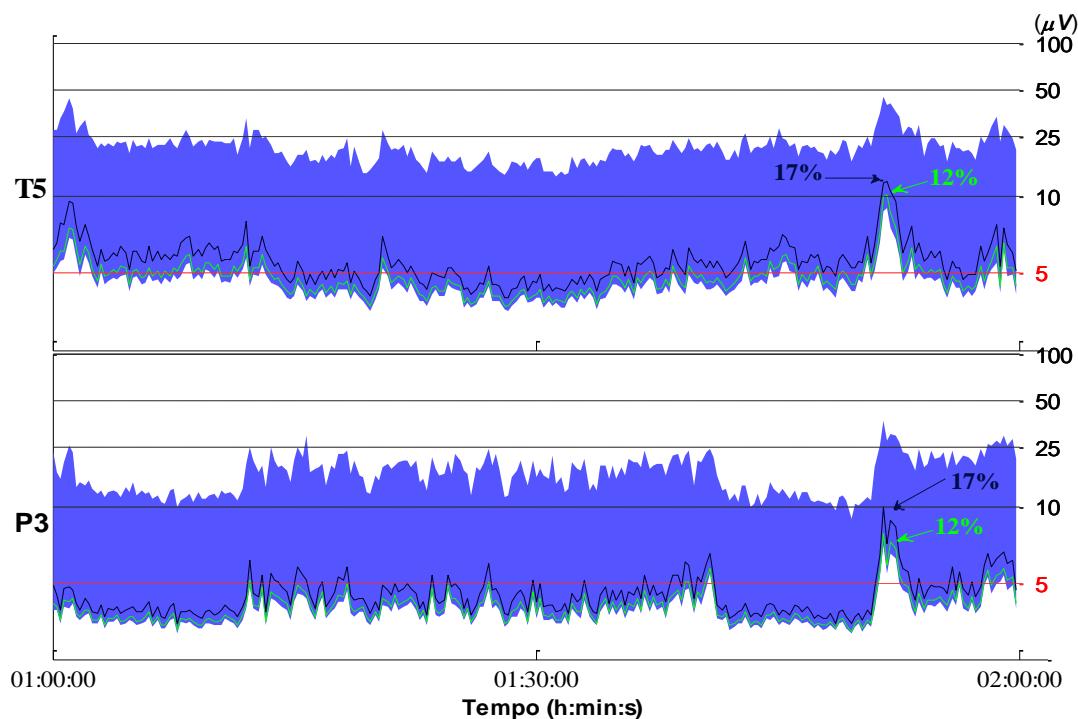
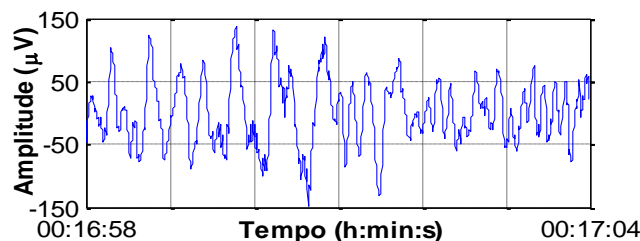


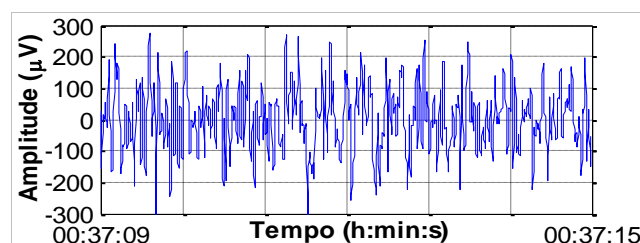
Figura 85 – Redução do EEG do caso f34 (masculino, 35 anos) usando percentis 10 e 90, em comparação com a borda inferior com percentil 12 (verde) e 17 (azul escuro).

### 11.3.2 aEEG (2-15 Hz) versus HaEEG (2-15 Hz) e (1-70 Hz)

Neste processamento, foram comparados o aEEG e o HaEEG na mesma faixa de frequência, 2 a 15 Hz, e, de outra forma, o HaEEG também foi confrontado na faixa de frequência de 1 a 70 Hz. Foram utilizados os arquivos com períodos de crises de epilepsia dos EEGs do PhysioNet (GOLDBERGER et al., 2000; PHYSIONET, 2016). Destes, foram utilizadas as derivações C3-P3 e C4-P4, as quais são opções do aEEG atualmente. Tais sinais foram avaliados visualmente e os trechos com crises de epilepsia das derivações C3-P3 e C4-P4 foram então marcados. A Figura 86 e a Figura 87 ilustram trechos de 6 s com crises de epilepsia para dois casos (“chb01” e “chb12”), sendo que estes trechos equivalem à marcação no tempo (linha tracejada roxa) na Figura 88 e na Figura 89, respectivamente.



**Figura 86 – Trecho de 6 s de EEG, anotado com crise, do indivíduo chb01, 11 anos, feminino.**  
 Fonte: elaborado pelos autores com dados do PhysioNet (GOLDBERGER et al., 2000; PHYSIONET, 2016)



**Figura 87 – Trecho de 6 s de EEG, anotado com crise, do indivíduo chb12, 2 anos, feminino.**  
 Fonte: elaborado pelos autores com dados do PhysioNet (GOLDBERGER et al., 2000; PHYSIONET, 2016)

A Figura 88 mostra o EEG reduzido da 16ª hora do indivíduo chb01, utilizando-se os métodos de redução: aEEG (Figura 88-A), HaEEG com filtro de 2 a 15 Hz (Figura 88-B) e HaEEG filtrado de 1 a 70 Hz (Figura 88-C). Ao se compararem os sinais, podem ser observadas diferenças nas amplitudes máximas e mínimas dos trechos de crises (entre as linhas contínuas verticais) e a amplitude de fundo do EEG, sendo que o trecho de crise é melhor destacado quando se utiliza o HaEEG filtrado entre 1 e 70 Hz. O trecho de crise (seta tracejada vertical) é confirmado pelo EEG (Figura 86).



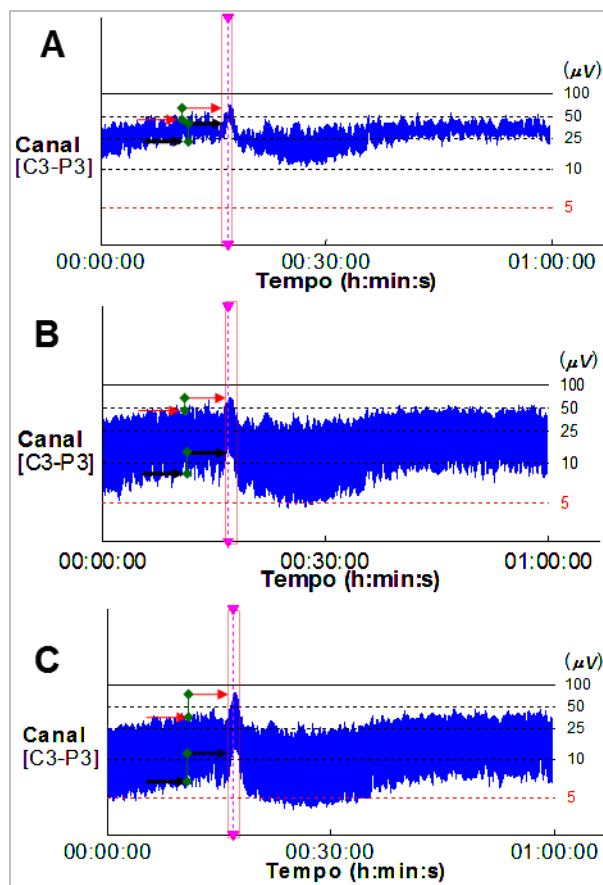
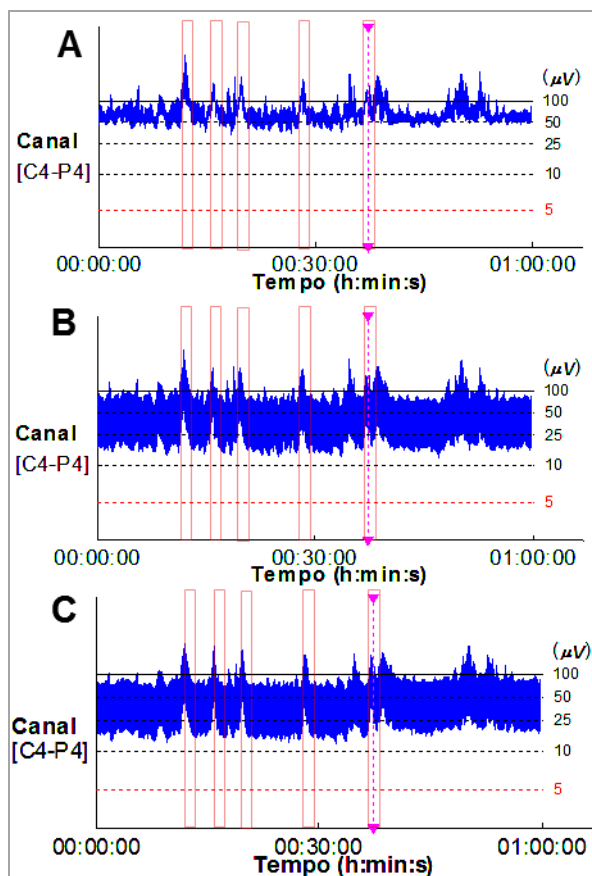


Figura 88 – Redução do EEG, sendo: (A) aEEG, (B) HaEEG (2 a 15 Hz) e (C) HaEEG (1 a 70 Hz), chb01, 16<sup>a</sup> h, 11 anos, feminino, período com de crise de epilepsia, canal: C3-P3.

Analogamente, na redução do EEG da 42<sup>a</sup> hora do indivíduo chb12 (Figura 89), comparando o aEEG (Figura 89-A), o HaEEG com filtro de 2 a 15 Hz (Figura 89-B) e HaEEG filtrado de 1 a 70 Hz (Figura 89-C) observa-se uma melhor suavização da atividade de fundo quando se utiliza o HaEEG de 1 a 70 Hz, desta forma, ressaltando visualmente os trechos de crises de epilepsia (entre as linhas contínuas verticais). Um dos trechos de crises de epilepsia (seta tracejada vertical) é ilustrado no EEG (Figura 87).



**Figura 89 – Redução do EEG, sendo: (A) aEEG, (B) HaEEG (2 a 15 Hz) e (C) HaEEG (1 a 70 Hz), chb12, 42ª h, 2 anos, feminino, período com de crise de epilepsia, canal: C4-P4.**

Estes resultados foram apresentados no “VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM) / VI Simpósio de Processamento de Sinais (SPS)” da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) (SANTOS et al., 2015).

## 11.4 COMPARAÇÃO COM OS MELHORES PARÂMETROS

As comparações, a partir deste momento, baseiam-se nos resultados apresentados nas simulações, ou seja, conforme os melhores parâmetros, os quais mantêm a energia do sinal original.

Foi aplicado, para a construção do aEEG, o envelope *Butterworth* utilizando a LQ, de 2ª ordem e sem ganho, e, para obtenção do HaEEG, o envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$ , como ilustrado na Figura 90.

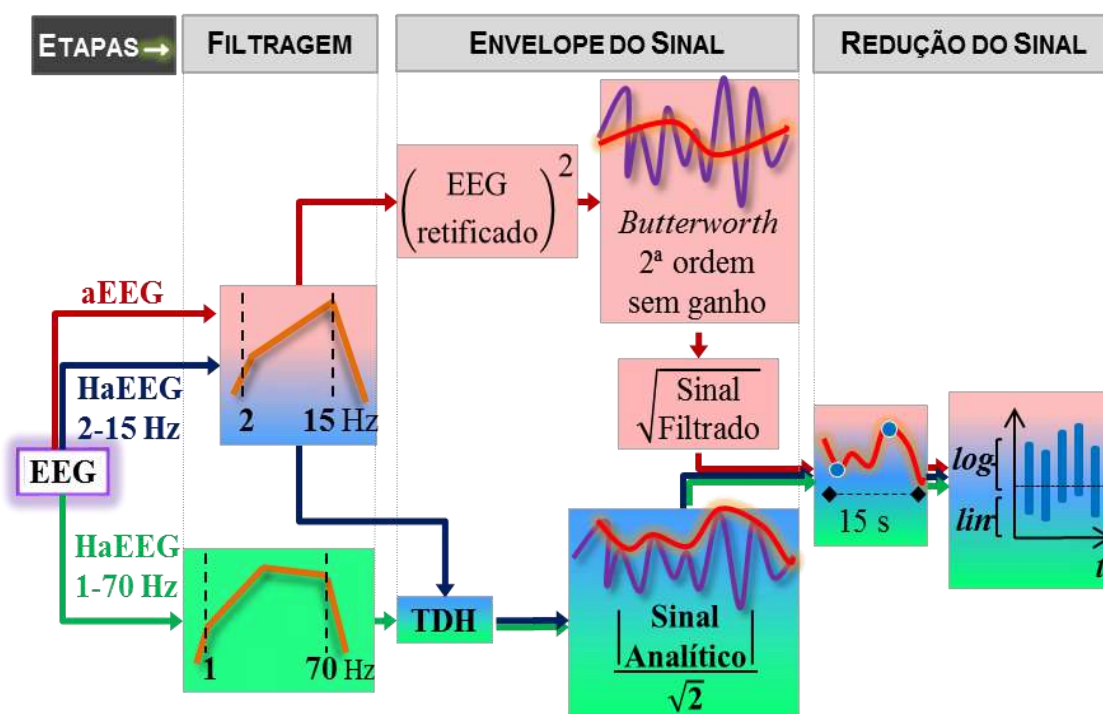
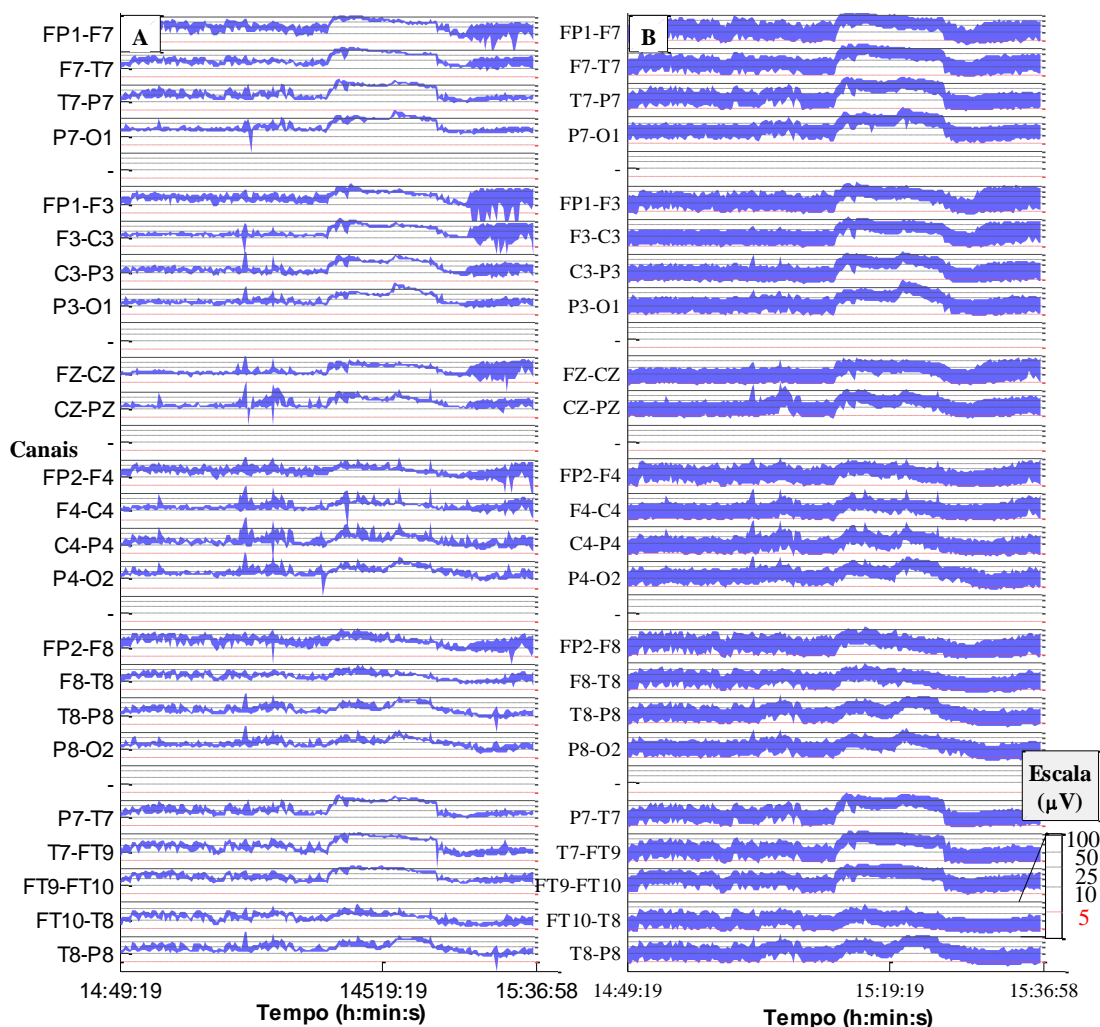


Figura 90 – Diagrama de blocos das etapas do processamento do sinal para o aEEG, HaEEG 2-15 Hz e HaEEG 1-70 Hz, com segmentos de 15 s na redução do envelope.

### 11.4.1 aEEG versus HaEEG (2-15 Hz)

Foi selecionado um arquivo dos dados do PhysioNet (GOLDBERGER et al., 2000; PHYSIONET, 2016) com trecho de epilepsia longo para comparação destes trechos com os trechos da atividade de fundo; o arquivo escolhido foi a 14ª h do caso 11, denominado “chb11\_99”, o qual contém 752 s de crise de epilepsia. A redução do EEG para todos os canais deste caso estão representado na Figura 91: HaEEG (Figura 91-A) e aEEG (Figura 91-B).

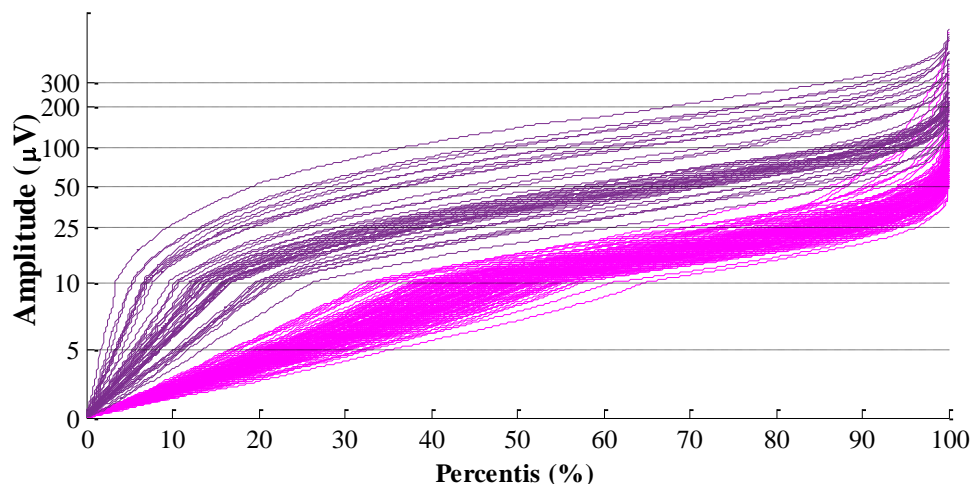


**Figura 91 – Redução do EEG do caso “chb11\_99” utilizando a filtragem 2 a 15 Hz, sendo: (A) o aEEG e (B) o HaEEG.**

Com base nos canais acima, foram escolhidos dois canais para analisar a diferença entre os trechos com crises epilépticas e atividade de fundo: derivação 09 (P3-O1) e derivação 16 (C4-P4). No primeiro, a diferença entre crise e atividade de fundo é nitidamente visível, e, no segundo, esta diferença é menos notável.

#### 11.4.1.1 Canal 09 (P3-O1) do caso “chb11\_99”

O canal 09 (P3-O1), após o processo de filtragem de 2-15 Hz, foi seccionado em trechos de 15 s e ordenados de forma crescente (Figura 92); para facilitar a comparação, a amplitude foi representada conforme aEEG e HaEEG, ou seja, escala linear (0 a 10  $\mu\text{V}$ ) e logarítmica ( $>10 \mu\text{V}$ ). Observa-se uma clara diferença entre os trechos de crises de epilepsia (trechos em roxo) e atividade de fundo (trechos em magenta).



**Figura 92 – Trechos de 15 s do EEG 2-15 Hz (retificado e em escala lin-log) do caso chb11\_99 canal 09 (P3-O1), diferenciando trechos de com crise epiléptica (roxo) e atividade de fundo (magenta).**

No processo de obtenção do aEEG, após a obtenção do envelope *Butterworth* (2ª ordem, LQ, SG), o mesmo foi segmentado em trechos de 15 s, ordenados (Figura 93-A), novamente em escala linear-logarítmica; conforme mencionado anteriormente, alguns trechos obtidos por meio deste método contêm descontinuidade, tendo sido retirados para melhor visualização. Em uma análise general, pode-se notar que o envelope *Butterworth* promove uma diferença entre trechos de epilepsia (azul escuro) e a atividade de fundo (azul claro); mais ressaltada no percentil 10 do que no percentil 90. Contudo, os trechos do envelope *Butterworth* (Figura 93-B) têm formatos bem diferenciados comparados aos trechos do EEG do sinal (Figura 92). Analogamente, no processo de obtenção do HaEEG, o envelope de hilbert  $\div \sqrt{2}$  foi seccionado em 15 s e ordenado (Figura 93-B), do mesmo modo, em escala linear-logarítmica. Nota-se que o envelope de Hilbert mantém a diferença entre os segmentos de epilepsia (em vermelho escuro) da atividade de fundo (em vermelho claro). Pode-se observar a semelhança entre o envelope de hilbert (Figura 93-B) e o EEG (Figura 92), tanto entre os trechos da atividade de fundo quanto os trechos do período de crise.

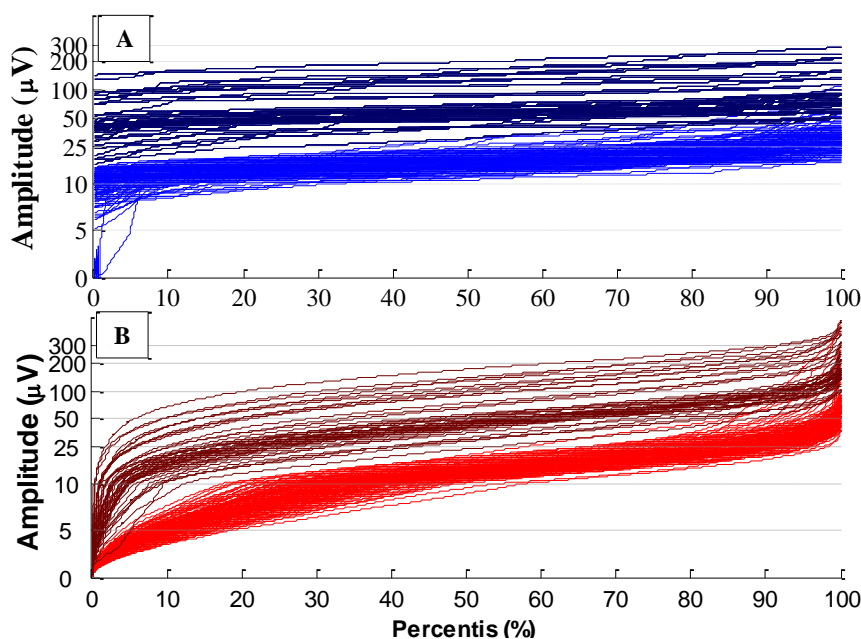


Figura 93 – Trechos de 15 s dos envelopes do sinal do caso chb11\_99 canal 09 (P3-O1), sendo (A) *Butterworth* 2ª ordem (LQ, SG), e, (B) Hilbert  $\div \sqrt{2}$ ; deferindo trechos de crise epiléptica (azul escuro e vermelho escuro) e atividade de fundo (azul claro e vermelho claro).

Atentando-se para os percentis de interesse (10 e 90) de ambos métodos (Figura 94), observa-se que tanto envelope de Hilbert (vermelhos) quanto *Butterworth* (azuis) diferem os percentis dos trechos de crise (cores escuras) das atividades de fundo (cores claras), sendo que esta diferença é mais ressaltada no percentil 10 do que no 90. Ainda, neste último percentil, nota-se que o envelope de Hilbert diferencia melhor trechos de crises comparado ao *Butterworth*.

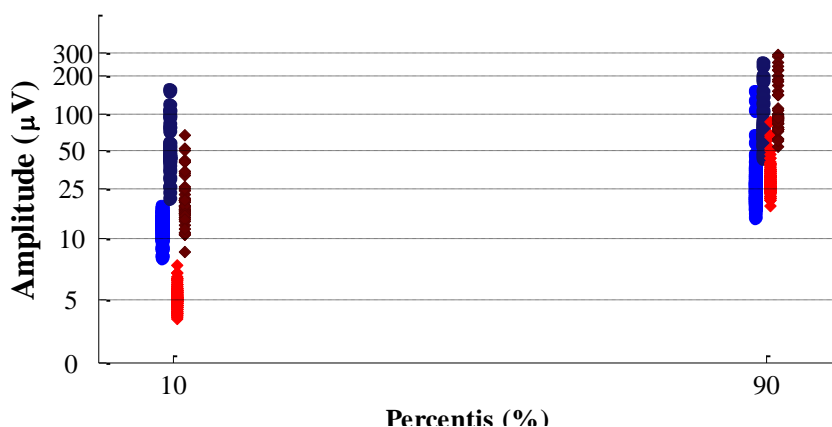
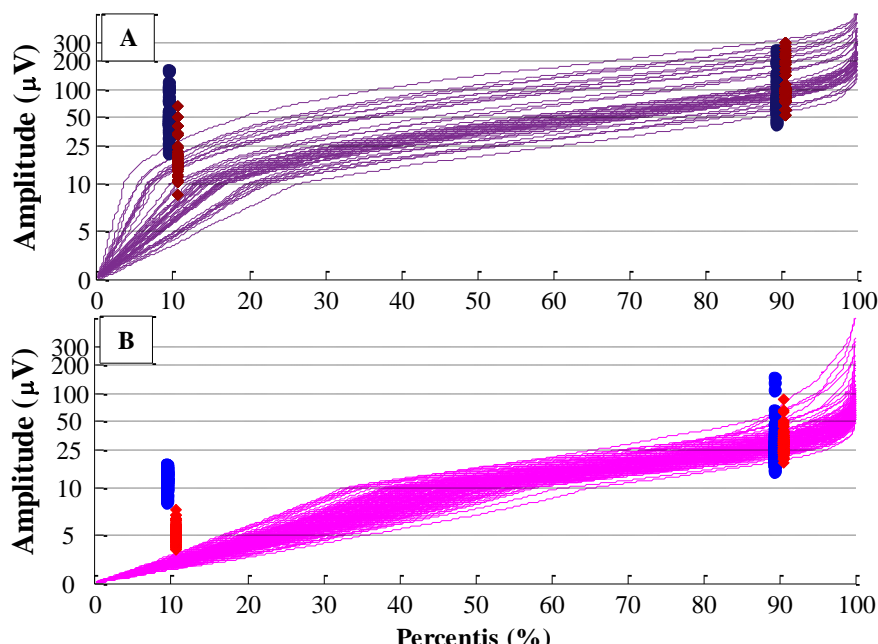


Figura 94 – Percentis 10 e 90 dos envelopes do sinal do caso chb11\_99 canal 09 (P3-O1), sendo: *Butterworth* 2ª ordem (LQ, SG) com crise epiléptica (azul escuro) e atividade de fundo (azul claro), e, Hilbert  $\div \sqrt{2}$  com crise epiléptica (vermelho escuro) e atividade de fundo (vermelho claro).

Separando do EEG original os trechos de crises de epilepsia (Figura 95-A) dos trechos de atividade de fundo (Figura 95-B), é possível realizar uma melhor análise dos

respectivos percentis. Nos trechos de epilepsia (Figura 95-A), observando o percentil 10, os dados do *Butterworth* (azuis escuro) aumenta em demasia a amplitude do envelope em relação aos percentis iniciais do sinal de EEG (linhas roxas); além disto, o percentil 90 revela uma discreta diminuição de amplitude comparada à amplitude dos percentis finais do sinal de EEG. Os dados de Hilbert (vermelhos escuros) apontam um aumento discreto de amplitude no percentil 10, porém sendo compatível com a amplitude dos percentis iniciais do sinal de EEG; além disto, a amplitude do percentil 90 acompanha quase que fielmente a amplitude dos dados finais dos trechos do EEG.

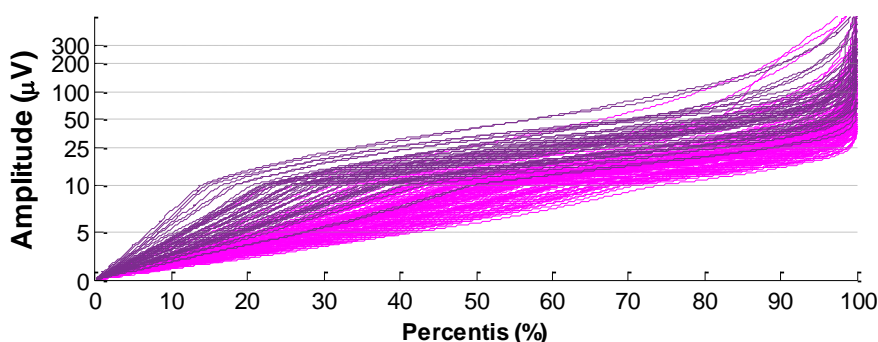
Nos trechos de atividade de fundo (Figura 95-B), no percentil 10, os dados do *Butterworth* (azuis claros) mostram, além da amplitude elevada, grande dispersão (considerando a escala logarítmica acima de 10  $\mu\text{V}$ ), a qual não é notada nos percentis iniciais do sinal de EEG (linhas magentas). Esta dispersão também é claramente percebida no percentil 90, a qual, outra vez, não coincide com os dados do EEG de origem. Para os dados referentes ao envelope de Hilbert (vermelhos claros), tanto amplitude quanto dispersão condizem com os respectivos dados iniciais e finais do EEG de origem.



**Figura 95 – Trechos de 15 s do EEG e percentis (10 e 90) do envelope do caso chb11\_99 canal 09 (P3-O1), sendo: (A) com crise epiléptica e (B) atividade de fundo. Onde, linhas roxo e magenta são os trechos do EEG, pontos azuis escuro e claro são percentis do envelope *Butterworth* 2ª ordem (LQ, SG), e, losangos vermelhos (escuros e claros) do envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$ .**

### 11.4.1.2 Canal 16 (C4-P4) do caso “chb11\_99”

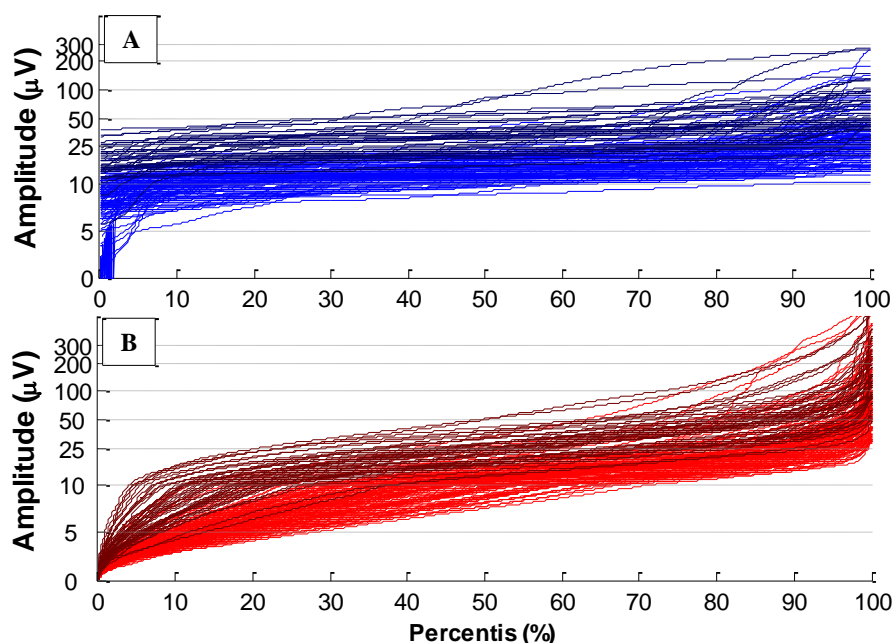
O canal 16 (C4-P4) após o processo de filtragem de 2-15 Hz foi seccionado em trechos de 15 s e ordenado de forma crescente (Figura 96); novamente, para facilitar a comparação, a amplitude foi representada conforme aEEG e HaEEG, ou seja, escala linear (0 a 10  $\mu\text{V}$ ) e logarítmica ( $>10 \mu\text{V}$ ). Observa-se que a diferença entre os trechos de crises de epilepsia (trechos em roxo) e atividade de fundo (trechos em magenta) não é tão nítida comparada ao canal especificado anteriormente.



**Figura 96 – Trechos de 15 s do EEG 2-15 Hz (retificado e em escala lin-log) do caso chb11\_99 canal 16 (C4-P4), diferenciando trechos de com crise epiléptica (roxo) e atividade de fundo (magenta).**

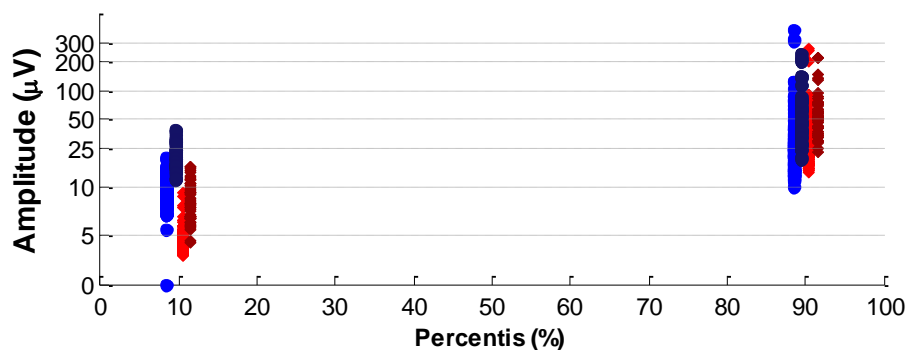
No processo de obtenção do aEEG, após a obtenção do envelope *Butterworth* (2ª ordem, LQ, SG), o mesmo foi segmentado em trechos de 15 s e ordenado (Figura 97-A) novamente em escala linear-logarítmica; conforme mencionado anteriormente, alguns trechos obtidos por meio deste métodos contêm descontinuidade, tendo sido retirados para melhor visualização. Em uma análise general, pode-se notar que o envelope *Butterworth* não promove uma diferença significativa entre trechos de epilepsia (azul escuro) e a atividade de fundo (azul claro) tanto no percentil 10 quanto no percentil 90. Somado a isto, os trechos do envelope *Butterworth* (Figura 97-B) têm formatos bem diferenciados comparados aos trechos do EEG do sinal (Figura 96). Analogamente, no processo de obtenção do HaEEG, o envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$  foi seccionado em 15 s e ordenado (Figura 97-B), do mesmo modo, em escala linear-logarítmica. Nota-se que o envelope de Hilbert também não ressalta diferença entre os segmentos de epilepsia (em vermelho escuro) da atividade de fundo (em vermelho claro), tanto em 10% quanto em 90%. Porém, é possível observar a semelhança entre o envelope de Hilbert (Figura 97-B) e o EEG (Figura 96), tanto entre os trechos da atividade de fundo quanto nos trechos do período de crise.





**Figura 97** – Trechos de 15 s dos envelopes do sinal do caso chb11\_99 canal 16 (C4-P4), sendo (A) *Butterworth* 2ª ordem (LQ, SG), e, (B) Hilbert  $\div \sqrt{2}$ ; deferindo trechos de crise epiléptica (azul escuro e vermelho escuro) e atividade de fundo (azul claro e vermelho claro).

Os percentis de interesse (10 e 90) de ambos métodos (Figura 98) revelam que tanto envelope de Hilbert (vermelhos) quanto *Butterworth* (azuis), para este canal, não diferenciam significativamente os percentis dos trechos de crise (cores escuras) das atividades de fundo (cores claras). No entanto, vale ressaltar que o sinal (Figura 96), neste canal, não apresenta grandes diferenças, possivelmente, devido à região encefálica na qual a crise epiléptica ocorreu.



**Figura 98** – Percentis 10 e 90 dos envelopes do sinal do caso chb11\_99 canal 16 (C4-P4), sendo: *Butterworth* 2ª ordem (LQ, SG) com crise epiléptica (azul escuro) e atividade de fundo (azul claro), e, Hilbert  $\div \sqrt{2}$  com crise epiléptica (vermelho escuro) e atividade de fundo (vermelho claro).

Apartando-se os trechos de crises de epilepsia (Figura 99-A) dos trechos de atividade de fundo (Figura 99-B), é possível realizar uma melhor análise dos respectivos percentis. O percentil 10 nos trechos de epilepsia (Figura 99-A) apresenta um aumento

relevante da amplitude do envelope para os dados do *Butterworth* (azuis escuro) em relação aos percentis iniciais do sinal de EEG (linhas roxas), porém o percentil 90 revela-se similar à amplitude dos percentis finais do sinal de EEG. Os dados de Hilbert (vermelhos escuros) apontam um aumento discreto de amplitude no percentil 10, porém sendo compatível com a amplitude dos percentis iniciais do sinal de EEG, além disto, a amplitude do percentil 90 acompanha quase que fielmente a amplitude dos dados finais dos trechos do EEG.

Nos trechos de atividade de fundo (Figura 99-B), no percentil 10, os dados do *Butterworth* (azuis claros) mostram, além da amplitude elevada, grande dispersão (considerando a escala logarítmica acima de  $10 \mu\text{V}$ ), a qual não é notada nos percentis iniciais do sinal de EEG (linhas magentas). Esta dispersão também é percebida, mais discretamente, no percentil 90. Para os dados referentes ao envelope de Hilbert (vermelhos claros), tanto amplitude quanto dispersão condizem com os respectivos dados iniciais e finais do EEG de origem.

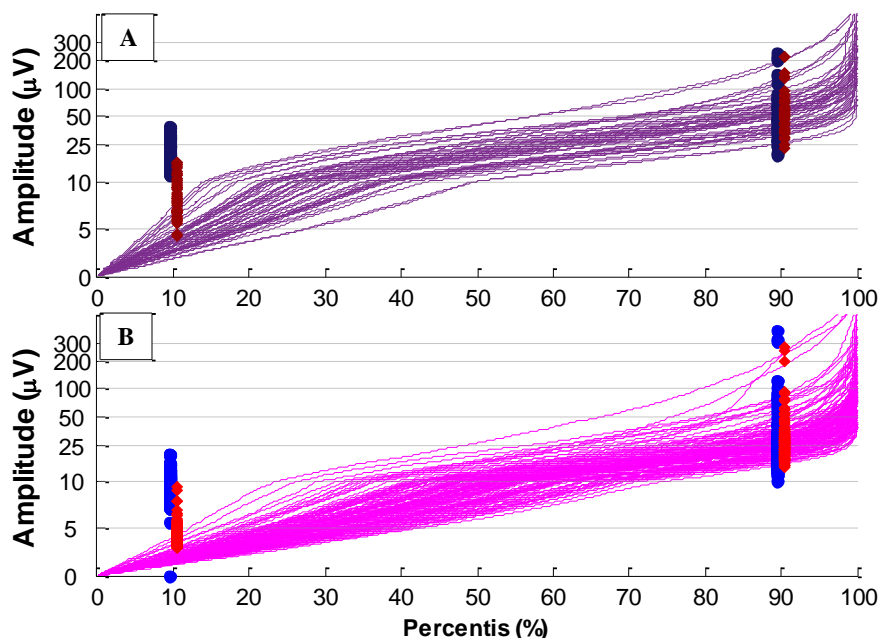


Figura 99 – Trechos de 15 s do EEG e percentis (10 e 90) do envelope do caso chb11\_99 canal 16 (C4-P4), sendo: (A) com crise epiléptica e (B) atividade de fundo. Onde, linhas roxas e magentas são os trechos do EEG, pontos azuis escuro e claro são percentis do envelope *Butterworth* 2ª ordem (LQ, SG), e, losangos vermelhos (escuros e claros) do envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$ .

A dispersão mencionada acima, no percentil 10 do envelope *Butterworth*, é notada na borda inferior do aEEG, deixando-a mais irregular comparada à borda inferior do HaEEG. Este fato prejudica a identificação dos períodos de crises de epilepsia e aumenta a chance de identificação de falsos-positivos. Com a diminuição da amplitude

no envelope *Butterworth* no percentil 90 (conforme citado acima), a borda superior do aEEG é menos ressaltada do que no HaEEG, o que novamente favorece a má interpretação das crises.

#### 11.4.2 HaEEG (2-15 Hz) versus HaEEG (1-70 Hz)

O processamento dos sinais visou observar se há ou não alterações visíveis utilizando as duas faixas de frequências distintas, 2-15 Hz e 1-70 Hz.

A 16ª hora do caso 01 do PhysioNet (GOLDBERGER et al., 2000; PHYSIONET, 2010), analisado visualmente anteriormente (item “11.3.2 aEEG (2-15 Hz) versus HaEEG (2-15 Hz) e (1-70 Hz)”), foi novamente analisada (arquivo denominado “chb01\_16”, o qual contém 51 s de crise de epilepsia). A redução do EEG, o HaEEG, para todos os canais deste caso estão representado na Figura 100: 2-15 Hz (Figura 100-A) e 1-70 Hz (Figura 100-B).

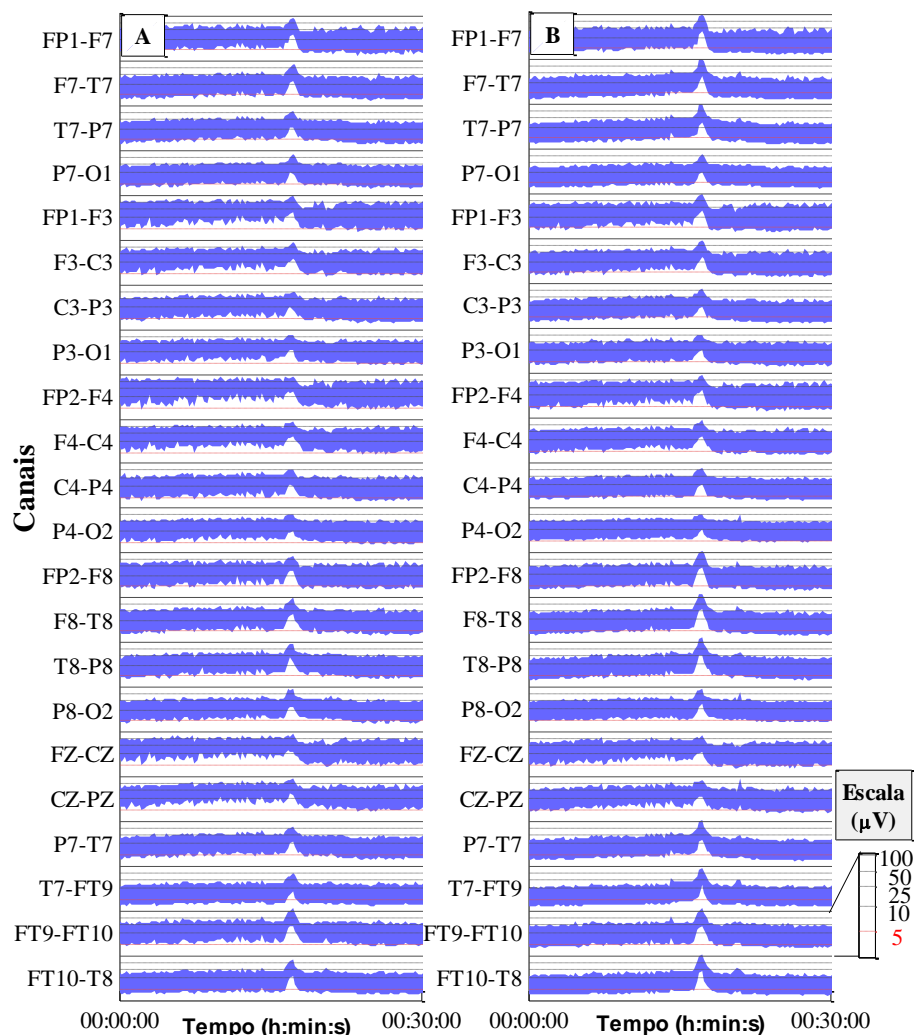
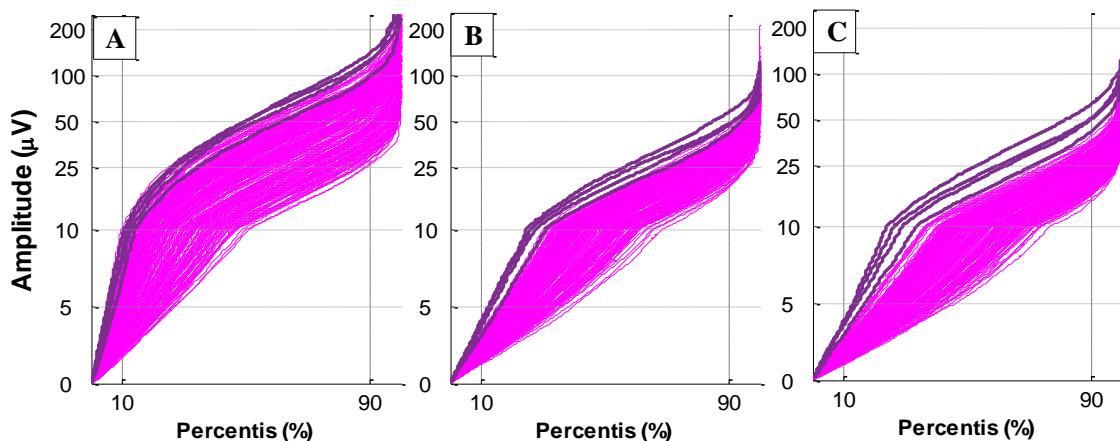


Figura 100 – HaEEG do caso chb01-16: (A) 2-15 Hz e (B) 1-70 Hz.

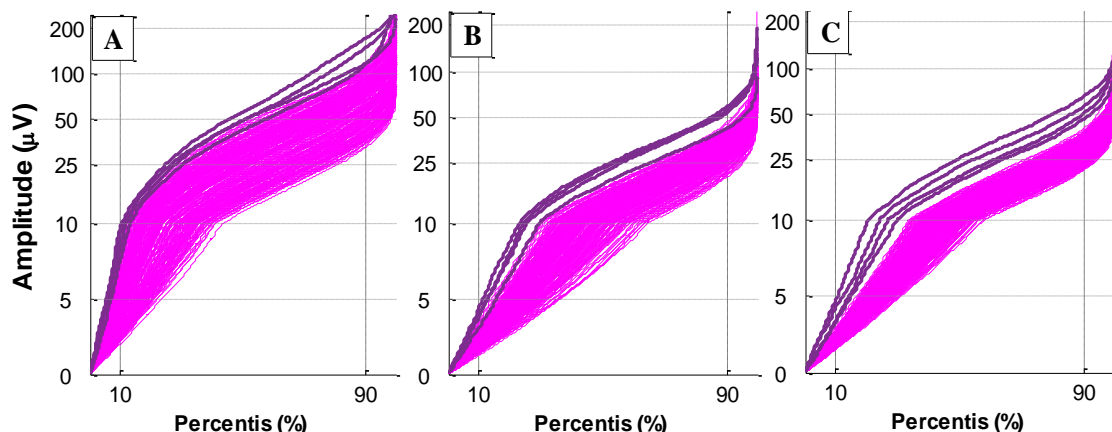
Em uma análise geral, pode-se observar que a filtragem de 1 a 70 Hz gera uma nitidez melhor dos trechos de crise comparados à filtragem de 2 a 15 Hz. Considera que a nitidez é resultado de uma melhor suavização da atividade de fundo e maior proeminência dos trechos de crise.

Com base nos canais acima, foram escolhidos dois canais para analisar a diferença entre os trechos com crises epiléticas e atividade de fundo: canal 07 (C3-P3) e canal 16 (C4-P4).

O EEG cru, caso chb01\_16, foi seccionado em trechos de 15 s, que foram ordenados de forma crescente, separando trechos de crise de epilepsia em roxo e atividade de fundo em magenta. Foram exibidos o canal C3-P3 sem filtragem (Figura 101-A), após filtragem de 2-15 Hz (Figura 101-B) e após filtragem de 1-70 Hz (Figura 101-C), e o canal C4-P4 sem filtragem (Figura 102-A), após filtragem de 2-15 Hz (Figura 102-B) e após filtragem de 1-70 Hz (Figura 102-C). As filtrações em diferentes faixas de frequências revelam diferenças na separação dos trechos com crise e a atividade de fundo, sendo melhor distinguidos na filtragem de 1-70 Hz, comparado à filtragem de 2-15 Hz.

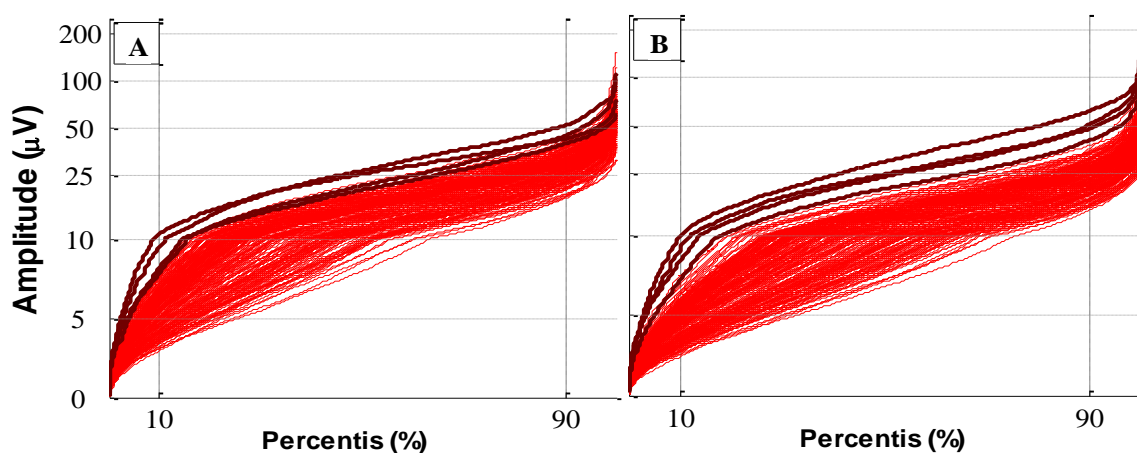


**Figura 101 – Trechos de 15 s do sinal de EEG, ordenados, canal C3-P3, caso chb01\_16: (A) Sem filtragem, (B) Filtrado 2-15 Hz e (C) Filtrado 1-70 Hz. Diferenciando trechos com crise epilética (roxo) e atividade de fundo (magenta).**

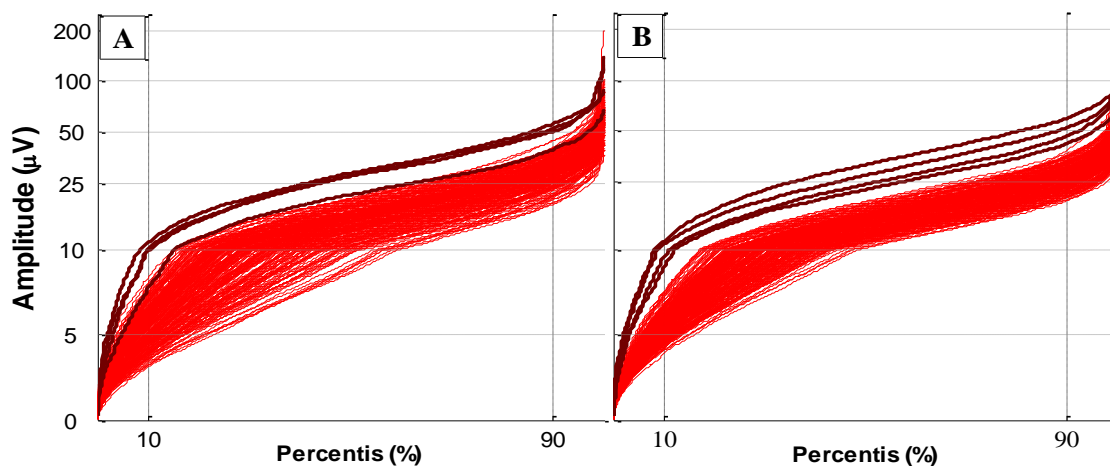


**Figura 102** – Trechos de 15 s do sinal de EEG do canal 11 (C4-P4) do caso chb01\_16: (A) Sem filtragem, (B) Filtrado 2-15 Hz e (C) Filtrado 1-70 Hz. Diferenciando trechos com crise epiléptica (roxo) e atividade de fundo (magenta).

A diferença observada na Figura 101 e na Figura 102 mantém-se quando se obtém o envelope do EEG, ou seja, o envelope de Hilbert  $\div \sqrt{2}$ . Novamente, foram melhor separados trechos de crise de atividade de fundo ao fim do envelope filtrado de 1-70 Hz do que 2-15 Hz. Como pode ser observado na Figura 103 e na Figura 104, as quais representam os envelopes de Hilbert ( $\div \sqrt{2}$ ) seccionados em trechos de 15 s ordenados de forma crescente, distinguem-se trechos de crise em vermelho escuro e atividade de fundo em vermelho claro, sendo o envelope do canal C3-P3 de 2-15 Hz (Figura 103-A) e de 1-70 Hz (Figura 103-B), e o canal C4-P4 de 2-15 Hz (Figura 104-A) e de 1-70 Hz (Figura 104-B).

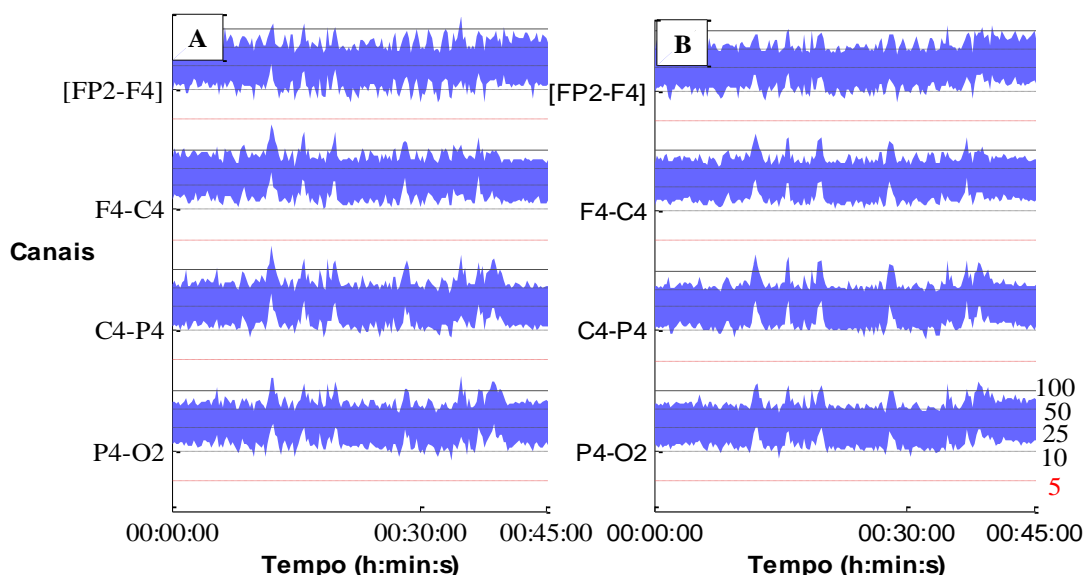


**Figura 103** – Trechos de 15 s do envelope de Hilbert ( $\div \sqrt{2}$ ) do canal 07 (C3-P3) do caso chb01\_16: (A) 2-15 Hz e (B) 1-70 Hz. Diferenciando trechos com crise epiléptica (vermelho escuro) e atividade de fundo (vermelho claro).



**Figura 104** – Trechos de 15 s do envelope de Hilbert ( $\div \sqrt{2}$ ) do canal 11 (C4-P4) do caso chb01\_16: (A) 2-15 Hz e (B) 1-70 Hz. Diferenciando trechos com crise epiléptica (vermelho escuro) e atividade de fundo (vermelho claro).

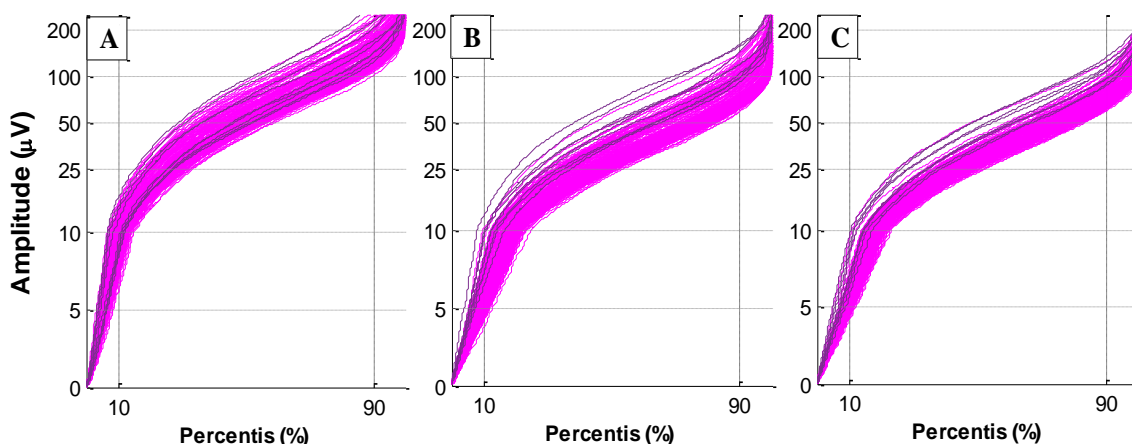
A 42<sup>a</sup> hora do caso 12 do PhysioNet (GOLDBERGER et al., 2000; PHYSIONET, 2016) analisado visualmente anteriormente (“11.3.2 aEEG (2-15 Hz) *versus* HaEEG (2-15 Hz) e (1-70 Hz)”), foi novamente analisada (arquivo denominado “chb12\_42”, o qual contém vários trechos de crise de epilepsia). A redução do EEG, o HaEEG, para alguns canais deste caso estão representado na Figura 105: 2-15 Hz (Figura 105-A) e 1-70 Hz (Figura 105-B).



**Figura 105** – HaEEG do caso chb12\_42: (A) 2-15 Hz e (B) 1-70 Hz.

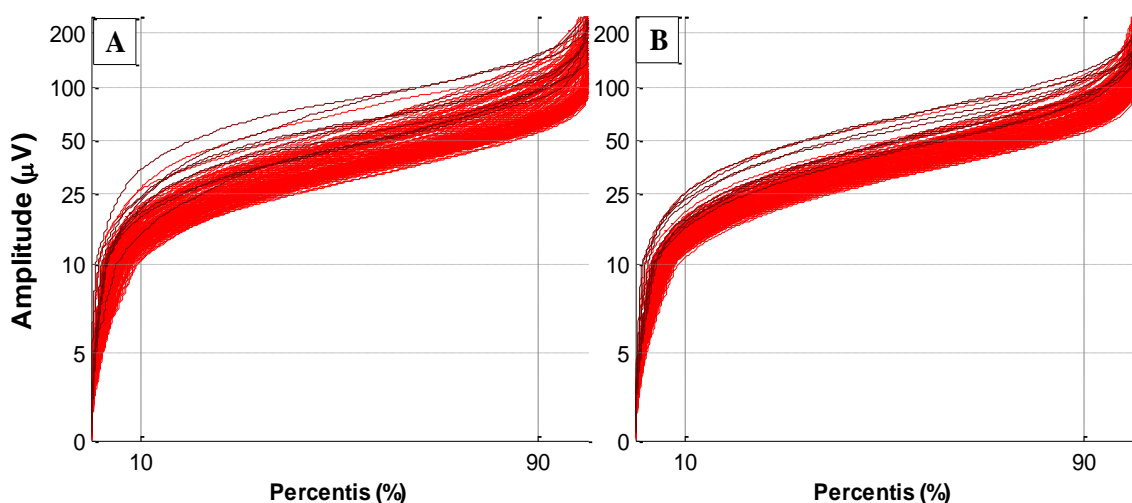
O canal C4-P4 do EEG “cru” foi seccionado em trechos de 15 s, ordenados de forma crescente, separando trechos de crise de epilepsia em roxo e atividade de fundo em magenta, sendo representado sem filtragem (Figura 106-A), após filtragem de 2-15 Hz (Figura 106-B) e após filtragem de 1-70 Hz (Figura 106-C). As filtragens em

diferentes faixas de frequências, novamente, revelam diferenças na separação dos trechos com crise e a atividade de fundo, sendo melhor caracterizados na filtragem de 1-70 Hz, comparado a 2-15 Hz.



**Figura 106 – Trechos de 15 s do sinal de EEG do canal C4-P4 do caso chb12\_42, sendo: (A) Sem filtragem, (B) filtrado de 2-15 Hz e (C) 1-70 Hz. Diferenciando trechos com crise epiléptica (roxo) e atividade de fundo (magenta).**

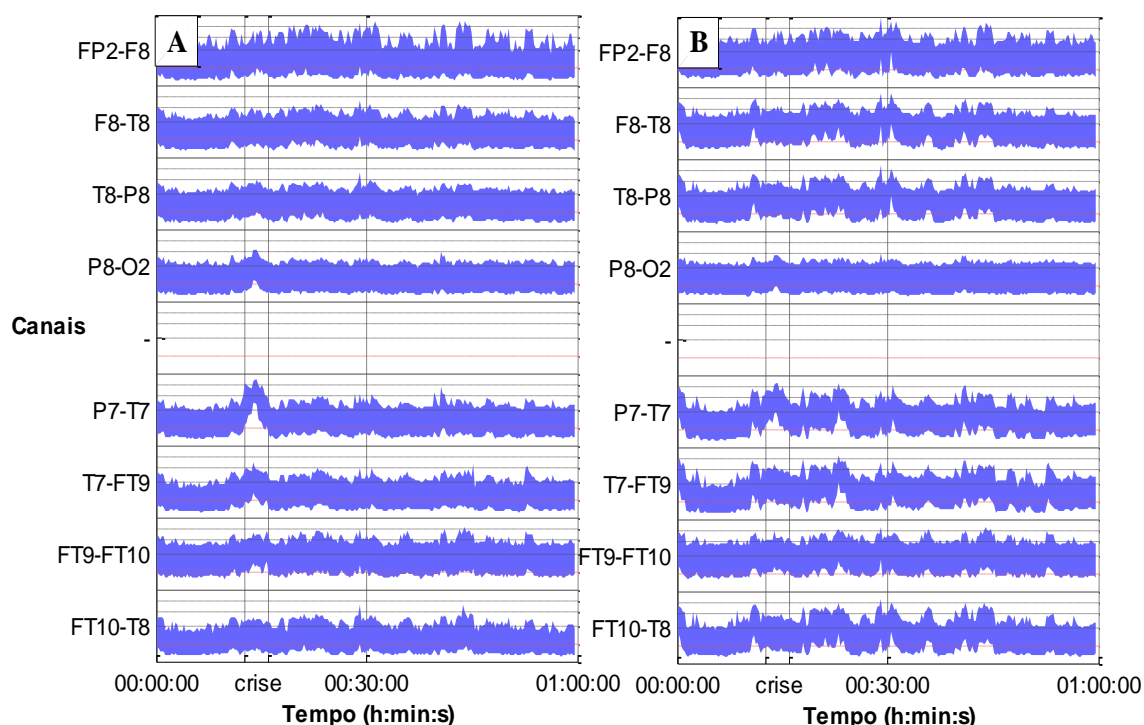
A diferença observada na Figura 105, igualmente, mantém-se quando se obtém o envelope de Hilbert ( $\div \sqrt{2}$ ). Novamente, foram melhor separados trechos de crise de atividade de fundo ao fim do envelope de Hilbert ( $\div \sqrt{2}$ ) de 1-70 Hz do que 2-15 Hz. Como pode ser observado na Figura 107, a qual representa o HaEEG seccionado em trechos de 15 s ordenados de forma crescente, distinguem-se trechos de crise em vermelho escuro e atividade de fundo em vermelho claro, sendo o envelope de Hilbert ( $\div \sqrt{2}$ ) do canal C3-P3 de 2-15 Hz (Figura 107-A) e de 1-70 Hz (Figura 107-B).



**Figura 107 – Trechos de 15 s do envelope de Hilbert ( $\div \sqrt{2}$ ) do canal 11 (C4-P4) do caso chb12\_42: (A) 2-15 Hz e (B) 1-70 Hz. Diferenciando trechos com crise epiléptica (vermelho escuro) e atividade de fundo (vermelho claro).**



Foi selecionado um arquivo dos dados do PhysioNet (GOLDBERGER et al., 2000; PHYSIONET, 2016) com trecho de epilepsia longo para comparação destes trechos com os trechos da atividade de fundo; o arquivo escolhido foi a 22ª h do caso 15, denominado “chb15\_22”, o qual contém 205 s de crise de epilepsia. Os HaEEGs para alguns canais deste caso estão representados na Figura 108: 2-15 Hz (Figura 108-A) e 1-70 Hz (Figura 108-B).



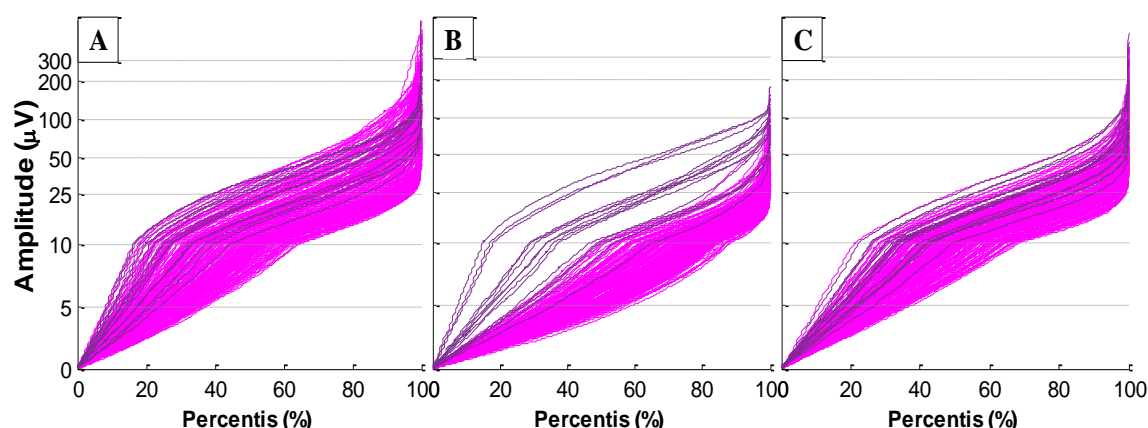
**Figura 108 – HaEEG do caso “chb15\_22”, sendo: (A) 2-15 Hz (B) 1-70 Hz.**

Visualmente, podem-se notar diferenças relevantes entre as filtragens diferentes: a filtragem de 1-70 Hz revela irregularidades maiores principalmente na borda inferior, dentre elas um aumento de amplitude, em todos os canais, que antecede a crise. É visível que a crise foi melhor ressaltada quando utiliza-se a filtragem de 2-15 Hz neste caso. Porém, as elevações na faixa de 1-70 Hz, ora suprimidas na faixa de 2-15 Hz, pode ser relevante para o diagnóstico e tratamento, podendo representar crises subclínicas, por exemplo. Com base nos canais acima, o canal com melhor nitidez visual da crise epiléptica, P7-T7, foi escolhido para uma análise mais detalhada.

O sinal bruto sem filtragens (com exceção dos filtros *notch*) foi dividido em segmentos de 15 s, que foram ordenados, conforme Figura 109-A. Para fins de comparação, o sinal foi filtrado nas duas bandas de frequências de interesse, 2-15 Hz e 1-70 Hz, os quais foram, igualmente, segmentados e ordenados, conforme Figura 109-B e Figura 109-C, respectivamente. A filtragem de 2-15 Hz (Figura 109-B) diferencia

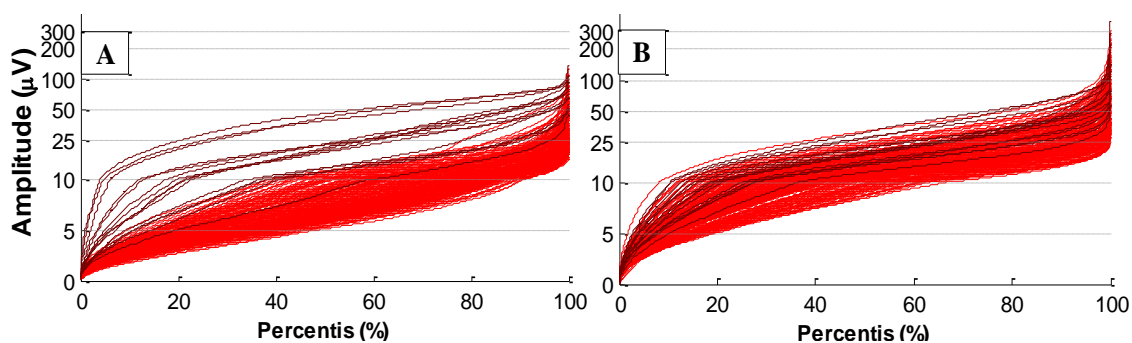


melhor os trechos de epilepsia (linhas roxas) dos trechos de atividade de fundo (linhas magentas). Porém, a filtragem de 1-70 Hz (Figura 109-C) mantém um sinal mais similar ao sinal bruto (Figura 109-A), tanto em forma quanto em dispersão de dados.



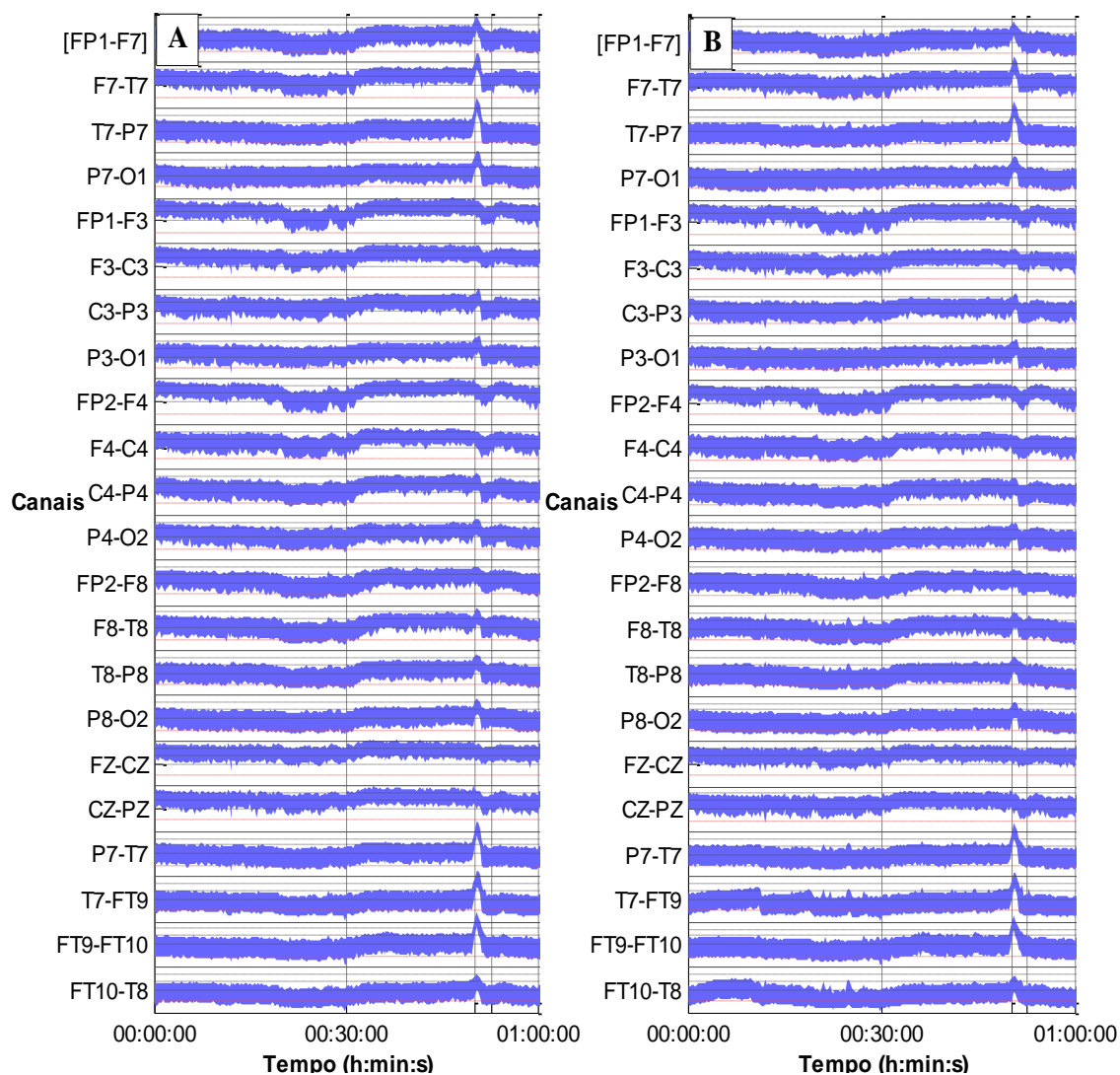
**Figura 109 – 15 s Sinal de EEG do canal P7-T7 do caso chb15\_22, sendo (A) sem filtragem, (B) filtrado 2-15 Hz e (C) filtrado 1-70 Hz. Diferenciando trechos com crise epiléptica (roxo) e atividade de fundo (magenta).**

A diferença entre as filtrações notada na figura anterior é mantida quando se obtêm os envelopes de Hilbert ( $\div \sqrt{2}$ ), 2-15 Hz (Figura 110-A) e 1-70 Hz (Figura 110-B), revelando que a banda de filtragem 2-15 Hz favorece a diferenciação da crise epiléptica neste caso. No entanto, a filtragem de 1-70 Hz por revelar-se mais similar ao sinal bruto, pode revelar informações importantes.



**Figura 110 – 15 s Envelope de Hilbert ( $\div \sqrt{2}$ ), sendo (A) 2-15 Hz e (B) 1-70 Hz. Diferenciando trechos com crise epiléptica (vermelho escuro) e atividade de fundo (vermelho claro).**

Na 30ª hora do caso 10, denominado “chb10\_30”, revela-se uma tendência ao longo do tempo semelhante tanto no HaEEG 2-15 Hz (Figura 111-A) quando de 1-70 Hz (Figura 111-B), com atividade de fundo similares. Quanto aos trechos de crises, há uma melhora na visualização de alguns canais, tais como nos canais C3-P3, P3-O1, P4-O2, F8-T8, T8-P8 e P8-O2 quando se utiliza a última filtragem.



**Figura 111 – HaEEG do caso chb10\_30, sendo: (A) 2-15 Hz e (B) 1-70 Hz.**

Na última hora do caso denominado “chb07\_19” (arquivo com 4 h de gravação), revela-se uma tendência ao longo do tempo semelhante tanto no HaEEG 2-15 Hz (Figura 112-A) quanto de 1-70 Hz (Figura 112-B) em muito dos canais, com atividades de fundo similares neste. Porém, alguns canais, tais como, FP1-F7, F7-T7, T7-P7, FP2-F8, F8-T8, T8-P8, P7-T7, T7-FT9, FT9-FT10 e FT10-T8, apresentaram alterações, principalmente de borda inferior em longos trechos antes da crise. A ausência dessas alterações na faixa de 2-15 Hz favorece a visualização dos trechos de crises nesta faixa comparada a 1-70 Hz. Porém, tais elevações podem equivaler a informações importantes, como, por exemplo, a localização da origem das crises, visto que, neste caso, as alterações abrangeram as regiões frontal, temporal, parietal, fronto-parietal e fronto-temporal. Quanto aos trechos de crises, há uma melhora na visualização de alguns canais quando se utiliza a última filtragem. Essa melhora é proporcionada pela

duração da elevação da borda inferior no trecho de crise, que acompanha todo o trecho marcado como crise, por exemplo, nos canais: FP1-F7, F7-T7, FP1-F3, F3-C3, C3-P3, FP2-F8, T8-P8 e FT10-T8.

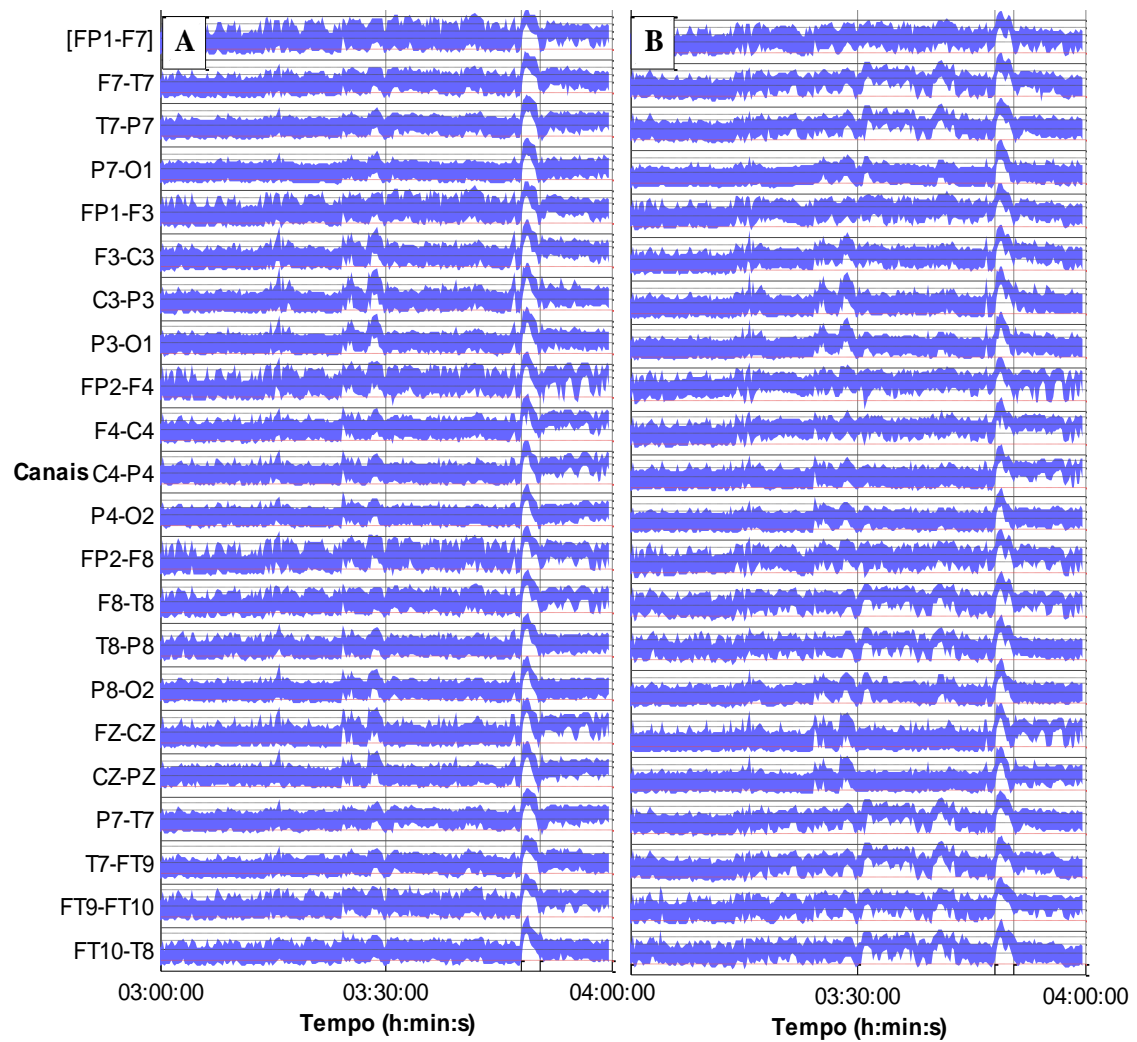


Figura 112 – HaEEG do caso chb07\_19, sendo: (A) 2-15 Hz e (B) 1-70 Hz.

## 12 DISCUSSÃO

A opção por utilizar um filtro IIR visa uma melhor ênfase na resposta de magnitude com uma ordem inferior [8ª ordem para o filtro de 2 a 15 Hz e 17ª ordem para o filtro de 1 a 70 Hz] àquela de um filtro FIR, segundo THEDE (2005).

Na obtenção do envelope do aEEG, utilizou-se um filtro de 2ª ordem em vez da ordem 5, com objetivo de diminuir o ruído ocasionado pela resposta oscilatória do filtro de 5ª ordem, dando continuidade à pesquisa de DE MELO, CAGY e INFANTOSI (2014, 2016), a qual utilizava estes parâmetros. Além disso, após outras análises, foi concluído a melhoria do filtro de 2ª ordem em relação ao de 5ª, portanto, foi utilizado para efetiva análise dos resultados.

A análise utilizando segmentos menores que 15 s na etapa de redução do sinal, por exemplo 5 s, pode ser interessante em casos onde ocorram eventos que provoquem aumento súbito da amplitude do EEG menores do que 15 s.

Sabe-se que é utilizada filtragem de 2 a 15 Hz no processo de redução de EEG. Contudo, para o EEG convencional, é recomendado que se utilize filtro passa-altas não superior a 1 Hz e passa-baixas inferior a 70 Hz (EBNER et al., 1999). Portanto, as características do EEG reduzido tendem a manterem-se mais fidedignas e mais nítidas quando esta redução é realizada utilizando a faixa de frequência completa recomendada para o EEG.

Ajustes nos percentis usados para a borda inferior podem produzir uma melhor visualização em alguns casos ou derivações.

Desde a implantação do CFM, em 1969 (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969), somente o parâmetro de amplitude tem sido utilizado. Contudo, a frequência instantânea, outro parâmetro que pode resultar da transformada de Hilbert, pode oferecer informações importantes sobre os períodos de crise. Outra possível melhoria poderia ser a avaliação da redução do EEG considerando filtragens em outras bandas de frequência independente da faixa clássica de 2-15 Hz, tal como *delta*, *teta*, *alfa*, *beta-1* e *beta-2*.

Para se obter o envelope do aEEG, tem-se empregado um filtro [passa-baixas] *Butterworth* de 5ª ordem ao EEG retificado (ZHANG; DING, 2013), utilizando uma amplificação do sinal por um fator de 2, para que a energia final seja igualada à energia original (MATLAB, 2016). Outro método apontado para a conservação da energia é a utilização da Lei Quadrática, ou seja, o sinal de entrada é elevado ao quadrado,

posteriormente, é executado a filtragem com o filtro passa-baixas [*Butterworth* de 2ª ou 5ª ordem], e, em seguida, realizada a raiz quadrada do sinal filtrado (TRETTER, 2008), sem o acréscimo do fator de escala. Ao comparar os diferentes parâmetros do filtro *Butterworth*, revelou-se que a utilização do  $G = 2$  aumenta significativamente a energia do sinal, seja utilizando a lei quadrática ou não, o que pode ser impactante em diagnósticos de doenças, como por exemplo, suspeita/confirmação de morte encefálica. A análise dos resultados com base em simulação, utilizando um sinal de soma de senóides como sinal de entrada, revelou que a energia do sinal filtrado é melhor conservada (equiparando-a a energia do sinal original) quando se utiliza o método que envolve a Lei quadrática sem a utilização da etapa de amplificação do sinal por um fator de 2, conforme descrita por TRETTER (2008).

A filtragem de 2-15 Hz com uma inclinação de 12 dB/década nesta faixa, implementada em 1969 (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969) para o CFM, foi incorporada pelo aEEG digital proposto por ZHANG e DING (2013) e tem sido utilizada até os dias atuais. Inicialmente, tinha como finalidade eliminar flutuações causadas por suor (MAYNARD; PRIOR; SCOTT, 1969), amplificar os componentes de diferentes frequências e, ao mesmo tempo, atenuar artefatos de baixas frequências (ZHANG; DING, 2013). Contudo, sabe-se que a faixa de frequência crítica para Epilepsia em um EEG, a qual concentra o espectro de frequência das componentes das descargas epileptiformes, é de 2 a 20 Hz (ARGOUD, 2001). Com isso, associado ao fato de os resultados deste estudo terem apontado melhora na identificação dos trechos de crises quando se usa uma faixa de frequência maior (1-70 Hz), a utilização de faixa de frequência estreita, de 2-15 Hz, em alguns casos, pode omitir algumas frequências que caracterizem a crise epiléptica, bem como inutilizar este método de redução em casos de outras doenças ou doenças associadas, por exemplo, doenças caracterizadas na faixa de frequência da onda *delta*.

A borda inferior é formada utilizando o percentil 10 do envelope do sinal, e, por meio desta, as crises de epilepsia são mais nitidamente separadas da atividade de fundo. Tendo em vista que o envelope *Butterworth*, utilizado para a construção do aEEG, não reflete as características do EEG real neste percentil, e que a dispersão dos dados em 10% resulta em uma borda inferior com grandes variações de amplitudes, dificultando a localização das crises reais de epilepsia, surgindo possível identificação de falso positivos, o HaEEG torna-se preferível ao aEEG, pois o envelope de Hilbert traduz melhor as características do EEG real, em relação a amplitude e dispersão. A borda

inferior, construída com o envelope de Hilbert é menos dispersa, diminuindo a chance de falso positivos, e, ainda, ressalta com melhor nitidez os trechos de crise, devido à maior proeminência destes e uma melhor suavização da atividade de fundo.

A borda inferior é onde são observados os trechos de crise epiléptica, como o HaEEG é um método recentemente implementado, pode-se, em trabalhos futuros, pesquisar percentis para esta borda que resultem em uma melhoria na nitidez destes trechos, tais como exemplificados nesta pesquisa com os percentis 12 e 17.

A faixa de frequência ampliada, de 1 a 70 Hz, pode ainda, em estudos futuros, ser adequada a atender outras patologias, utilizando, por exemplo, a faixa entre 0,5 e 70 Hz ou 0,3 e 70 Hz.

Nos resultados do item “11.1 Simulação com soma de senóides”, conclui-se que o HaEEG fornece uma informação final mais próxima do sinal de entrada, pois, na etapa de obtenção do envelope, fornece informações mais similares ao sinal de entrada quando comparado ao envelope utilizado no aEEG. Nos EEG reduzidos com diagnóstico de epilepsia, a diferença nestes trechos que contêm epilepsia é observada devido à elevação destes trechos em relação ao EEG de fundo. Portanto, bordas inferiores menos dispersas podem facilitar na identificação de crises de epilepsias reais, minimizando a visualização de falsos positivos.

A avaliação visual do item “11.3.1 aEEG (2-15 Hz) *versus* HaEEG (2-15 Hz)” levou à conclusão de que os resultados obtidos por ambos métodos (aEEG e HaEEG) assemelham-se quanto à tendência ao longo do tempo. Contudo, o HaEEG suaviza os períodos de não-crise (atividade de fundo), e seu uso enfatiza melhor os períodos de crises de epilepsia, conseqüentemente, facilitando a detecção visual dos instantes em que elas ocorrem nestes casos estudados, pacientes com epilepsia mesial temporal.

Por meio da avaliação visual (item “11.3.2 aEEG (2-15 Hz) *versus* HaEEG (2-15 Hz) e (1-70 Hz)”), os resultados obtidos pelos dois métodos e nas duas faixas de frequências mantiveram a mesma tendência ao longo do tempo. Porém, a utilização do HaEEG, comparado ao aEEG, ressalta os períodos de crises, o que facilita a detecção visual dos instantes em que os mesmos ocorrem. Além disso, a faixa de frequência entre 1 e 70 Hz (HaEEG) contribui com informações mais destacáveis, quando confrontado com a faixa de 2 a 15 Hz (HaEEG e aEEG).

## 13 CONCLUSÃO

Conclui-se que a utilização da Transformada de Hilbert na obtenção do envelope do sinal constitui um método eficaz para obtenção da redução do sinal de EEG, uma vez que o HaEEG mostra tendências ao longo do tempo, e ressalta trechos de epilepsia distinguindo-os dos trechos de atividade de fundo.

Na comparação da utilização dos vários parâmetros do envelope *Butterworth*, revelou-se que a utilização de ganhos em sua obtenção provoca um aumento da energia do sinal. A utilização da Lei Quadrática e Sem Ganho, mantém a energia tanto utilizando ordem 5 quanto 2 para os filtros. Porém, a análise com dados reais de EEG concluiu que a ordem 5 ocasiona grande quantidade de descontinuidades comparada à ordem 2, sendo preferível, portanto, esta última.

Ao seccionar os envelopes utilizados, *Butterworth* e de Hilbert, em trechos de 15 s e distinguir os trechos de epilepsia de atividade de fundo, pode-se concluir que o envelope de Hilbert constitui um sinal mais semelhante ao sinal original, e, além do mais, separa melhor os trechos de crise da atividade de fundo quando comparado ao envelope obtido por meio do *Butterworth*.

Ao comparar os métodos de redução, aEEG e HaEEG, concluiu-se que o HaEEG fornece um sinal reduzido com melhor visualização dos trechos de crise, visto que a borda inferior da atividade de fundo é melhor suavizada, diminuindo a chance de interpretação de falso-positivos de crises. Adicionalmente, os trechos de crises são melhor visualizados devido à maior proeminência da borda superior.

A comparação da filtragem do sinal utilizando as faixas de frequência entre 2 e 15 Hz e entre 1 e 70 Hz para o HaEEG revelou que a faixa de frequência estreita pode omitir características epiléticas, pois a filtragem de 1-70 Hz mostrou-se melhor para visualização dos trechos de epilepsia. Somado a isto, o HaEEG de 1-70 Hz, em alguns casos, revelou alguns trechos de atividade de fundo com alterações, como aumento da amplitude, o que pode ser importante no diagnóstico, por exemplo, de crises subclínicas, na localização da região cerebral a qual teve origem a crise epilética, ou ainda, de outras patologias associadas.

## REFERÊNCIAS

AGARWAL, R. et al. Automatic EEG analysis during long-term monitoring in the ICU. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, v. 107, n. 1, p. 44–58, 1998.

AHMED, B.; TAFRESHI, R.; LANGARI, R. **The Future of Automatic EEG Monitoring in the Intensive Care**. . In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING AND INFORMATICS. IEEE, 2008. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4549228>>. Acesso em: 27 jan. 2015

AL NAQEEB, N. et al. Assessment of neonatal encephalopathy by amplitude-integrated electroencephalography. **Pediatrics**, v. 103, n. 6, p. 1263–1271, 1999.

AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY. **Guideline 3: Minimum Technical Standards for EEG Recording in Suspected Cerebral Death**, 10 fev. 2006a. Disponível em: <<http://www.acns.org/pdf/guidelines/Guideline-3.pdf>>. Acesso em: 3 jan. 2015

AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY. **Guideline 2: Minimum Technical Standards for Pediatric Electroencephalography**, 10 fev. 2006b. Disponível em: <<http://www.acns.org/pdf/guidelines/Guideline-2.pdf>>. Acesso em: 3 jan. 2015

AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY. **Guideline 5: Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature**, 10 fev. 2006c. Disponível em: <<http://www.acns.org/pdf/guidelines/Guideline-5.pdf>>. Acesso em: 3 jan. 2015

AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY. **Guideline 1: Minimum Technical Requirements for Performing Clinical Electroencephalography**, 10 fev. 2006d. Disponível em: <<http://www.acns.org/pdf/guidelines/Guideline-1.pdf>>. Acesso em: 3 jan. 2015

AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY. **Guideline 6: A Proposal for Standard Montages to Be Used in Clinical EEG**, 10 fev. 2006e. Disponível em: <<http://www.acns.org/pdf/guidelines/Guideline-6.pdf>>. Acesso em: 3 jan. 2015

AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY. **Guideline 8: Guidelines for Recording Clinical EEG on Digital Media**, 10 fev. 2006f. Disponível em: <<http://www.acns.org/pdf/guidelines/Guideline-8.pdf>>. Acesso em: 3 jan. 2015

AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY. **Guideline 7: Guidelines for Writing EEG Reports**, 10 fev. 2006g. Disponível em: <<http://www.acns.org/pdf/guidelines/Guideline-7.pdf>>. Acesso em: 3 jan. 2015

ANGHINAH, R. et al. Quantitative and topographic EEG: a study of normal adult population. **Arquivos de Neuro-psiquiatria**, v. 56, n. 1, p. 59–63, 1998.

ARGOUD, F. I. M. **Contribuição à automatização da detecção e análise de eventos epileptiformes em eletroencefalograma**. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica,



Instituto de Engenharia Biomédica.—Florianópolis, SC: Universidade Federal de Santa Catarina, jun. 2001.

ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M. DE; MARINO NETO, J. Sistema de detecção automática de paroxismos epileptogênicos em sinais de eletroencefalograma. **Sba: Controle & Automação Sociedade Brasileira de Automatica**, v. 15, n. 4, p. 467–475, 2004.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neuroscience: exploring the brain**. 3. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

BERGER, H. Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. **Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten**, v. 87, n. 1, p. 527–570, 29 abr. 1929.

BLUM, A. S.; RUTKOVE, S. B. **The clinical neurophysiology primer**. Totowa, New Jersey: Humana Press, 2007.

BOR-SENG-SHU, E. et al. Cerebral hemodynamics: concepts of clinical importance. **Arquivos de neuro-psiquiatria**, v. 70, n. 5, p. 357–365, 2012.

CATON, R. The Electrical Currents of the Brain. **British Medical Journal**, v. 2, p. 278, 28 ago. 1875.

CHAPARRO, L. F. **Signals and systems using MATLAB**. Burlington, MA: Academic Press, 2010.

CLERCQ, W. D. et al. Canonical Correlation Analysis Applied to Remove Muscle Artifacts From the Electroencefalogram. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 53, n. 12, p. 2583–2587, nov. 2006.

COLÓDIO. In: **Dicionário Priberam da Língua Portuguesa (DPLP) [online]**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<http://www.priberam.pt/dlpo/col%C3%B3dio>>. Acesso em: 2 fev. 2015

DAUBE, J. R.; RUBIN, D. I. **Clinical neurophysiology**. 3. ed. Oxford; New York: Oxford University Press, 2009.

DE MELO, T. M.; CAGY, M.; INFANTOSI, A. F. C. **Aplicação da transformada de Hilbert para redução do eletroencefalograma multicanal de longa duração**. Anais do XXIV Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica. **Anais...** In: CONGRESSO BRASILEIRO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA. Uberlândia, Minas Gerais, Brasil: out. 2014Disponível em: <[http://www.canal6.com.br/CBEB2014/artigos/cbeb2014\\_submission\\_541.pdf](http://www.canal6.com.br/CBEB2014/artigos/cbeb2014_submission_541.pdf)>. Acesso em: 18 jan. 2015

DE MELO, T. M.; CAGY, M.; INFANTOSI, A. F. C. **Aplicação da Transformada de Hilbert e separação em bandas clínicas para redução do eletroencefalograma de longa duração**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica)—Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), set. 2016.

EBNER, A. et al. EEG instrumentation. **Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 52, p. 7–10, 1999.

GOLDBERGER, A. L. et al. Physiobank, physiokit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals. **Circulation**, v. 101, n. 23, p. e215–e220, 2000.

GÓMEZ-HERRERO, G. et al. **Automatic removal of ocular artifacts in the EEG without a reference EOG channel**. Proc. NORSIG 2006, Reykjavik, Iceland. **Anais...2006**

GÓMEZ-HERRERO, G. **Transforms Methods for Electroencephalography (EEG) - Databases**, 13 nov. 2008. Disponível em: <<http://web.archive.org/web/20100612092409/http://www.cs.tut.fi/~gomezher/projects/eeg/databases.htm>>. Acesso em: 7 abr. 2016

GUILLAIN, G.; BARRE, J. A.; STROHL, A. Sur un syndrome de radiculo-névrite avec hyperalbuminose du liquide céphalo-rachidien sans réaction cellulaire. Remarques sur les caractères cliniques et graphiques des réflexes tendineux. **Bulletins et mémoires de la Société médicale des hôpitaux de Paris**, v. 40, p. 1462–1470, 1916.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Ltda, 2006.

HOFFMANN, K. et al. Analysis and classification of interictal spike discharges in benign partial epilepsy of childhood on the basis of the Hilbert transformation. **Neuroscience Letters**, v. 211, n. 3, p. 195–198, 28 jun. 1996.

JOBERT, M. et al. Wavelet- a new tool in sleep biosignal analysis. **Journal of Sleep Research**, v. 3, n. 1, p. 223–232, 1994.

JORDAN, K. . Continuous EEG and evoked potential monitoring in the neuroscience intensive care unit. **J Clin Neurophysiol.**, v. 10, n. 4, p. 445–475, out. 1993.

KLEM, G. H. et al. The ten-twenty electrode system of the International Federation. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 52, n. suppl., p. 3, 1999.

KSCHISCHANG, F. R. The Hilbert transform. **University of Toronto**, p. 12, 22 out. 2006.

LATHI, B. P. **Signal Processing and Linear Systems**. [s.l.] Oxford University Press, 1998.

LYONS, R. G. **Understanding digital signal processing**. [s.l.] Pearson Education, 2010.

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. **Bioeletromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields**. New York: Oxford University Press, 1995.

MARPLE JR, S. L. Computing the discrete-time “analytic” signal via FFT. **Signal Processing, IEEE Transactions on**, v. 47, n. 9, p. 2600–2603, 1999.

MATLAB. **Mathwoks: hilbert.** Disponível em: <<http://www.mathworks.com/help/signal/ref/hilbert.html>>. Acesso em: 19 dez. 2014.

MATLAB. **Envelope Detection - MATLAB & Simulink Example.** Disponível em: <<http://www.mathworks.com/help/dsp/examples/envelope-detection.html>>. Acesso em: 12 abr. 2016.

MAYNARD, D. E.; JENKINSON, J. L. The cerebral function analysing monitor: initial clinical experience, application and further development. **Anaesthesia**, The Association of Anaesthetists of Gt Britain and Ireland. v. 39, n. 7, p. 678–690, 1984.

MAYNARD, D. E.; PRIOR, P. F.; SCOTT, D. F. Device for continuous monitoring of cerebral activity in resuscitated patients. **British medical journal**, v. 4, n. 5682, p. 545–546, 29 nov. 1969.

MELLO, A. R.; MATTOS, J. P.; CAVALCANTI, J. L. DE S. Polirradiculoncurites de evolução prolongada: a propósito de dois casos corticóide dependentes. **Arquivo de Neuro-Psiquiatria (São Paulo)**, v. 30, n. 4, p. 335–339, dez. 1972.

MILLETT, D. Hans Berger: From Psychic Energy to the EEG. **Perspectives in Biology and Medicine**, v. 44, n. 4, p. 522–542, 2001.

NIEDERMEYER, E.; SCHOMER, D. L.; LOPES DA SILVA, F. H. **Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields.** 6. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/ Lippincott Williams & Wilkins Health, 2011.

NOACHTAR, S. et al. A glossary of terms most commonly used by clinical electroencephalographers and proposal for the report form for the EEG findings. The International Federation of Clinical Neurophysiology. **Electroencephalography and clinical neurophysiology. Supplement**, n. 52, p. 21–41, 1999.

NUWER, M. R. et al. IFCN guidelines for topographic and frequency analysis of EEGs and EPs. Report of an IFCN committee. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 52, n. Suppl., p. 15–20, 1999a.

NUWER, M. R. et al. IFCN standards for digital recording of clinical EEG. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 52, n. Suppl., p. 11–14, 1999b.

OPPENHEIM, A. V.; SCHAFFER, R. W.; BUCK, J. R. **Discrete-time Signal Processing (2Nd Ed.).** Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice-Hall, Inc., 1999.

PHYSIONET. **CHB-MIT Scalp EEG Database.** Disponível em: <<http://www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/>>. Acesso em: 6 abr. 2016.

PRIOR, P. F.; MAYNARD, D. E. **Monitoring cerebral function.** Amsterdam: Elsevier, 1986.

RIZZUTTI, S.; MUSZKAT, M.; CAMPOS, C. J. R. DE. Monitorização eletroencefalográfica ambulatorial na epilepsia de difícil controle da infância. **Arquivos de neuro-psiQUIATRIA**, v. 59, n. 4, p. 875–883, 2001.

SANTOS, T. E. B. et al. **Redução do eletroencefalograma para aplicação em monitor de função cerebral: comparação visual entre aEEG (2 a 15 Hz), HaEEG (2 a 15 Hz) e HaEEG (1 a 70 Hz).** . In: VII SIMPÓSIO DE INSTRUMENTAÇÃO E IMAGENS MÉDICAS (SIIM) E VI SIMPÓSIO DE PROCESSAMENTO DE SINAIS (SPS). Campinas/SP: FEEC - UNICAMP, out 2015Disponível em: <<http://www.sps.fee.unicamp.br/anais/vol02/anais.pdf>>. Acesso em: 3 fev. 2016

SANTOS, T. E. B. et al. Applying Hilbert Transform to Monitor Cerebral Function of Patients Diagnosed with Mesial Temporal Lobe Epilepsy: Comparison Between aEEG and HaEEG. In: KYRIACOU, E.; CHRISTOFIDES, S.; PATTICHIS, C. S. (Eds.). . **XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016: MEDICON 2016, March 31st-April 2nd 2016, Paphos, Cyprus.** Cham: Springer International Publishing, 2016. p. 95–99.

SCHEUER, M. L. Continuous EEG monitoring in the intensive care unit. **Epilepsia**, v. 43, n. s3, p. 114–127, 2002.

SHELLHAAS, R. A. et al. **The American Clinical Neurophysiology Society's Guideline on Continuous EEG Monitoring in Neonates**, 16 jan. 2012. Disponível em: <<http://www.acns.org/pdf/guidelines/Guideline-13.pdf>>. Acesso em: 3 jan. 2015

SILVA, D. F. DA; LIMA, M. M. DE. Aspectos Gerais e Práticos do EEG. **Neurociências**, v. 6(3), p. 137–146, 1998.

SMITH, S. J. M. EEG in the diagnosis, classification, and management of patients with epilepsy. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 76, n. suppl\_2, p. ii2-ii7, 1 jun. 2005.

TER HORST, H. J. et al. Prognostic Significance of Amplitude-Integrated EEG during the First 72 Hours after Birth in Severely Asphyxiated Neonates. **Pediatric Research**, v. 55, n. 6, p. 1026–1033, jun. 2004.

THEDE, L. D. **Practical analog and digital filter design.** [s.l.] Artech House New Jersey, 2005.

TOET, M. C. et al. Amplitude integrated EEG 3 and 6 hours after birth in full term neonates with hypoxic–ischaemic encephalopathy. **Archives of Disease in Childhood-Fetal and Neonatal Edition**, v. 81, n. 1, p. F19–F23, 1999.

TRETTNER, S. A. **Communication system design using DSP algorithms: with laboratory experiments for the TMS320C6713 DSK.** 3. ed ed. New York, NY: Springer, 2008.

ULRICH, T. J. Envelope Calculation from the Hilbert Transform. p. 5, 17 mar. 2006.

VAN DRONGELEN, W. **Signal processing for neuroscientists: an introduction to the analysis of physiological signals.** [s.l.] Academic press, 2006.

VAN DRONGELEN, W. **Signal processing for neuroscientists a companion volume: advanced topics, nonlinear techniques and multi-channel analysis.** Oxford: Elsevier, 2010.

VATKAR, A. **Neurophysiology of seizures EEG** Mumbai, 26 maio 2015. Disponível em: <<http://pt.slideshare.net/AmitVatkar1/neuro-degenerative-disease-pediatric-neurologist-dr-amit-vatkar>>. Acesso em: 19 out. 2015

VERGULT, A. et al. Improving the interpretation of ictal scalp EEG: BSS–CCA algorithm for muscle artifact removal. **Epilepsia**, v. 48, n. 5, p. 950–958, 2007.

VESPA, P. M.; NENOV, V.; NUWER, M. R. Continuous EEG monitoring in the intensive care unit: early findings and clinical efficacy. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 16, n. 1, p. 1–13, jan. 1999.

WALLISCH, P. et al. **MATLAB for neuroscientists an introduction to scientific computing in MATLAB**. Amsterdam; Boston: Elsevier/Academic Press, 2009.

WAXMAN, S. G. G. **Clinical neuroanatomy**. 26. ed. New York; London: McGraw-Hill Medical ; McGraw-Hill [distributor], 2009.

WIKSTRÖM, S. **Background aEEG/EEG measures in very preterm infants: Relation to physiology and outcome**. Uppsala: Acta Universitatis Upsaliensis, 2011.

WILSON, F. N. et al. Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode. **American Heart Journal**, v. 9, p. 447–458, 1934.

YLÖSTALO, J. Data compression methods for EEG. **Technology and Health Care**, v. 7, n. 4, p. 285–300, 1999.

ZHANG, D.; DING, H. Calculation of compact amplitude-integrated EEG tracing and upper and lower margins using raw EEG data. **Health**, v. 5, n. 5, p. 885–891, 2013.

## ANEXO A – MONTAGENS BIPOLAR LONGITUDINAL - 18 CANAIS

<i>Channel No.</i>	<i>LB-18.1</i>	<i>LB-18.2</i>	<i>LB-18.3</i>
1	Fp1-F7	Fz-Cz	Fp1-F7
2	F7-T7 (T3)	Cz-Pz	F7-T7 (T3)
3	T7 (T3)-P7 (T5)	Fp1-F3	T7 (T3)-P7 (T5)
4	P7 (T5)-O1	F3-C3	P7 (T5)-O1
5	Fp1-F3	C3-P3	Fp2-F8
6	F3-C3	P3-O1	F8-T8 (T4)
7	C3-P3	Fp2-F4	T8 (T4)-P8 (T6)
8	P3-O1	F4-C4	P8 (T6)-O2
9	Fz-Cz	C4-P4	Fp1-F3
10	Cz-Pz	P4-O2	F3-C3
11	Fp2-F4	Fp1-F7	C3-P3
12	F4-C4	F7-T7 (T3)	P3-O1
13	C4-P4	T7 (T3)-P7 (T5)	Fp2-F4
14	P4-O2	P7 (T5)-O1	F4-C4
15	Fp2-F8	Fp2-F8	C4-P4
16	F8-T8 (T4)	F8-T8 (T4)	P4-O2
17	T8 (T4)-P8 (T6)	T8 (T4)-P8 (T6)	Fz-Cz
18	P8 (T6)-O2	P8 (T6)-O2	Cz-Pz

Fonte: AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY (2006e, p. 4)

## Montagens bipolar longitudinal com 16 canais

<i>Channel No.</i>	<i>LB-16.1</i>	<i>LB-16.2</i>	<i>LB-16.3</i>
1	Fp1-F7	Fp1-F3	Fp1-F7
2	F7-T7 (T3)	F3-C3	F7-T7 (T3)
3	T7 (T3)-P7 (T5)	C3-P3	T7 (T3)-P7 (T5)
4	P7 (T5)-O1	P3-O1	P7 (T5)-O1
5	Fp1-F3	Fp2-F4	Fp2-F8
6	F3-C3	F4-C4	F8-T8 (T4)
7	C3-P3	C4-P4	T8 (T4)-P8 (T6)
8	P3-O1	P4-O2	P8 (T6)-O2
9	Fp2-F4	Fp1-F7	Fp1-F3
10	F4-C4	F7-T7 (T3)	F3-C3
11	C4-P4	T7 (T3)-P7 (T5)	C3-P3
12	P4-O2	P7 (T5)-O1	P3-O1
13	Fp2-F8	Fp2-F8	Fp2-F4
14	F8-T8 (T4)	F8-T8 (T4)	F4-C4
15	T8 (T4)-P8 (T6)	T8 (T4)-P8 (T6)	C4-P4
16	P8 (T6)-O2	P8 (T6)-O2	P4-O2

Fonte: AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY (2006e, p. 4)

## Montagem bipolar transversa com 18 canais

<b>Transverse Bipolar Montages</b>		
<i>Channel No.</i>	<i>TB-18.1</i>	<i>TB-18.2</i>
1	F7-Fp1	Fp1-Fp2
2	Fp1-Fp2	F7-F3
3	Fp2-F8	F3-Fz
4	F7-F3	Fz-F4
5	F3-Fz	F4-F8
6	Fz-F4	A1-T7 (T3)
7	F4-F8	T7 (T3)-C3
8	T7 (T3)-C3	C3-Cz
9	C3-Cz	Cz-C4
10	Cz-C4	C4-T8 (T4)
11	C4-T8 (T4)	T8 (T4)-A2
12	P7 (T5)-P3	P7 (T5)-P3
13	P3-Pz	P3-Pz
14	Pz-P4	Pz-P4
15	P4-P8 (T6)	P4-P8 (T6)
16	P7 (T5)-O1	O1-O2
17	O1-O2	Fz-Cz
18	O2-P8 (T6)	Cz-Pz

Fonte: AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY (2006e, p. 5)

## Montagem bipolar transversa com 16 canais

<i>Channel No.</i>	<i>TB-16.1</i>	<i>TB-16.2</i>	<i>TB-16.3</i>
1	F7-Fp1	Fp1-Fp2	F7-Fp1
2	Fp1-Fp2	F7-F3	Fp2-F8
3	Fp2-F8	F3-Fz	F7-F3
4	F7-F3	Fz-F4	F3-Fz
5	F3-Fz	F4-F8	Fz-F4
6	Fz-F4	A1-T7 (T3)	F4-F8
7	F4-F8	T7 (T3)-C3	T7 (T3)-C3
8	T7 (T3)-C3	C3-Cz	C3-Cz
9	C3-Cz	Cz-C4	Cz-C4
10	Cz-C4	C4-T8 (T4)	C4-T8 (T4)
11	C4-T8 (T4)	T8 (T4)-A2	P7 (T5)-P3
12	P7 (T5)-P3	P7 (T5)-P3	P3-Pz
13	P3-Pz	P3-Pz	Pz-P4
14	Pz-P4	Pz-P4	P4-P8 (T6)
15	P4-P8 (T6)	P4-P8 (T6)	P7 (T5)-O1
16	O1-O2	O1-O2	O2-P8 (T6)

Fonte: AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY (2006e, p. 6)

## Montagem referencial com 18 canais

<i>Channel No.</i>	<i>R-18.1</i>	<i>R-18.2</i>	<i>R-18.3</i>
1	F7-A1	Fz-A1	F7-A1
2	T7 (T3)-A1	Pz-A1	F8-A2
3	P7 (T5)-A1	Fp1-A1	T7 (T3)-A1
4	Fp1-A1	Fp2-A2	T8 (T4)-A2
5	F3-A1	F3-A1	P7 (T5)-A1
6	C3-A1	F4-A2	P8 (T6)-A2
7	P3-A1	C3-A1	Fp1-A1
8	O1-A1	C4-A2	Fp2-A2
9	Fz-A1	P3-A1	F3-A1
10	Pz-A2	P4-A2	F4-A2
11	Fp2-A2	O1-A1	C3-A1
12	F4-A2	O2-A2	C4-A2
13	C4-A2	F7-A1	P3-A1
14	P4-A2	F8-A2	P4-A2
15	O2-A2	T7 (T3)-A1	O1-A1
16	F8-A2	T8 (T4)-A2	O2-A2
17	T8 (T4)-A2	P7 (T5)-A1	Fz-A1
18	P8 (T6)-A2	P8 (T6)-A2	Pz-A2

Fonte: AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY (2006e, p. 6)

## Montagem referencial com 16 canais

<i>Channel No.</i>	<i>R-16.1</i>	<i>R-16.2</i>	<i>R-16.3</i>
1	F7-A1	Fp1-A1	F7-A1
2	T7 (T3)-A1	Fp2-A2	F8-A2
3	P7 (T5)-A1	F3-A1	T7 (T3)-A1
4	Fp1-A1	F4-A2	T8 (T4)-A2
5	F3-A1	C3-A1	P7 (T5)-A1
6	C3-A1	C4-A2	P8 (T6)-A2
7	P3-A1	P3-A1	Fp1-A1
8	O1-A1	P4-A2	Fp2-A2
9	Fp2-A2	O1-A1	F3-A1
10	F4-A2	O2-A2	F4-A2
11	C4-A2	F7-A1	C3-A1
12	P4-A2	F8-A2	C4-A2
13	O2-A2	T7 (T3)-A1	P3-A1
14	F8-A2	T8 (T4)-A2	P4-A2
15	T8 (T4)-A2	P7 (T5)-A1	O1-A1
16	P8 (T6)-A2	P8 (T6)-A2	O2-A2

Fonte: AMERICAN CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY SOCIETY (2006e, p. 7)



## ANEXO B – MONTAGENS DOS SINAIS DE EEG PHYSIONET

## Montagem utilizada na gravação dos sinais em cada caso (caso 01 ao 08)

Casos →	chb01	chb02	chb03	chb04	chb05	chb06	chb07	chb08
Canal 1	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7
Canal 2	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7
Canal 3	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7
Canal 4	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1
Canal 5	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3
Canal 6	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3
Canal 7	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3
Canal 8	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1
Canal 9	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4
Canal 10	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4
Canal 11	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4
Canal 12	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2
Canal 13	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8
Canal 14	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8
Canal 15	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8
Canal 16	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2
Canal 17	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ
Canal 18	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ
Canal 19	P7-T7	P7-T7	P7-T7	P7-T7	P7-T7	P7-T7	P7-T7	P7-T7
Canal 20	T7-FT9	T7-FT9	T7-FT9	T7-FT9	T7-FT9	T7-FT9	T7-FT9	T7-FT9
Canal 21	FT9-FT10	FT9-FT10	FT9-FT10	FT9-FT10	FT9-FT10	FT9-FT10	FT9-FT10	FT9-FT10
Canal 22	FT10-T8	FT10-T8	FT10-T8	FT10-T8	FT10-T8	FT10-T8	FT10-T8	FT10-T8
Canal 23	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8
Canal 24	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 25	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 26	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 27	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 28	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 29	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 30	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 31	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 32	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 33	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 34	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 35	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 36	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 37	-	-	-	-	-	-	-	-
Canal 38	-	-	-	-	-	-	-	-

Fonte: elaborado pelos autores utilizando dados disponíveis no site  
[\(http://www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/\)](http://www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/)

**Montagem utilizada na gravação dos sinais em cada caso (caso 09 ao 15)**

<i>Casos</i> →	<b>chb09</b>	<b>chb10</b>	<b>chb11</b>	<b>chb12</b>	<b>chb13</b>	<b>chb14</b>	<b>chb15 - 1º arq.</b>	<b>chb15 - 02 arq. até o fim</b>
<b>Canal 1</b>	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7
<b>Canal 2</b>	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7
<b>Canal 3</b>	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7
<b>Canal 4</b>	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1
<b>Canal 5</b>	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	-	-	-	-	-
<b>Canal 6</b>	F3-C3	F3-C3	F3-C3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3
<b>Canal 7</b>	C3-P3	C3-P3	C3-P3	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3
<b>Canal 8</b>	P3-O1	P3-O1	P3-O1	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3
<b>Canal 9</b>	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1
<b>Canal 10</b>	F4-C4	F4-C4	F4-C4	-	-	-	-	-
<b>Canal 11</b>	C4-P4	C4-P4	C4-P4	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ
<b>Canal 12</b>	P4-O2	P4-O2	P4-O2	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ
<b>Canal 13</b>	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	-	-	-	-	PZ-OZ
<b>Canal 14</b>	F8-T8	F8-T8	F8-T8	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	-
<b>Canal 15</b>	T8-P8	T8-P8	T8-P8	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4	FP2-F4
<b>Canal 16</b>	P8-O2	P8-O2	P8-O2	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4	F4-C4
<b>Canal 17</b>	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2	C4-P4
<b>Canal 18</b>	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	-	-	-	-	P4-O2
<b>Canal 19</b>	P7-T7	P7-T7	P7-T7	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	-
<b>Canal 20</b>	T7-FT9	T7-FT9	T7-FT9	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8	FP2-F8
<b>Canal 21</b>	FT9-FT10	FT9-FT10	FT9-FT10	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	F8-T8
<b>Canal 22</b>	FT10-T8	FT10-T8	FT10-T8	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2	T8-P8
<b>Canal 23</b>	T8-P8	T8-P8	T8-P8	-	-	-	-	P8-O2
<b>Canal 24</b>	-	-	-	P7-T7	P7-T7	P7-T7	FC1-Ref	-
<b>Canal 25</b>	-	-	-	T7-FT9	T7-FT9	T7-FT9	FC2-Ref	P7-T7
<b>Canal 26</b>	-	-	-	FT9-FT10	FT9-FT10	FT9-FT10	FC5-Ref	T7-FT9
<b>Canal 27</b>	-	-	-	FT10-T8	FT10-T8	FT10-T8	FC6-Ref	FT9-FT10
<b>Canal 28</b>	-	-	-	T8-P8	T8-P8	T8-P8	CP1-Ref	FT10-T8
<b>Canal 29</b>	-	-	-	-	-	-	CP2-Ref	T8-P8
<b>Canal 30</b>	-	-	-	-	-	-	CP5-Ref	-
<b>Canal 31</b>	-	-	-	-	-	-	CP6-Ref	FC1-Ref
<b>Canal 32</b>	-	-	-	-	-	-	-	FC2-Ref
<b>Canal 33</b>	-	-	-	-	-	-	-	FC5-Ref
<b>Canal 34</b>	-	-	-	-	-	-	-	FC6-Ref
<b>Canal 35</b>	-	-	-	-	-	-	-	CP1-Ref
<b>Canal 36</b>	-	-	-	-	-	-	-	CP2-Ref
<b>Canal 37</b>	-	-	-	-	-	-	-	CP5-Ref
<b>Canal 38</b>	-	-	-	-	-	-	-	CP6-Ref

Fonte: elaborado pelos autores utilizando dados disponíveis no site  
[\(http://www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/\)](http://www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/)

**Montagem utilizada na gravação dos sinais em cada caso (caso 16 ao 21)**

<i>Casos</i> →	<b>chb16</b>	<b>chb17</b>	<b>chb18 - 1º arq.</b>	<b>chb18 - 02 arq. até o fim</b>	<b>chb19 - 1º arq.</b>	<b>chb19 - 02 arq. até o fim</b>	<b>chb20</b>	<b>chb21</b>
<b>Canal 1</b>	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7
<b>Canal 2</b>	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7	F7-T7
<b>Canal 3</b>	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7	T7-P7
<b>Canal 4</b>	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1	P7-O1
<b>Canal 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 6</b>	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3	FP1-F3
<b>Canal 7</b>	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3	F3-C3
<b>Canal 8</b>	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3	C3-P3
<b>Canal 9</b>	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1	P3-O1
<b>Canal 10</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 11</b>	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ	FZ-CZ
<b>Canal 12</b>	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ	CZ-PZ
<b>Canal 13</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 14</b>	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4	FP2-F4
<b>Canal 15</b>	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4	F4-C4
<b>Canal 16</b>	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4	C4-P4
<b>Canal 17</b>	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2	P4-O2
<b>Canal 18</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 19</b>	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8	FP2-F8
<b>Canal 20</b>	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8	F8-T8
<b>Canal 21</b>	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8	T8-P8
<b>Canal 22</b>	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2	P8-O2
<b>Canal 23</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 24</b>	P7-T7	P7-T7	-	P7-T7	-	P7-T7	P7-T7	P7-T7
<b>Canal 25</b>	T7-FT9	T7-FT9	-	T7-FT9	-	T7-FT9	T7-FT9	T7-FT9
<b>Canal 26</b>	FT9-FT10	FT9-FT10	-	FT9-FT10	-	FT9-FT10	FT9-FT10	FT9-FT10
<b>Canal 27</b>	FT10-T8	FT10-T8	-	FT10-T8	-	FT10-T8	FT10-T8	FT10-T8
<b>Canal 28</b>	T8-P8	T8-P8	-	T8-P8	-	T8-P8	T8-P8	T8-P8
<b>Canal 29</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 30</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 31</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 32</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 33</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 34</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 35</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 36</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 37</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Canal 38</b>	-	-	-	-	-	-	-	-

Fonte: elaborado pelos autores utilizando dados disponíveis no site  
[\(http://www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/\)](http://www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/)

**Montagem utilizada na gravação dos sinais em cada caso (caso 22 ao 24)**

<i>Casos</i> →	<b>chb22</b>	<b>chb23</b>	<b>chb24</b>
<b>Canal 1</b>	FP1-F7	FP1-F7	FP1-F7
<b>Canal 2</b>	F7-T7	F7-T7	F7-T7
<b>Canal 3</b>	T7-P7	T7-P7	T7-P7
<b>Canal 4</b>	P7-O1	P7-O1	P7-O1
<b>Canal 5</b>	-	FP1-F3	FP1-F3
<b>Canal 6</b>	FP1-F3	F3-C3	F3-C3
<b>Canal 7</b>	F3-C3	C3-P3	C3-P3
<b>Canal 8</b>	C3-P3	P3-O1	P3-O1
<b>Canal 9</b>	P3-O1	FP2-F4	FP2-F4
<b>Canal 10</b>	-	F4-C4	F4-C4
<b>Canal 11</b>	FZ-CZ	C4-P4	C4-P4
<b>Canal 12</b>	CZ-PZ	P4-O2	P4-O2
<b>Canal 13</b>	-	FP2-F8	FP2-F8
<b>Canal 14</b>	FP2-F4	F8-T8	F8-T8
<b>Canal 15</b>	F4-C4	T8-P8	T8-P8
<b>Canal 16</b>	C4-P4	P8-O2	P8-O2
<b>Canal 17</b>	P4-O2	FZ-CZ	FZ-CZ
<b>Canal 18</b>	-	CZ-PZ	CZ-PZ
<b>Canal 19</b>	FP2-F8	P7-T7	P7-T7
<b>Canal 20</b>	F8-T8	T7-FT9	T7-FT9
<b>Canal 21</b>	T8-P8	FT9-FT10	FT9-FT10
<b>Canal 22</b>	P8-O2	FT10-T8	FT10-T8
<b>Canal 23</b>	-	T8-P8	T8-P8
<b>Canal 24</b>	P7-T7	-	-
<b>Canal 25</b>	T7-FT9	-	-
<b>Canal 26</b>	FT9-FT10	-	-
<b>Canal 27</b>	FT10-T8	-	-
<b>Canal 28</b>	T8-P8	-	-
<b>Canal 29</b>	-	-	-
<b>Canal 30</b>	-	-	-
<b>Canal 31</b>	-	-	-
<b>Canal 32</b>	-	-	-
<b>Canal 33</b>	-	-	-
<b>Canal 34</b>	-	-	-
<b>Canal 35</b>	-	-	-
<b>Canal 36</b>	-	-	-
<b>Canal 37</b>	-	-	-
<b>Canal 38</b>	-	-	-

Fonte: elaborado pelos autores utilizando dados disponíveis no site  
[\(http://www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/\)](http://www.physionet.org/physiobank/database/chbmit/)

## ANEXO C – ARQUIVOS COM CRISE DE EPILEPSIA POR CASO

Caso	Crises			Caso	Crises			Caso	Crises			Caso	Crises				
	Nº	Arq.	Duração (s)		Nº	Arq.	Duração (s)		Nº	Arq.	Duração (s)		Nº	Arq.	Duração (s)		
chb01	7	3	40	chb11	3	82	22	chb14	8	3	14	chb20	8	12	29		
		4	27			92	32			4	20			13	30		
		15	40			99	752			4	22			13	39		
		16	51	6	61	6	14			14	38						
		18	90	6	32	11	41			15	35						
		21	93	8	13	17	20			15	49						
		26	101	8	23	18	22			16	35						
chb02	3	16	82	8	20	8	20			27	16			68	39	chb21	4
		16 +	81	8	26	8	26	20	50								
		19	9	9	32	9	32	21	81								
1	52	9	32	15	157	22	12										
chb03	7	2	65	10	32	10	32	20	55	20	58	chb22	3	20	58		
		3	69	10	45	22	205	25	74								
		4	52	11	37	28	190	38	72								
		34	47	23	80	31	120	6	113								
		35	64	23	97	40	60	8	20								
		36	53	27	35	40	119	8	47								
		chb04	4	5	49	27	27	27	27	40	33	9	71	chb23	7	9	71
8	111			27	27	46	107	9	62								
28	102			27	25	49	140	9	27								
28	116			27	42	52	71	9	84								
chb05	5	6	115	27	52	27	52	54	55	1	25	chb24	16			1	25
		13	110	27	48	54	177	1	25								
		16	96	28	34	54	71	3	29								
		17	120	29	39	54	71	3	25								
		22	117	29	38	54	71	4	32								
chb06	10	1	14	29	36	29	36	62	108	4	27			4	19		
		1	15	29	46	10	9	4	19								
		1	15	29	37	11	9	6	24								
		4	20	29	27	14	14	7	22								
		4	20	33	21	16	6	9	19								
		9	16	33	23	17	9	11	70								
		10	12	36	27	17	6	13	16								
		13	13	38	25	17	8	14	27								
		18	12	38	23	17	8	15	17								
		24	16	38	43	18	8	17	17								
chb07	3	12	86	38	55	18	8	18	7	21	68			chb17	3	3	90
		13	96	38	46	3	115	4	115								
		19	143	42	51	63	88	29	50								
chb08	5	2	171	42	28	30	30	31	68	chb18	6	31	68				
		5	190	42	29	32	55	32	55								
		11	134	42	25	35	68	35	68								
		13	160	42	23	36	46	36	46								
		21	264	19	44	28	78	28	78								
chb09	4	6	64	21	70	29	77	30	81			chb19	3			29	77
		8	79	40	31	30	81	30	81								
		8	71	40	64	19	44	21	70								
		19	62	40	64	55	20	40	31								
chb10	7	12	35	55	18	55	18	55	18	55	18	55	chb13	12	55	18	
		20	70	58	17	58	17	58	17	58	17	58			58	17	
		27	65	59	62	59	62	59	62	59	62	59			62		
		30	158	60	22	60	22	60	22	60	22	60			22		
		31	76	62	65	62	65	62	65	62	65	62			65		
		38	89	62	65	62	65	62	65	62	65	62			65		
		89	54	62	57	62	57	62	57	62	57	62			57		

Fonte: elaborado pelos autores utilizando dados do PhysioNet (GOLDBERGER et al., 2000; PHYSIONET, 2016)

## ANEXO D– OUTROS EXEMPLOS DE ESPECTRO DE FREQUÊNCIA

### Espectro de frequência do primeiro caso

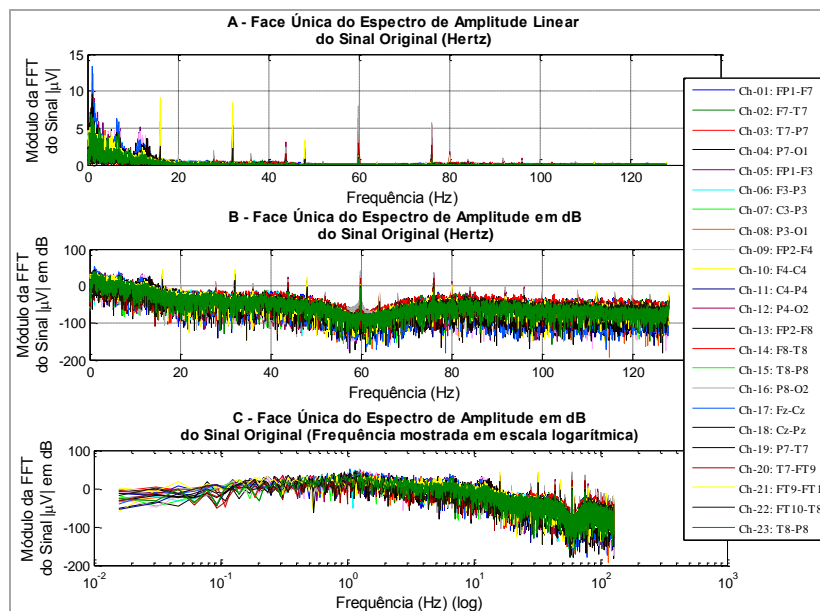


Figura 113 – Espectro de frequência da 3ª hora de registro do caso nº 01 (período com de crise de epilepsia; canais: todos; gênero: feminino; idade: 11 anos), sendo: (A) Escala linear de amplitude; (B) Escala de amplitude em dB e (C) Escala de Amplitude em dB e a frequência em escala logarítmica.

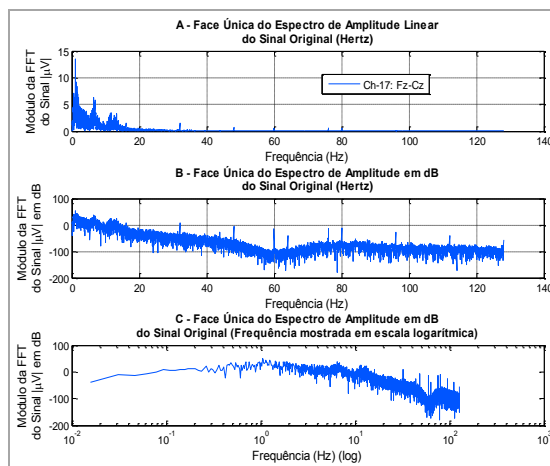


Figura 114 – Espectro de frequência da 3ª h de registro do caso nº 01 (período com de crise de epilepsia; canal-17: Fz-Cz; gênero: feminino; idade: 11 anos), sendo: (A) Escala linear de amplitude; (B) Escala de amplitude em dB e (C) Escala de Amplitude em dB e a frequência em escala logarítmica.

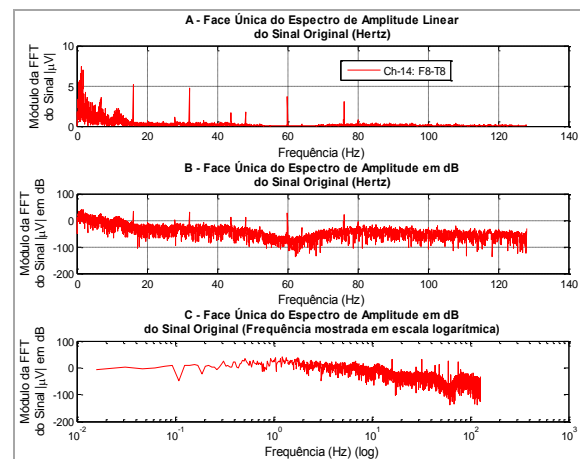


Figura 115 – Espectro de frequência da 10ª h de registro do caso nº 01 (período sem de crise de epilepsia; canal-14: F8-T8; gênero: feminino; idade: 11 anos), sendo: (A) Escala linear de amplitude; (B) Escala de amplitude em dB e (C) Escala de Amplitude em dB e a frequência em escala logarítmica.

## Espectro de Frequência do segundo caso

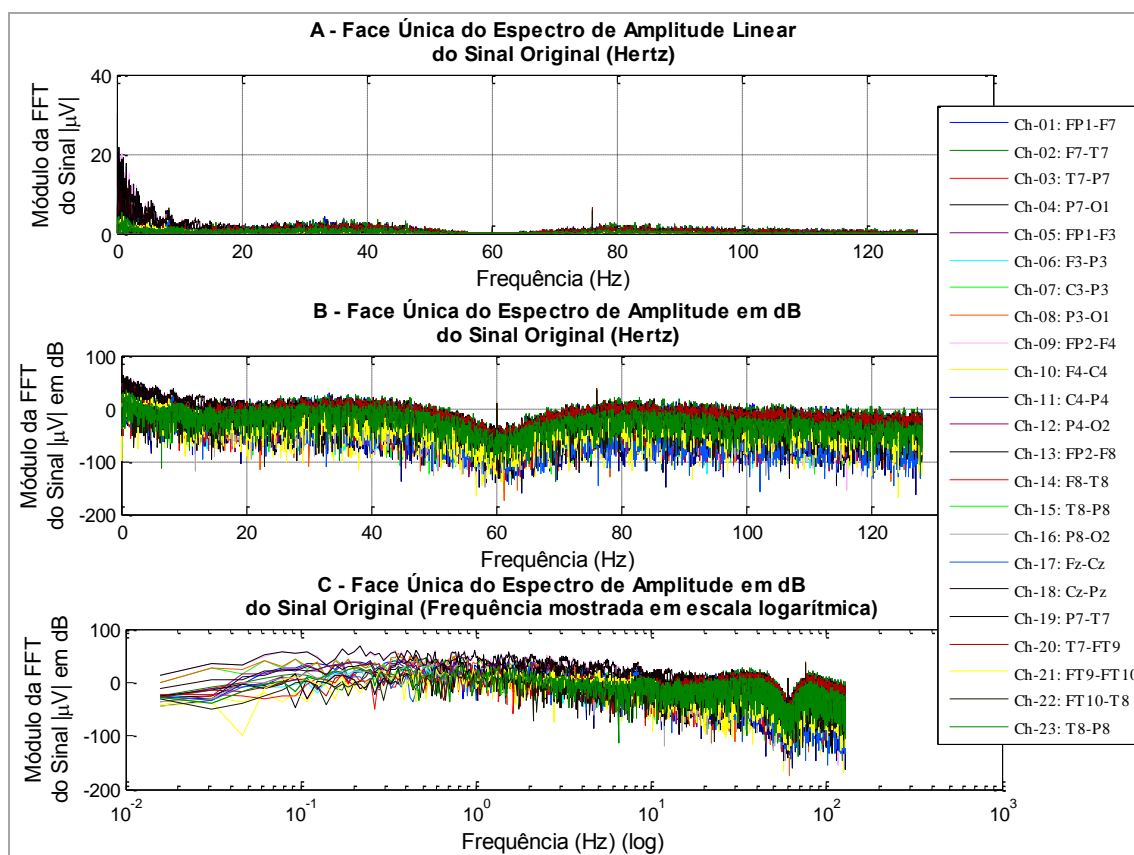


Figura 116 – Espectro de frequência da 19ª h de registro do caso n° 02 (período com de crise de epilepsia; todos canais; gênero: masculino; idade: 11 anos), sendo: (A) Escala linear de amplitude; (B) Escala de amplitude em dB e (C) Escala de Amplitude em dB e a frequência em escala logarítmica.

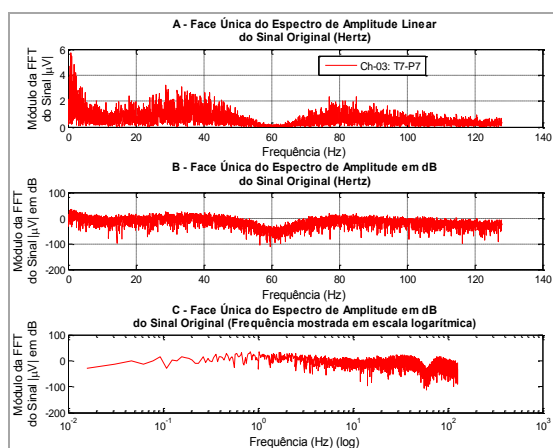


Figura 117 – Espectro de frequência da 19ª h de registro do caso n° 02 (período com de crise de epilepsia; canal-03: T7-P7; masculino; 11 a), sendo: Escala de Amplitude (A) linear; (B) em dB e (C) em dB e a frequência em escala logarítmica.

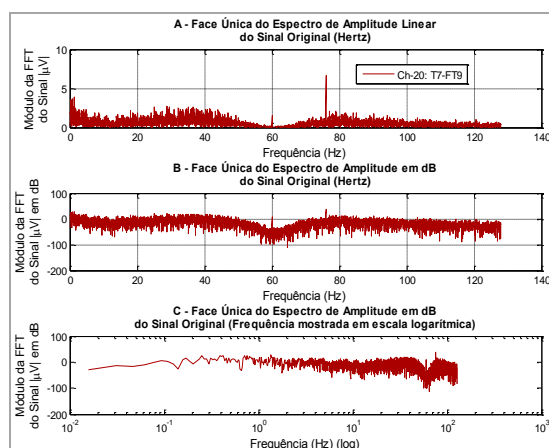


Figura 118 – Espectro de frequência da 19ª h de registro do caso n° 02 (período com de crise de epilepsia; canal-20: T7-FT9; masculino; 11 a), sendo: Escala de Amplitude (A) linear; (B) em dB e (C) em dB e a frequência em escala logarítmica.