



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CAMPUS FLORIANÓPOLIS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Samuel dos Santos Cardoso

**Plataforma para Aquisição de Sinais de Eletroencefalografia de Longa Duração,  
com Algoritmos Automáticos para Interpretação e Triagem de Recém-nascidos  
Acometidos por Patologias Neurológicas: NBS-Mx**

Florianópolis  
2022

Samuel dos Santos Cardoso

**Plataforma para Aquisição de Sinais de Eletroencefalografia de Longa Duração,  
com Algoritmos Automáticos para Interpretação e Triagem de Recém-nascidos  
Acometidos por Patologias Neurológicas: NBS-Mx**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação  
em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de  
Santa Catarina para a obtenção do título de mestre  
em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD

Florianópolis  
2022

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Cardoso, Samuel dos Santos

Plataforma para aquisição de sinais de eletroencefalografia de longa duração, com algoritmos automáticos para interpretação e triagem de recém-nascidos acometidos por patologias neurológicas : NBS-Mx / Samuel dos Santos Cardoso ; orientador, Jefferson Luiz Brum Marques, 2022.

177 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Florianópolis, 2022.

Inclui referências.

1. Engenharia Elétrica. 2. Engenharia Biomédica. 3. Eletroencefalografia em amplitude integrada. 4. Algoritmo para detecção de crises epiléticas e classificação dos padrões de fundo. 5. Plataforma para triagem de recém nascidos. I. Marques, Jefferson Luiz Brum. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

Samuel dos Santos Cardoso

**Plataforma para Aquisição de Sinais de Eletroencefalografia de Longa Duração,  
com Algoritmos Automáticos para Interpretação e Triagem de Recém-nascidos  
Acometidos por Patologias Neurológicas: NBS-Mx**

O presente trabalho em nível de mestrado foi avaliado e aprovado por banca  
examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Márcio Bender Machado, Dr.  
Instituto Federal de São Paulo (IFSP)

Prof. Adão Antonio de Souza Júnior, Dr.  
Instituto Federal Sul-rio-grandense (IFsul)

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi  
julgado adequado para obtenção do título de mestre em Engenharia Elétrica.

---

Prof. Richard Demo Souza, Dr.  
Coordenador em exercício do Programa

---

Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD  
Orientador

Florianópolis, 2022.

Dedico esse trabalho as pessoas mais importantes da minha vida: em especial a minha esposa Lidiane que me apoiou incondicionalmente durante essa jornada sem medir esforços para que esse momento fosse possível, a meu irmão Gustavo por todo o seu auxílio, a meu pai Marcelo pelo apoio e tudo que me ensinou, e carinhosamente a minha mãe Valéria por sempre me incentivar a realizar meus sonhos.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus, pois sem ele eu não teria traçado o meu caminho e chegado a meus objetivos.

A todos os professores do Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina, por dividirem o seu conhecimento. Em especial ao meu orientador professor Jefferson Luiz Brum Marques, pela disposição, dedicação, auxílio e pelas inúmeras conversas com as quais adicionaram muito a evolução do meu conhecimento.

Aos colegas e amigos de mestrado que de alguma forma me ajudaram nesta caminhada, especialmente à Mateus, Caio, Karla, Mariana, Victor, Igor, André, Esteferson e Carol. Com vocês o mestrado se tornou uma fase inesquecível da minha vida.

Em especial a minha esposa Lidiane pelo carinho, amor, companheirismo, amizade e pelo apoio incondicional durante todo o período dessa minha jornada principalmente nos momentos mais difíceis.

Agradeço a minha família, pelo apoio, incentivo e suporte durante toda a minha caminhada acadêmica.

Meus sinceros agradecimentos a todos aqueles que de alguma forma doaram um pouco de si para que a conclusão deste trabalho se tornasse possível.

Por fim, mas não menos importante agradeço a CAPES pelo apoio financeiro.

*"The only way to do great work is to love what you do."  
(Steve Jobs, 2005)*

## RESUMO

A asfixia perinatal e as lesões cerebrais relacionadas à prematuridade em recém-nascidos, constituem importantes causas de mortalidade neste grupo. No contexto descrito, os sinais de eletroencefalograma (EEG) e eletroencefalografia em amplitude integrada (aEEG) contribuem como importantes indicadores do comprometimento cerebral dos neonatos. Nestes sinais, a identificação do traçado patológico deve ser realizada para que a intervenção clínica seja feita a tempo para reduzir os danos neurológicos associados. Assim, a motivação desse projeto decorre da necessidade de ferramentas que agilizem o processo clínico decisório para que as intervenções sejam efetuadas. Nesta dissertação foi desenvolvida uma plataforma composta por um eletroencefalógrafo e um software, na qual há um conjunto de algoritmos automatizados para a avaliação neurológica do paciente. O *hardware* desenvolvido para aquisição dos sinais de EEG, possui 8 canais de entrada, conversor A/D de 24-bit, ganho programável, além de comunicação *Wi-Fi*. O sistema foi testado usando a ativação por abertura e fechamento ocular. Durante os testes os achados foram condizentes com os preceitos de qualidade apresentados nos serviços de rotina de EEG. Para a interpretação dos sinais foram desenvolvidos algoritmos para detecção de crises epiléticas, classificação dos padrões de fundo e identificação de pacientes com lesões neurológicas. A plataforma apresentou *SE* de 71,2% e *SP* de 85,9% para a identificação de crises epiléticas, bom desempenho *Score – F1  $\bar{p}_{total}$*  de 96,5% para classificação dos padrões de fundo, além de apresentar *SE* de 95,2% e *SP* de 87,5% para identificação de pacientes com lesões neurológicas, sendo que ambas as métricas mantiveram-se acima dos limites mínimos apresentados na literatura, o que indica um bom desempenho do sistema. Conclui-se que a plataforma se mostra adequada para auxiliar o processo clínico decisório, visto que a mesma apresentou *SE* e *SP* maiores que 85 e 82 %, respectivamente. Estes índices representam os valores mínimos descritos na literatura, quando especialistas fazem a interpretação clínica utilizando o aEEG. Portanto, os resultados preliminares indicam um bom desempenho da plataforma proposta.

**Palavras-chave:** Crises Epiléticas. Padrões de Fundo. Triagem. Eletroencefalografia. Eletroencefalografia em amplitude integrada. Recém-nascidos.



## ABSTRACT

Perinatal asphyxia and brain injuries related to prematurity in newborns are important causes of mortality in this group. In the described context, electroencephalogram (EEG) and amplitude-integrated electroencephalography (aEEG) signals contribute as important indicators of brain impairment in neonates. In these signals, the identification of the pathological trace must be performed so that clinical intervention is carried out in time to reduce the associated neurological damage. Thus, the motivation of this project stems from the need for tools that streamline the clinical decision-making process so that interventions are carried out. In this thesis, a platform composed of an electroencephalograph and a software was developed, in which there is a set of automated algorithms for the neurological assessment of the patient. The hardware developed for acquisition of the EEG signals has 8 input channels, 24-bit A/D converter, programmable gain and Wi-Fi communication. The system was tested using eye opening and closing activation. During the tests, the findings were consistent with the quality precepts presented in routine EEG services. Algorithms were developed to interpret the signals for the detection of epileptic seizures, classification of background patterns and identification of patients with neurological lesions. The platform presented *SE* of 71.2% and *SP* of 85.9% for the identification of epileptic seizures, good performance for the classification of background patterns with a *Score – F1 $\bar{p}_{total}$*  of 96.5%, in addition it presents *SE* of 95.2% and *SP* of 87.5% for the identification of patients with neurological injuries, and both metrics remained above the minimum limits presented in the literature, which indicates a good performance of the system. It was concluded that the platform is suitable to assist the clinical decision-making process, since the platform has presented *SE* and *SP* greater than 85 and 82 %, respectively. These indexes represent the minimum values described in the literature when specialists perform the clinical interpretation using the aEEG. Therefore, the preliminaries results indicate a good performance of the proposed platform.

**Keywords:** Seizures. Background Patterns. Screening. Electroencephalography. Amplitude-integrated Electroencephalography. Newborn.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração do sentido da condução iônica sobre a Estrutura de um neurônio. . . . .	29
Figura 2 – Potenciais de EEG de superfície gerados por grupos de células cerebrais causando a deflexão do equipamento de registro de EEG. . . . .	30
Figura 3 – Ilustração de alguns ritmos cerebrais presentes nos sinais de EEG. . . . .	31
Figura 4 – Ilustração do posicionamento dos eletrodos no sistema 10-20 sob (a) visão global lateral esquerda, (b) visão de topo e os reparos da linha sagital inferior. . . . .	32
Figura 5 – Registro de potenciais com o sistema (a) bipolar e (b) referencial. . . . .	33
Figura 6 – Sistema de condicionamento e digitalização de sinais de EEG. . . . .	34
Figura 7 – Diagrama de blocos do monitor de função cerebral incluindo o monitor de impedância. . . . .	38
Figura 8 – Fluxo de processamento do sinal do algoritmo de aEEG, onde em (a) é ilustrado o EEG filtrado, (b) o sinal filtrado retificado, (c) o envelope do sinal retificado com o máximo representado pelos pontos vermelho e os mínimos pelos pontos verdes a cada 15 segundos, (d) compressão temporal do sinal, (e) compressão logarítmica do sinal (traçado do aEEG) e (f) Traçado compacto do aEEG composto por linhas verticais. . . . .	39
Figura 9 – Disposição dos eletrodos utilizados no aEEG, ilustrando os canais 1 e 2, nas cores verde e vermelha, respectivamente, além do eletrodo de referência colocado sobre a testa. . . . .	40
Figura 10 – Padrões de fundo do aEEG, onde (a) apresenta o padrão contínuo, (b) descontínuo, (c) surto-supressão, (d) baixa voltagem e (e) inativo. . . . .	41
Figura 11 – Padrões de ciclo-vigília, ausente em (a), imaturo em (b) e desenvolvido em (c). . . . .	42
Figura 12 – Categorias de crises epilépticas, sendo em (a) isolada, (b) repetitiva e (c) estado de mal epiléptico. . . . .	43
Figura 13 – Diagrama de blocos representativo da arquitetura do sistema. . . . .	44
Figura 14 – Diagrama de blocos representando os componentes internos do ADS1299. . . . .	47
Figura 15 – Representação de uma única entrada analógica do ADS1299 e de seu respectivo circuito de multiplexação. . . . .	48
Figura 16 – Ilustração da frequência de corte do filtro passa-baixas digital presente no ADS1299. . . . .	49
Figura 17 – Filtro <i>anti-aliasing</i> inserido em cada uma das entradas do ADS1299 e sua resposta em frequência. . . . .	50

Figura 18 – Ilustração da operação de leitura dos dados no ADS1299. . . . .	51
Figura 19 – Forma de conectar os componentes externos ao circuito de polarização do ADS1299. . . . .	52
Figura 20 – Diagrama de blocos ilustrando o módulo MAq-Gd com as ligações dos submódulos de aquisição e gerenciamento de dados. . . . .	54
Figura 21 – Diagrama de blocos da tarefa principal do firmware <i>FreeRTOS</i> . . . . .	56
Figura 22 – Diagrama de blocos da tarefa de leitura do EEG. . . . .	57
Figura 23 – Diagrama de blocos da tarefa de envio de dados via <i>Wi-Fi</i> . . . . .	58
Figura 24 – Configuração para fixar a tarefa relativa ao TCP/IP no núcleo número 0. . . . .	59
Figura 25 – Configuração para otimização da <i>lwip</i> na IRAM. . . . .	59
Figura 26 – Ligação física e ilustração em diagrama de blocos da ligação entre o isolador e o ESP32 para isolar a comunicação serial. . . . .	60
Figura 27 – Esquema elétrico das conexões relativas ao ADS1299 utilizado no módulo MAq-Gd. . . . .	61
Figura 28 – Esquema elétrico das conexões relativas ao ESP32 utilizado no módulo MAq-Gd. . . . .	62
Figura 29 – Diagrama de blocos do circuito contido do módulo MReg-Gc. . . . .	63
Figura 30 – Esquema elétrico do circuito controlador de carga das baterias do ADS1299 MReg-Gc contido no MReg-Gc. . . . .	67
Figura 31 – Esquema elétrico dos circuitos isolamento, filtragem e regulação da tensão de alimentação do ADS1299. . . . .	67
Figura 32 – Diagrama de ligação do circuito responsável por alimentar o ESP32. . . . .	68
Figura 33 – Diagrama ilustrativo sobre a interação dos módulos do software. . . . .	70
Figura 34 – Fluxograma de funcionamento da tarefa de detecção de impedância de contato. . . . .	73
Figura 35 – Diagrama da arquitetura de funcionamento da biblioteca RTGraph para Python. . . . .	74
Figura 36 – Ilustração de como os dados transferidos do ESP32 são recebidos e particionados no software até o dado digital de cada canal ser recuperado. . . . .	75
Figura 37 – Ilustração em diagrama de blocos do processamento dos sinais de EEG e ECG, onde o canal 8 do EEG e o canal correspondente ao ECG estão tracejados, pois o software processa um ou outro devido as limitações do hardware. . . . .	76
Figura 38 – Ilustração em diagrama de blocos do processamento do sinal de EEG para aEEG. . . . .	77
Figura 39 – Gabarito do filtro com banda assimétrica de 2 a 15Hz comparado ao gabarito ideal. . . . .	78

Figura 40 – Sinal de EEG de uma derivação O1-C3. . . . .	79
Figura 41 – EEG retificado e envoltória detectada pelo algoritmo proposto por ZHANG e DING (2013). . . . .	80
Figura 42 – aEEG obtido utilizando a envoltória detectada pelo algoritmo proposto por ZHANG e DING (2013). . . . .	81
Figura 43 – EEG retificado e envoltória detectada pelo algoritmo proposto por VESOULIS <i>et al.</i> (2020). . . . .	82
Figura 44 – aEEG obtido utilizando a envoltória detectada pelo algoritmo proposto por VESOULIS <i>et al.</i> (2020). . . . .	82
Figura 45 – EEG retificado e envoltória detectada pelo filtro proposto. . . . .	83
Figura 46 – aEEG obtido utilizando a envoltória detectada pelo algoritmo proposto. . . . .	84
Figura 47 – EEG retificado e envoltória detectada pela Transformada Hilbert. . . . .	84
Figura 48 – aEEG obtido utilizando a envoltória detectada pela Transformada Hilbert. . . . .	85
Figura 49 – Ilustração dos pontos terminais obtidos a cada segmento de 15 s de sinal. . . . .	86
Figura 50 – Traçado denso definido entre os pontos terminais ilustrados na escala definida pela Equação (1). . . . .	87
Figura 51 – Ilustração do processo de compressão temporal do traçado com taxa de compressão de 4,8 cm/hr. . . . .	88
Figura 52 – Sinal de aEEG com taxa de compressão de 6 cm/hr. . . . .	89
Figura 53 – Diagrama de blocos ilustrando a interação entre os módulos do processo de exibição on-line dos sinais de aEEG. . . . .	90
Figura 54 – Ilustração de como abrir o arquivo de registro no <i>EEGLAB</i> , onde (a) ilustra o passo 1 e (b) os passos 2, 3, 4 e 5. . . . .	91
Figura 55 – Diagrama de blocos ilustrando a interação entre os elementos gráficos e os processos acionados pelos elementos. . . . .	93
Figura 56 – Ilustração da margem superior em laranja, linha de base superior em roxo, margem inferior em azul e linha de base inferior em verde em um trecho de aEEG. . . . .	95
Figura 57 – Ilustração das margens superior e inferior com suas linhas de base deslocadas até zero e uma crise ilustrada no início do trecho. . . . .	96
Figura 58 – Diagrama de blocos do fluxograma do algoritmo de detecção de crises epiléticas. . . . .	97
Figura 59 – Continuação do diagrama de blocos do fluxograma do algoritmo de detecção de crises epiléticas. . . . .	98
Figura 60 – Comparação das margens inferior e superior obtidas com o filtro de média móvel e com o filtro passa-baixas <i>Butterworth</i> . . . . .	99

Figura 61 – Diagrama de blocos simplificado sobre o algoritmo de classificação dos traçados de fundo do aEEG. . . . .	102
Figura 62 – Diagrama com o fluxo de execução da função <i>Classify_patterns</i> aplicada as derivações O1-C3, O2-C4, F1-C3, F2-C4. . . . .	103
Figura 63 – Vetor de classificação de cada um dos canais e a formação do vetor resultante conforme a atribuição dos pesos definidos para o algoritmo.	105
Figura 64 – Diagrama de blocos simplificado sobre o algoritmo de triagem automática dos recém-nascidos com possíveis encefalopatias. . . . .	106
Figura 65 – Diagrama com o fluxo de execução da função <i>Screening_Newborn</i> aplicada as derivações O1-C3, O2-C4, F1-C3, F2-C4. . . . .	107
Figura 66 – Esboço do gabinete modular em que a placa frontal vai encaixada. .	109
Figura 67 – (a) Parte superior do gabinete, (b) Parte inferior do gabinete. (c) Envolvimento da placa frontal para encaixe no MAq-Gd. . . . .	109
Figura 68 – Matriz de confusão dimensão 2x2. . . . .	116
Figura 69 – (a) ilustração da face superior do MAq-Gd, versão 2, onde a região 1, contempla o conector das alimentações digital e analógica do ADS1299; a região 2 envolve o conector de alimentação do ESP32 e a região 3 envolve o conector DB25, onde a placa frontal é conectada para realizar as conexões dos canais; (b) ilustração da face inferior do mesmo módulo, no qual as regiões 4 e 5, abrangem os planos de terra digital e analógico, respectivamente. . . . .	120
Figura 70 – PCI do MReg-Gc utilizada para fornecer as tensões digital e analógica do ADS1299. . . . .	121
Figura 71 – PCI frontal para modificar as derivações adicionadas ao MAq-Gd. .	122
Figura 72 – PCI frontal conectada ao MAq-Gd. . . . .	123
Figura 73 – (a) Lado inferior do gabinete, (b) lado superior do gabinete, (c) lado do envólucro que encaixa no gabinete e faz a placa frontal encaixar no MAq-Gd, (d) lado externo do envólucro da placa frontal e (e) cabos que são conectados ao lado externo da placa frontal. . . . .	124
Figura 74 – Protótipo final do eletroencefalógrafo de 8 canais ilustrado sob várias perspectivas. . . . .	125
Figura 75 – Ilustração dos achados do processo de ativação no domínio do tempo, onde a área delimitada pelo retângulo vermelho demonstra o ritmo Alpha que surge ao voluntário fechar os olhos. . . . .	126
Figura 76 – Ilustração do espectro de potência da gravação de EEG, em que o traçado azul é o espectro de potência do EEG quando o voluntário encontrava-se de olhos fechados e o traço em vermelho o espectro de potência quando o voluntário encontrava-se de olhos abertos. . .	127

Figura 77 – (a) Sinal de ECG obtido no eletrocardiógrafo modelo <i>Compassus 3000</i> da marca <i>Alfamed</i> e (b) ECG obtido no protótipo desenvolvido neste trabalho. . . . .	127
Figura 78 – (a) EMG obtido com o protótipo desenvolvido neste trabalho e (b) sinal de EMG aferido pelo sensor de eletromiografia <i>biosignalsplux</i> . . . . .	128
Figura 79 – (a) Tela de login do sistema, onde sobre a barra lateral em azul ficam os botões de navegação e (b) interface de configuração de tempo das coletas e do uso ou não dos filtros, onde a área delimitada pelo retângulo roxo compreende os <i>textbox</i> para definir o tempo das coletas e habilitar os filtros. . . . .	129
Figura 80 – (a) Módulo de cadastro do paciente, em que a seleção é realizada pressionando o cursor do mouse sobre o ID do paciente (b) interface de registro dos dados gestacionais e do paciente recém-nascido. . . . .	130
Figura 81 – (a) Interface do módulo de aquisição e visualização dos sinais em tempo real, onde são realizadas todas as configurações e apresentação dos sinais (b) interface de aquisição quando o <i>CheckBox</i> do ECG é selecionado de modo que o <i>display</i> mostre somente esse sinal. . . . .	132
Figura 82 – (a) Janela secundária para a visualização dos canais/derivações com a impedância adequada para o exame do exemplo da Figura 81 (b) interface da janela secundária com monitor aberto apresentando o sinal de EEG das derivações C3-O1 e C4-O2 de um voluntário saudável. . . . .	133
Figura 83 – (a) interface da janela secundária com monitor de EEG e outros sinais fisiológicos apresentando o sinal de ECG de um voluntário adulto e (b) interface da janela secundária com monitor de aEEG aberto apresentando o sinal de aEEG da derivação C3-Cz de um voluntário adulto. . . . .	134
Figura 84 – (a) Interface da guia do submódulo EEGLAB utilizada no módulo de análise e processamento de sinais e (b) exemplo de análise espectral de alguns sinais senoidais simulados pela plataforma, sendo realizada com auxílio do submódulo EEGLAB. . . . .	135
Figura 85 – (a) interface do EEGLAB apresentando o sinal de EEG de um voluntário adulto com com um artefato ocular visível, sendo filtrado pela <i>toolbox</i> e (b) Sinal de ECG de um voluntário adulto filtrado no EEGLAB. . . . .	136
Figura 86 – Ilustração da guia de análise de EEG durante o exame em um paciente saudável, onde o sinal observado é pertinente a derivação C4-O2 com proeminência do ritmo Alpha. . . . .	137

Figura 87 – Ilustração da guia de análise de EEG (a) durante o exame em um paciente saudável, onde o sinal observado é pertinente a derivação C3-O1 com ritmo Alpha reduzindo enquanto ondas mais lentas ficam mais proeminentes (b) durante uma coleta realizada em um paciente saudável quando o mesmo promove propositalmente artefatos oculares sobre o EEG. . . . .	138
Figura 88 – Ilustração da interface da guia para análise de aEEG, onde é ilustrado o sinal de aEEG de uma paciente saudável em roxo, e as linhas de tendência para análise médica das margens inferior (traço vermelho) e superior (traço verde). . . . .	139
Figura 89 – (a) Interface do módulo de classificação dos sinais e triagem automática dos pacientes apresentando o resultado da análise feita em um paciente com problemas neurológicos e (b) ilustra o resultado de classificação em um paciente neurologicamente saudável. . . . .	140
Figura 90 – Ilustração dos gráficos de aEEG processados, onde os gráficos apresentados nas linhas 2, 3 e 5 são de pacientes com problemas neurológicos e os gráficos das linhas 1, 4 e 6 são de pacientes neurologicamente saudáveis. . . . .	141
Figura 91 – Matriz de confusão obtida durante a classificação dos segmentos de crise e não crise. . . . .	142
Figura 92 – (a) Matriz de confusão absoluta obtida durante a classificação dos padrões de fundo do aEEG e (b) a mesma matriz de confusão correspondente, normalizada. . . . .	143
Figura 93 – (a) Matriz de confusão absoluta obtida durante a classificação dos pacientes com e sem problemas neurológicos e (b) a respectiva matriz normalizada. . . . .	145
Figura 94 – Sinais de aEEG durante a primeira coleta relativos as derivações (a) C3-O1, (b) C4-O2, (c) F1-C3 e (d) F2-C4 . . . . .	146
Figura 95 – Ilustração da classificação realizada pelo software classificando o paciente como neurologicamente saudável. . . . .	147
Figura 96 – aEEG relativo a derivação C3-O1 durante a segunda coleta. . . . .	147
Figura 97 – aEEG relativo a derivação C4-O2 durante a segunda coleta. . . . .	148
Figura 98 – Classificação realizada pelo <i>software</i> sugerindo um paciente neurologicamente saudável. . . . .	148
Figura 99 – aEEG relativo a derivação (a) C3-O1 e (b) C4-O2, durante a terceira coleta. . . . .	149
Figura 100–Classificação realizada pelo <i>software</i> sugerindo um paciente neurologicamente saudável durante a terceira coleta. . . . .	150

Figura 101— <i>a</i> EEG relativo a derivação (a) C3-O1 e (b) C4-O2, durante a quarta coleta. . . . .	150
Figura 102—Classificação realizada pelo <i>software</i> sugerindo um paciente neurologicamente saudável durante a quarta coleta. . . . .	151
Figura 103—Pinagem da plataforma de desenvolvimento ESP32-DEV KIT V1. . .	179
Figura 104—Pinagem e LEDs indicadores do submódulo TP4056. . . . .	180
Figura 105—Pinagem e LEDs indicadores do submódulo Powerboost 1000C. . .	181
Figura 106—Pinagem do módulo conversor <i>boost</i> MT3608. . . . .	181



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação de características entre os AFEs disponibilizados pelos fabricantes <i>Texas Instruments</i> (TI) e <i>Intan Technologies</i> (IT) para aquisição de biosinais. . . . .	45
Tabela 2 – Configurações utilizadas nos registradores do ADS1299 para realizar os processos de aquisição, teste com onda quadrada e teste de medição da alimentação . . . . .	52
Tabela 3 – Características consideradas para a escolha dos submódulos de carga . . . . .	65
Tabela 4 – Características dos conversores DC/DC isolados e dos reguladores de tensão . . . . .	66
Tabela 5 – Bibliotecas/ <i>Toolkit/ToolBox</i> utilizadas para o desenvolvimento do software do MPr-Vd. . . . .	69
Tabela 6 – Classificação do aEEG conforme atividade de base . . . . .	100
Tabela 7 – Configurações do eletroencefalógrafo e os <i>jumps</i> que devem ser fechados para obter cada uma das configurações. . . . .	122
Tabela 8 – Tabela dos parâmetros de avaliação do algoritmo para detecção de intervalos com eventos epileptiformes . . . . .	142
Tabela 9 – Tabela dos parâmetros de avaliação do algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados de fundo do aEEG . . . . .	143
Tabela 10 – Tabela dos parâmetros de avaliação do algoritmo para triagem dos pacientes . . . . .	144
Tabela 11 – Comparação entre dispositivos comerciais e o desenvolvido neste trabalho . . . . .	152
Tabela 12 – Comparação entre algoritmos para detecção de crises epiléticas e o desenvolvido neste trabalho . . . . .	154
Tabela 13 – Comparação entre o algoritmo para classificação dos padrões de fundo desenvolvido em MOGHADAM et al. (2021) e o proposto neste trabalho . . . . .	155
Tabela 14 – Comparação entre algoritmos para triagem de recém-nascidos com suspeitas de lesões cerebrais . . . . .	156
Tabela 15 – Características consideradas para a escolha da plataforma . . . . .	179

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Analógico-Digital
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AC	Acurácia
aEEG	Eletroencefalografia em amplitude integrada
AFE	<i>Analog Front-End</i>
AI	Amplificador de Instrumentação
AO	Abertura Ocular
AP	Asfixia Perinatal
ASCII	<i>American Standard Code for Information Interchange</i>
ASIC	<i>Application Specific Integrated Circuit</i>
AVDD	<i>Analog Supply</i>
AVSS	<i>Analog Ground</i>
BIDMC	<i>Beth Israel Deaconess Medical Center</i>
CAAE	Certificado de Apresentação de Apreciação Ética
CI	Circuito Integrado
CMRR	Razão de Rejeição de Modo Comum
CS	<i>Chip Select</i>
DATASUS	Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde do Brasil
DC	<i>Direct Current</i>
DC/DC	<i>Direct Current to Direct Current</i>
DIN	<i>Data Input</i>
DMA	<i>Direct Memory Access</i>
DOUT	<i>Data Output</i>
DRDY	<i>Data Ready</i>
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma ou Eletroencefalografia
EHI	Encefalopatia Hipóxico-Isquêmica
ES	<i>Espressif System</i>
EUA	Estados Unidos da America
FIR	<i>Finite Impulse Response</i>
FP	Falsos-Positivos
FreeRTOS	<i>Free Real Time Operating System</i>
HPIV	Hemorragias Periventriculares ou Intraventriculares
I2C	Inter-Integrated Circuit
IC	Idade Concepcional
ICA	<i>Independent Component Analysis</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>

IEB-UFSC	Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina
IEC	<i>International Eletrotechnical Comission</i>
IG	Idade Gestacional
IIR	<i>Infinite Impulse Response</i>
INxN	Entrada Negativa
INxP	Entrada Positiva
IRAM	<i>Intelligent Random Access Memory</i>
IT	<i>Intan Technologies</i>
LDO	<i>Low Drop Out</i>
LED	<i>Light-Emitting Diode</i>
LPV	Leucomalácia Periventricular
MAq-Gd	Módulo de Aquisição e Gerenciamento de Dados
MIT	<i>Massachusetts Institute of Technology</i>
MLCC	<i>Multilayer ceramic capacitors</i>
MPr-Vd	Módulo de Processamento e Visualização de Dados
MReg-Gc	Módulo de Regulação e Gerenciamento de Carga
NBR	Norma Brasileira
NBS-Mx	<i>Neurological Monitor for Newborn Screening</i>
NIRS	<i>Near-infrared spectroscopy</i>
OpenAIRE	<i>European project supporting Open Science</i>
PCI	Placa de Circuito Impresso
PGA	<i>Programmable Gain Amplifier</i> - Amplificador de Ganho Programável
PR	Precisão
PSRR	<i>Power Supply Rejection Ratio</i> - Taxa de rejeição da fonte
RLD	<i>Right Leg Drive</i> - Drive de Perna Direita
RN	Recém-Nascido
ROM	<i>Read-Only Memory</i>
RTOS	<i>Real Time Operating System</i>
SCLK	<i>Serial Clock</i>
SDC-X	<i>Screening for Diabetes Complications</i>
SE	Sensibilidade
SP	Especificidade
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SRAM	<i>Static Random Acess Memory</i>
TCP/IP	<i>Transmission Control Protocol/Internet Protocol</i>
TI	<i>Texas Instruments</i>
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

UTF-8	<i>8-Bit Universal Character Set Transformation Format</i>
UTIN	Unidade de Terapia Intensiva Neonatal
VN	Verdadeiros-Negativos
VP	Verdadeiros-Positivos
VREFN	Tensão de Referência Negativa
VREFP	Tensão de Referência Positiva
Wi-Fi	<i>Wireless Fidelity</i>

## LISTA DE SÍMBOLOS

$V_{p-p}$	Volt de Pico a Pico
$bps$	Bit por Segundo
$VRMS$	Volt Eficaz

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>24</b>
1.1	OBJETIVOS	26
<b>1.1.1</b>	<b>Objetivo geral</b>	<b>26</b>
<b>1.1.2</b>	<b>Objetivos específicos</b>	<b>26</b>
1.2	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	27
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>28</b>
2.1	CONCEITOS BÁSICOS SOBRE ELETROENCEFALOGRAFIA	28
<b>2.1.1</b>	<b>Origem dos potenciais elétricos do EEG</b>	<b>29</b>
<b>2.1.2</b>	<b>Ritmos cerebrais</b>	<b>30</b>
<b>2.1.3</b>	<b>Montagem dos eletrodos, posicionamento e nomenclatura</b>	<b>32</b>
<b>2.1.4</b>	<b>Sistema de referência dos sinais de eletroencefalografia</b>	<b>33</b>
<b>2.1.5</b>	<b>Aspectos técnicos para aquisição e condicionamento de sinais de EEG</b>	<b>33</b>
2.2	ELETROENCEFALOGRAFIA EM NEONATOS	35
<b>2.2.1</b>	<b>Montagem dos eletrodos em neonatos</b>	<b>35</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Atividade base e prognóstico</b>	<b>35</b>
2.2.2.1	Padrões eletrográficos normais	35
2.2.2.2	Padrões eletrográficos anormais	36
2.3	ELETROENCEFALOGRAFIA EM AMPLITUDE INTEGRADA	37
<b>2.3.1</b>	<b>Princípios de funcionamento da eletroencefalografia em amplitude integrada</b>	<b>37</b>
2.3.1.1	Eletroencefalografia em amplitude integrada analógica	37
2.3.1.2	Eletroencefalografia em amplitude integrada digital	38
<b>2.3.2</b>	<b>Eletroencefalografia em amplitude integrada em neonatos</b>	<b>39</b>
2.3.2.1	Aspectos gerais	39
2.3.2.2	Atividade de fundo ou de base	40
2.3.2.3	Ciclo sono-vigília	42
2.3.2.4	Atividade epiléptica	42
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>44</b>
3.1	ARQUITETURA DO SISTEMA	44
3.2	MÓDULO DE AQUISIÇÃO E GERENCIAMENTO DE DADOS: MAQ-GD	45
<b>3.2.1</b>	<b>Submódulo de Aquisição: ADS1299</b>	<b>46</b>
3.2.1.1	Canais de entrada analógica e filtros <i>anti-aliasing</i>	48
3.2.1.2	Interface de comunicação digital do ADS1299	50
3.2.1.3	Circuito de equipotencialização - <i>Drive</i> de polarização ( <i>BIAS</i> )	51
3.2.1.4	Configurações dos registradores do ADS1299	52
<b>3.2.2</b>	<b>Submódulo de gerenciamento de dados: ESP32</b>	<b>53</b>

3.2.2.1	Caracterização e funcionalidades . . . . .	53
3.2.2.2	<i>Firmware</i> e interconexão dos submódulos do MAq-Gd . . . . .	54
3.2.2.3	Isolador para comunicação serial do ESP32 . . . . .	59
<b>3.2.3</b>	<b>Esquema elétrico do MAq-Gd . . . . .</b>	<b>61</b>
3.3	MÓDULO DE REGULAÇÃO E GERENCIAMENTO DE CARGA: MREG-GC . . . . .	62
<b>3.3.1</b>	<b>Submódulos de gerenciamento de carga: PowerBoost 1000C e TP4056 . . . . .</b>	<b>64</b>
<b>3.3.2</b>	<b>Circuitos de Isolação e regulação de tensão . . . . .</b>	<b>65</b>
<b>3.3.3</b>	<b>Esquema elétrico do MReg-Gc . . . . .</b>	<b>66</b>
3.4	MÓDULO DE PROCESSAMENTO E VISUALIZAÇÃO DE DADOS: MPR-VD . . . . .	68
<b>3.4.1</b>	<b>Arquitetura e desenvolvimento do Software NBS-Mx . . . . .</b>	<b>69</b>
<b>3.4.2</b>	<b>Módulo de cadastro dos pacientes . . . . .</b>	<b>71</b>
<b>3.4.3</b>	<b>Módulo de aquisição e visualização de sinais em tempo real . . . . .</b>	<b>72</b>
3.4.3.1	Algoritmo de avaliação da impedância de contato . . . . .	72
3.4.3.2	Algoritmo de processamento e criação dos gráficos de EEG e ECG . . . . .	73
3.4.3.3	Algoritmo de processamento e criação dos gráficos de aEEG . . . . .	77
<b>3.4.4</b>	<b>Módulo de análise e processamento de sinais . . . . .</b>	<b>90</b>
3.4.4.1	Submódulo de análise do EEG: <i>Toolbox EEGLAB</i> . . . . .	90
3.4.4.2	Submódulo de análise do aEEG . . . . .	92
<b>3.4.5</b>	<b>Módulo de classificação dos sinais e triagem automática dos pacientes . . . . .</b>	<b>94</b>
3.4.5.1	Algoritmo para detecção de intervalos com eventos epileptiformes . . . . .	94
3.4.5.2	Algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados de fundo do aEEG . . . . .	98
3.4.5.3	Algoritmo para triagem automática de recém-nascidos com possíveis encefalopatias . . . . .	104
3.5	ENVÓLUCRO DOS MÓDULOS FÍSICOS E CONECTORES . . . . .	108
3.6	AVALIAÇÃO DO SISTEMA E CONSIDERAÇÕES ÉTICAS . . . . .	110
<b>3.6.1</b>	<b>Considerações éticas do trabalho . . . . .</b>	<b>110</b>
<b>3.6.2</b>	<b>Metodologia de validação do <i>hardware</i> . . . . .</b>	<b>110</b>
<b>3.6.3</b>	<b>Metodologia de validação dos algoritmos do <i>software</i> . . . . .</b>	<b>111</b>
3.6.3.1	Banco de dados B1 . . . . .	111
3.6.3.2	Banco de dados B2 . . . . .	112
3.6.3.3	Metodologia de validação do algoritmo para detecção de intervalos com eventos epileptiformes . . . . .	113
3.6.3.4	Metodologia de validação do algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados de fundo do aEEG . . . . .	114

3.6.3.5	Metodologia de validação do algoritmo para triagem automática de recém-nascidos com possíveis encefalopatias . . . . .	114
3.6.3.6	Métricas de avaliação do desempenho . . . . .	115
<b>4</b>	<b>RESULTADOS . . . . .</b>	<b>119</b>
4.1	HARDWARE: ELETROENCEFALÓGRAFO DE 8 CANAIS . . . . .	119
4.1.1	<b>Desenvolvimento dos módulos MAq-Gd e MReg-Gc . . . . .</b>	<b>119</b>
4.1.2	<b>Desenvolvimento da PCI frontal para adaptação do MAq-Gd . . . . .</b>	<b>122</b>
4.1.3	<b>Gabinete, cabos e protótipo final . . . . .</b>	<b>123</b>
4.1.4	<b>Validação do <i>Hardware</i> . . . . .</b>	<b>125</b>
4.2	SOFTWARE . . . . .	128
4.2.1	<b>Interface Gráfica . . . . .</b>	<b>128</b>
4.2.1.1	Interface do módulo de registro dos pacientes . . . . .	130
4.2.1.2	Interface do módulo de aquisição e visualização de sinais em tempo real . . . . .	131
4.2.1.3	Interface do módulo de análise e processamento de sinais . . . . .	134
4.2.1.4	Interface do módulo de classificação dos sinais e triagem automática dos pacientes . . . . .	139
4.2.2	<b>Resultados do processamento do EEG em aEEG . . . . .</b>	<b>141</b>
4.2.3	<b>Validação do Algoritmo para detecção de intervalos com eventos epileptiformes . . . . .</b>	<b>142</b>
4.2.4	<b>Validação do Algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados de fundo do aEEG . . . . .</b>	<b>143</b>
4.2.5	<b>Validação do Algoritmo para triagem automática de recém-nascidos com possíveis encefalopatias . . . . .</b>	<b>144</b>
4.3	AVALIAÇÃO PRÁTICA DA PLATAFORMA . . . . .	145
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO . . . . .</b>	<b>152</b>
5.1	AVALIAÇÃO DO ELETROENCEFALÓGRAFO . . . . .	152
5.2	AVALIAÇÃO DOS ALGORITMOS E DA PLATAFORMA . . . . .	154
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO . . . . .</b>	<b>157</b>
6.1	TRABALHOS FUTUROS . . . . .	158
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>159</b>
	<b>APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO . . . . .</b>	<b>171</b>
	<b>ANEXO A – PINAGEM E CARACTERÍSTICAS DOS COMPONENTES UTILIZADOS NO MAQ-GD E MREG-GC . . . . .</b>	<b>179</b>



## 1 INTRODUÇÃO

No contexto global, estima-se que as principais causas relativas à morbidade e mortalidade em recém-nascidos (RN) sejam devido a infecções, pré-maturidade e asfixia (LAWN; COUSENS; ZUPAN, 2005). No Brasil, centros de saúde apontam a asfixia perinatal (AP) como uma das principais causas da mortalidade neonatal precoce (DARIPA *et al.*, 2013; ALMEIDA, M.; GUINSBURG, 2016; MACHADO; LAVOR, 2017; FERNANDES *et al.*, 2020). Esta condição decorre da baixa oxigenação sanguínea que fica comprometida durante o período intraparto e gera múltiplas alterações no organismo, comprometendo principalmente o sistema neurológico do RN (TAKAZONO; GOLIN, 2013). Além da AP, problemas relacionados à prematuridade aliados ao baixo peso também são uma importante causa de mortalidade entre os neonatos (TADIELO *et al.*, 2013; MAGALHÃES, L., 2016; MAGALHÃES, L. V. *et al.*, 2017, 2018).

Com relação a AP, a consequência mais grave antes do óbito é a encefalopatia hipóxico-isquêmica (EHI) que ocorre em aproximadamente 35% dos RN que são acometidos pela AP (BRASIL, 2014a). O quadro neurológico da EHI varia conforme o comprometimento encefálico e o período transcorrido entre o fenômeno asfíxico e o momento da avaliação neurológica clínica do RN (TAKAZONO; GOLIN, 2013). O evento hipóxico costuma ocorrer no período intrauterino desencadeando conformações circulatórias em resposta (TAKAZONO; GOLIN, 2013). Estas conformações incluem a redução da utilização de oxigênio e redução da frequência cardíaca que, em um primeiro momento, preservam os órgãos do sistema nervoso central, coração e as glândulas adrenais (BRASIL, 2014a). Entretanto, com a evolução do processo de hipóxia-isquemia ocorre a redução da perfusão sanguínea encefálica, a qual leva ao dano neuronal e outras disfunções associadas (TAKAZONO; GOLIN, 2013; BRASIL, 2014a).

Com relação à prematuridade, dados apresentados por GUINSBURG *et al.* (2016), apontam que no Brasil ocorre o nascimento de aproximadamente 350 mil prematuros a cada ano, dos quais 40 mil possuem muito baixo peso ( $\leq 1,5$  Kg), sendo que a mortalidade nesse grupo varia de 8 a 25% para diferentes centros de saúde (MAGALHÃES, L., 2016; GUINSBURG *et al.*, 2016). Dados relativos ao Estado de Santa Catarina no ano de 2018, os quais foram obtidos no sistema DATASUS, apontam uma taxa de óbito no grupo de prematuros, de aproximadamente 5,3%, sendo uma das menores do país (BRASIL, 2018a, 2018b). Tal fato pode ser explicado pelos avanços dos cuidados neonatais e conseqüente maior sobrevivência desses pacientes (HORBAR *et al.*, 2012; BRASIL, 2014b; VOLPE, 2009). Entretanto, com estes avanços houve um aumento considerável dessa população no Brasil, gerando uma grande quantidade de crianças com deficiências, incluindo a paralisia cerebral e a deficiência intelectual (19 %) (BRASIL, 2014b, 2014a). Outros problemas associados a lesões no período

neonatal são comuns em prematuros de baixo peso ao nascer e incluem às hemorragias periventriculares ou intraventriculares (HPIV) e lesões de substância branca representadas pela leucomalácia periventricular (LPV) (VOLPE, 2009; MAGALHÃES, L., 2016).

As HPIV se originam em regiões periventriculares altamente vascularizadas da matriz germinativa e são classificadas em quatro categorias: (a) Hemorragia da matriz germinativa subependimária (Grau I); (b) Progressão do sangramento para os ventrículos sem dilatação destes (Grau II); (c) Hemorragia intraventricular com dilatação dos ventrículos (Grau III) e (d) Hemorragia com infarto periventricular (Grau IV) (PAPILE *et al.*, 1978). Já a LPV pode ser classificada em cística e não cística. A LPV cística é caracterizada por áreas multifocais de necrose que evoluem para cistos na matéria branca cerebral profunda. Por outro lado, a LPV não cística caracteriza-se pela evolução mais gradual da necrose focal, resultando em cicatrizes gliais. Tanto as HPIV e a LPV tem relação com desfechos neurológicos adversos desde o desenvolvimento de deficiências leves a mais graves como a paralisia cerebral e deficiência intelectual (NEVES; ARAÚJO, 2015; MAGALHÃES, L., 2016).

No caso da encefalopatia hipóxico-isquêmica, o diagnóstico é embasado em informações obtidas no histórico perinatal do bebê e em exames clínicos neurológicos que, em conjunto com outros exames complementares, possibilitam determinar o local da lesão, sua extensão e o prognóstico para o RN (MACHADO; LAVOR, 2017). Neste contexto, o diagnóstico e tratamento precoces são essenciais para reduzir os efeitos lesivos hipóxico-isquêmicos (MACHADO; LAVOR, 2017). De acordo com a Academia Americana de Pediatria, índices como o Apgar e a acidemia do sangue do cordão umbilical não podem ser utilizados isoladamente como critério para o diagnóstico de AP, sendo necessário também constatar a ocorrência de manifestações neurológicas e disfunções multissistêmicas conforme a avaliação dos seguintes critérios (DEL RÍO *et al.*, 2016; BRASIL, 2014a):

1. Acidemia metabólica ou mista profunda ( $\text{pH} < 7,0$ ) em sangue arterial de cordão umbilical;
2. Escore Apgar de 0 a 3 por mais de cinco minutos;
3. Manifestações neurológicas no período neonatal como convulsões, hipotonia, hiporreflexia, coma e outras;
4. Alterações nos sistemas, cardiovascular, gastrointestinal, pulmonar, hematológico ou renal.

Neste cenário, a eletroencefalografia em amplitude integrada (aEEG) tem se mostrado como uma boa ferramenta, em conjunto com os demais critérios, para o diagnóstico e prognóstico de neonatos com EHI (DEL RÍO *et al.*, 2016). Nos casos de lesões cerebrais como as HPIV e a LPV é fundamental realizar a detecção precoce não

apenas para direcionar os cuidados do paciente e informar os pais sobre o estado atual de seus filhos, mas também para subsidiar a seleção de pacientes que precisem de maior investigação como, por exemplo, exames de imagem (MAGALHÃES, L., 2016). Estudos realizados em prematuros mostram a associação dos traçados do aEEG com estas lesões, tornando-o uma ferramenta com forte potencial para auxiliar na seleção dos pacientes que necessitam de maiores investigações (MAGALHÃES, L., 2016; VARIANE *et al.*, 2017).

A proposta deste trabalho é desenvolver uma plataforma para a aquisição, processamento e interpretação automática de sinais de eletroencefalografia (EEG) de longa duração à beira do leito neonatal. A plataforma é formada por um eletroencefalógrafo com 8 canais e um *software* para computador com algoritmos de suporte a decisão clínica que sinaliza para os especialistas possíveis anormalidades sobre o estado neurológico do paciente, auxiliando na seleção dos que necessitam de maiores investigações clínicas. Desta forma, pretende-se que o algoritmo de interpretação presente na plataforma, apresente valores mínimos de sensibilidade e especificidade, os quais são encontrados na literatura em trabalhos onde os especialistas interpretaram o aEEG para triar pacientes com comprometimento cerebral. A sensibilidade do aEEG relacionada a lesões neurológicas deve focar em uma faixa de 85 a 100% e a especificidade varia entre 82 e 89%, conforme a literatura (HELLSTRÖM-WESTAS; ROSEN; SVENNINGSSEN, 1995; SPITZMILLER *et al.*, 2007; KLEBERMASS *et al.*, 2011; TOSO, P. *et al.*, 2014; MAGALHÃES, L., 2016; MAGALHÃES, L.V. *et al.*, 2018).

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho consiste em desenvolver uma plataforma formada por um eletroencefalógrafo portátil de 8 canais e um *software* de computador para realizar a aquisição, processamento e interpretação automática de sinais de eletroencefalografia de longa duração em RN. Além disso, almeja-se que a plataforma realize a triagem dos pacientes com acometimentos neurológicos com sensibilidade (SE) e especificidade (SP) mínimas maiores que 85% e 82%, respectivamente.

### 1.1.2 Objetivos específicos

Os seguintes objetivos específicos serviram de base para alcançar os objetivos gerais:

- Desenvolver um eletroencefalógrafo de 8 canais portátil para realizar a aquisição dos sinais de eletroencefalografia.
- Implementar, em linguagem de programação *Python*, um conjunto de algoritmos integrados a uma interface gráfica capaz de gerenciar um banco

de dados de pacientes e também realizar a aquisição, armazenamento e processamento de sinais de EEG coletados.

- Desenvolver no sistema construído, um algoritmo para converter os sinais de EEG em sinais de aEEG.
- Desenvolver um algoritmo integrado a plataforma para realizar a detecção de crises epilépticas.
- Implementar um algoritmo integrado a plataforma para realizar a classificação automática dos padrões de base ou de fundo dos sinais de aEEG.
- Elaborar um algoritmo integrado a plataforma para classificar pacientes acometidos e não acometidos com problemas neurológicos para oferecer suporte à tomada de decisão clínica, com base nos algoritmos de classificação dos padrões de fundo e detecção de crises epilépticas.
- Avaliar o desempenho dos algoritmos com uma ou mais base de dados para validá-los.
- Aferir sinais de EEG em pessoas saudáveis para realizar alguns testes funcionais no dispositivo construído.

## 1.2 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está organizado conforme descrito a seguir. O Capítulo 2 apresenta uma fundamentação teórica de assuntos que serão tratados ao longo do trabalho. O Capítulo 3 descreve os materiais e a metodologia adotada para a construção da plataforma. O Capítulo 4 demonstra os resultados obtidos. No Capítulo 5 é feita uma discussão acerca dos resultados obtidos comparando estes resultados aos de outros trabalhos similares. Por fim, o Capítulo 6 mostra a conclusão final do trabalho, constando as possíveis melhorias para trabalhos futuros.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 CONCEITOS BÁSICOS SOBRE ELETROENCEFALOGRAFIA

O fisiologista Richard Caton, evidenciou as primeiras manifestações de atividade elétrica sobre o córtex cerebral em 1875 (GOMES; BELLO, 2008). Nessa época, ao estudar o cérebro de coelhos e macacos, Caton, utilizando um dispositivo elétrico sensível a pequenas diferenças de potencial, observou que os potenciais elétricos originados no encéfalo variavam (GOMES; BELLO, 2008). Conforme seu estudo, ao colocar dois eletrodos sobre a superfície externa da substância cinzenta presente no córtex, surgiam correntes fracas com direções variáveis passando pelo instrumento. Assim, Caton descreveu a resposta evocada sensorial como a atividade elétrica contínua que existia sobre a superfície do crânio (GOMES; BELLO, 2008). Contudo, a eletroencefalografia aplicada em seres humanos só teve início efetivo com o neuropsiquiatra Hans Berger em 1929. Na ocasião, o neuropsiquiatra introduziu o conceito de eletroencefalograma (EEG) diferenciando o EEG da vigília e o do sono. Hans Berger observou que a atividade elétrica predominantemente occipital, com frequência na banda de 8 a 12 Hz, era suprimida quando o paciente estava acordado e de olhos abertos (WEBSTER, 1998; GOMES; BELLO, 2008).

Posteriormente, outros estudos tentaram relacionar o tipo de atividade elétrica produzida no EEG com aspectos morfológicos do córtex, além de buscar sustentar o conceito de que o EEG traduz a atividade elétrica de uma população de neurônios (GOMES; BELLO, 2008).

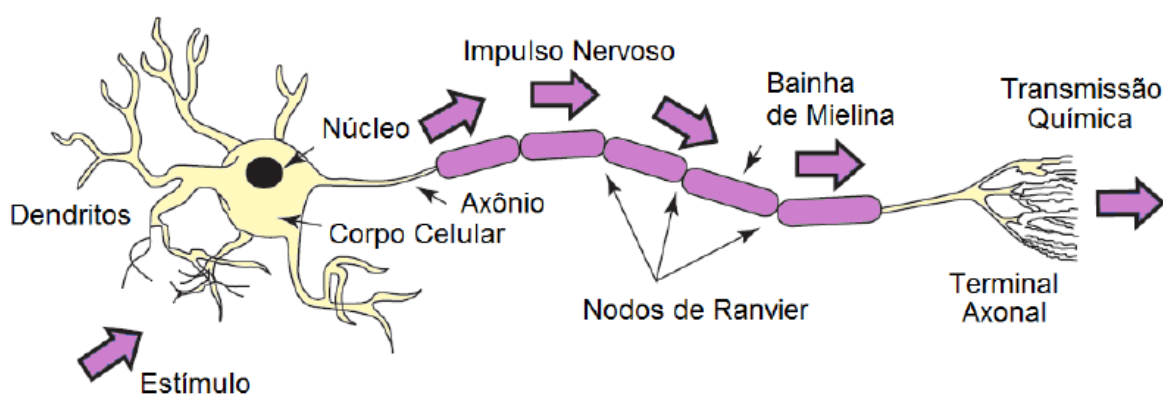
Inicialmente, os primeiros dispositivos foram construídos com apenas um canal para registro dos sinais de EEG. Mais adiante, em 1935, surgiam os primeiros equipamentos multicanais idealizados por Albert Grass, em colaboração com Frederic Gibbs (GOMES; BELLO, 2008).

Em relação a metodologia empregada durante os registros de sinais de EEG, a mais utilizada é a não invasiva. Nesta metodologia, antes dos eletrodos serem aplicados sobre o couro cabeludo é feita a preparação da pele com limpeza por álcool ou outra substância. Após isso, são aplicados aos eletrodos uma pasta eletrolítica condutora para facilitar a passagem dos potenciais elétricos presentes na superfície do córtex pelas diversas camadas de tecidos até os eletrodos (WEBSTER, 1998; GOMES; BELLO, 2008).

### 2.1.1 Origem dos potenciais elétricos do EEG

Os registros de EEG oriundos do escalpo (couro cabeludo) dependem da atividade elétrica extracelular de um grande grupo de neurônios corticais e dos potenciais de campo que se derivam dos potenciais de membrana dos neurônios (GOMES; BELLO, 2008, 2008). Sendo assim, os potenciais aferidos durante o exame de EEG, são gerados principalmente pela condução iônica que circula enquanto ocorre a excitação sináptica dos dendritos de muitos neurônios piramidais no córtex cerebral. Assim, quando os neurônios são ativados, correntes sinápticas são produzidas no interior dos dendritos, conforme ilustrado na Figura 1 (GOMES; BELLO, 2008; SANEI; CHAMBERS, 2013).

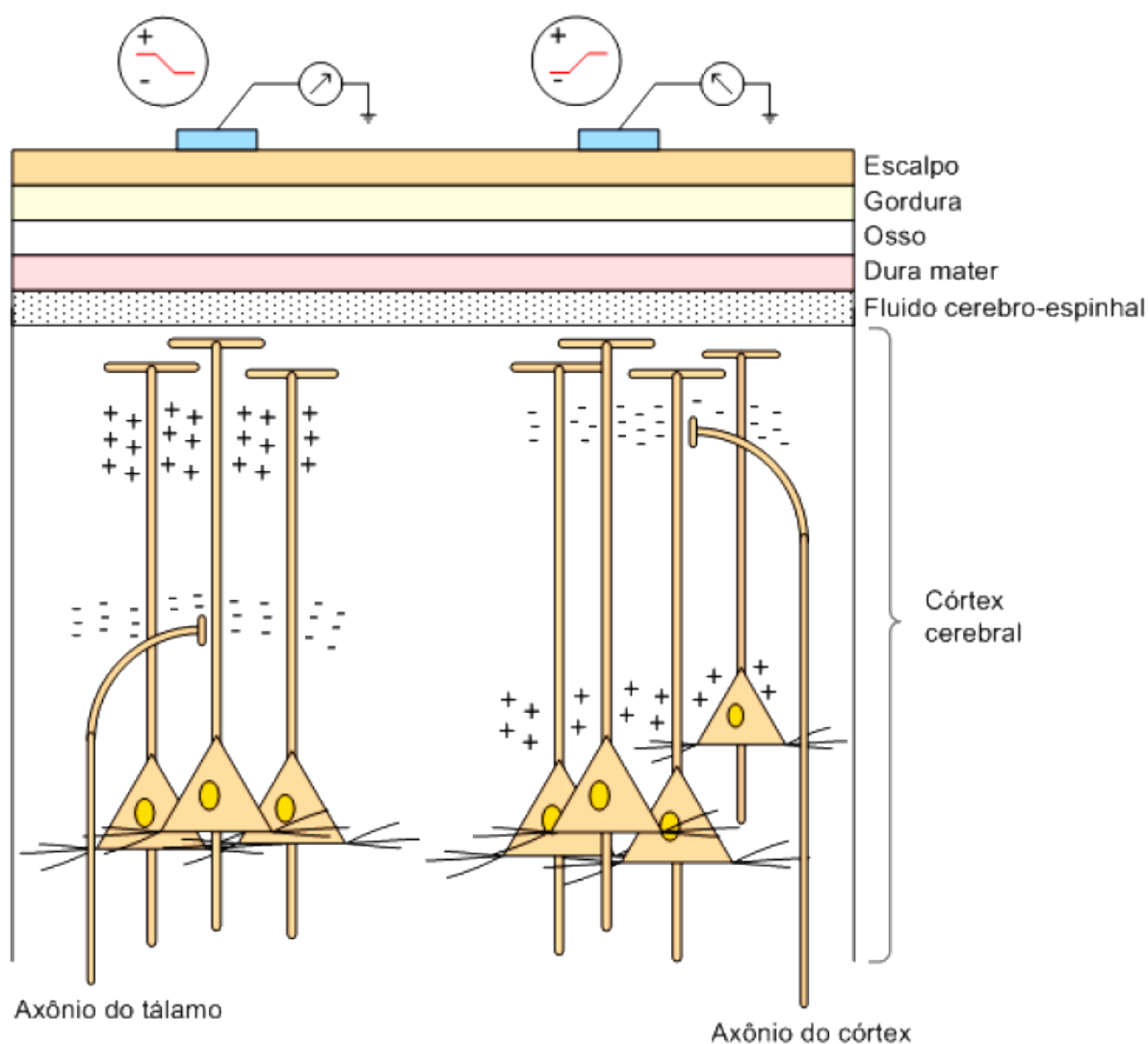
Figura 1 – Ilustração do sentido da condução iônica sobre a Estrutura de um neurônio.



Fonte – Adaptado de (SANEI; CHAMBERS, 2013).

Essas correntes sinápticas produzem um campo magnético e um campo elétrico secundário sobre o couro cabeludo, sendo este último medido por sistemas de EEG. As diferenças de potencial que originam o campo, são causadas pela soma dos potenciais graduados pós-sinápticos de células piramidais que criam dipolos elétricos entre o corpo do neurônio e os dendritos apicais que se ramificam dos neurônios. Após a soma dos potenciais pós-sinápticos no fluido extracelular, estes são conduzidos sobre várias camadas de tecido não neural para alcançar os eletrodos conectados ao amplificador de EEG. O processo descrito está ilustrado na Figura 2. (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002; GOMES; BELLO, 2008; SANEI; CHAMBERS, 2013).

Figura 2 – Potenciais de EEG de superfície gerados por grupos de células cerebrais causando a deflexão do equipamento de registro de EEG.

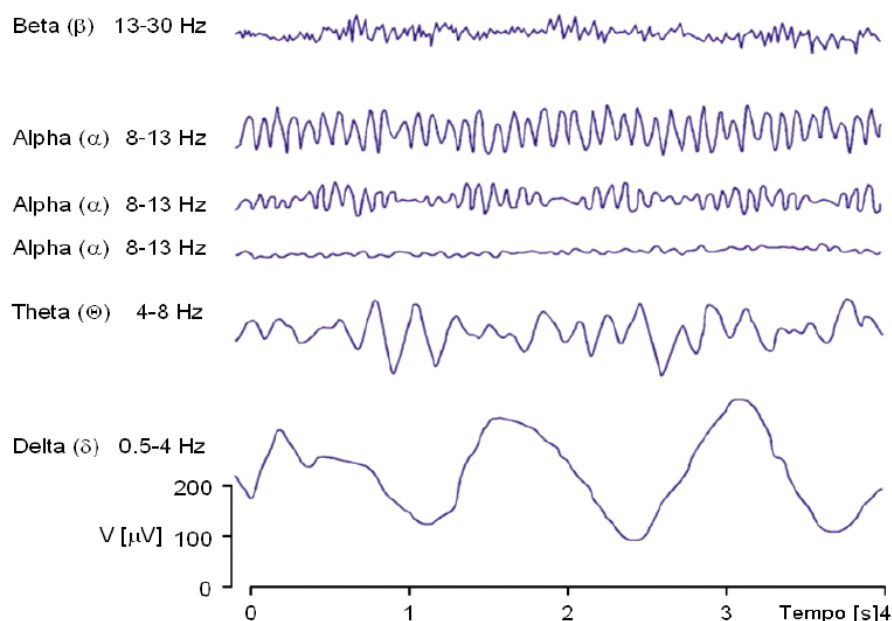


Fonte – Adaptado de (ISLEY, 1993).

### 2.1.2 Ritmos cerebrais

O EEG apresenta padrões típicos de atividade que podem estar relacionados aos estados de vigília e de sono, assim como anormalidades como eventos de epilépticos (GOMES; BELLO, 2008). Em seres humanos, o EEG normal é caracterizado por oscilações de potencial elétrico, com amplitudes variando de entre 20 e 100  $\mu V$ , contidas na banda de frequência de 0,5 a 70 Hz. Na literatura, quatro principais ritmos cerebrais foram descritos, caracterizados pela frequência: ritmo Delta(0,5-4 Hz), Theta(4-7,5 Hz), Alpha (8-13 Hz) e Beta (>13 Hz). As formas de onda relativas a cada um destes ritmos foram ilustradas na Figura 3.

Figura 3 – Ilustração de alguns ritmos cerebrais presentes nos sinais de EEG.



Fonte – Adaptado de (MALMIVUO; PLONSEY *et al.*, 1995).

As ondas Delta compreendidas na faixa de frequência de 0,5 a 4 Hz, caracterizam-se por elevadas amplitudes (até 300  $\mu V$ ) e duração aproximada de 0,33 segundos (NIEDERMEYER; SILVA, F. da, 2005). Essas ondas estão primariamente associadas com o sono profundo (SANEI; CHAMBERS, 2013). Esses sinais podem ser facilmente confundido com sinais de artefatos causados por grandes músculos do pescoço e mandíbula. No entanto, com a aplicação de métodos de análises de sinais sobre o EEG, é possível verificar facilmente quando a resposta é causada por movimentos excessivos (SANEI; CHAMBERS, 2013).

As ondas Theta compreendidas na faixa de frequência de 4 a 7,5 Hz, aparecem normalmente quando a consciência passa à sonolência (GOMES; BELLO, 2008). Essas ondas têm sido associadas ao acesso do inconsciente e meditação profunda (SANEI; CHAMBERS, 2013).

As ondas Alpha caracterizadas pela faixa de frequência de que vai de 8 a 13 Hz, surgem sobre a metade posterior da cabeça, sendo usualmente encontradas sobre a região occipital do cérebro. Essas ondas apresentam morfologia mais arredondada e algumas vezes podem se manifestar com um formato que lembram a barbatana dorsal de tubarões (SANEI; CHAMBERS, 2013). A amplitude dessas ondas torna-se mais proeminente quando os olhos do paciente estão fechados. Por outro lado, quando os olhos estão abertos a mesma pode desaparecer. Em geral, a frequência mais proeminente dessa onda quando os olhos estão fechados é em torno de 10 Hz (NIEDERMEYER; SILVA, F. da, 2005).

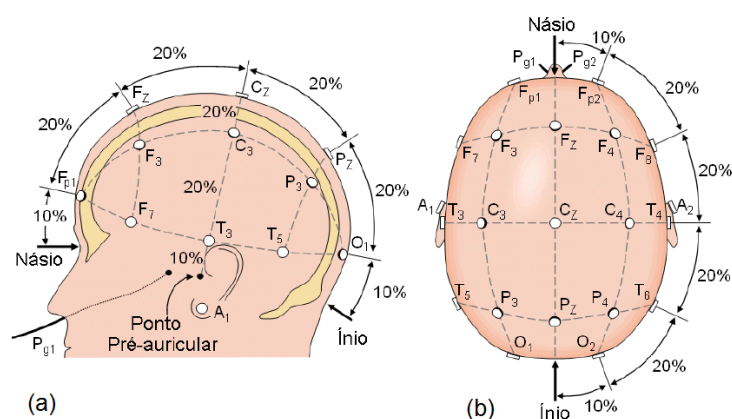


As ondas Beta, caracterizam-se por possuírem amplitudes que variam de 10 a 30  $\mu V$ , nas regiões centrais com frequência de  $18 \text{ Hz} \pm 4\text{Hz}$  (GOMES; BELLO, 2008). Essas distribuem-se de forma simétrica e também assimétrica entre os dois hemisférios cerebrais, predominantemente nas regiões mais anteriores do cérebro. Além disso, a onda Beta central localizada em torno de 18 Hz pode sofrer um desdobramento, com a grande imobilidade corporal, ou em casos mais raros no repouso psicossensorial na frequência de  $9 \pm 2 \text{ Hz}$  (GOMES; BELLO, 2008).

### 2.1.3 Montagem dos eletrodos, posicionamento e nomenclatura

Os eletrodos são usualmente colocados no escalpo em áreas pré-definidas pelo sistema 10-20 que usa distâncias relativas em percentis de 10 e 20 % (GOMES; BELLO, 2008). Esse sistema baseia-se na estrutura anatômica do cérebro, com a divisão em hemisférios direito e esquerdo e as subdivisões em lobo frontal, parietal, temporal e occipital. Os eletrodos ativos utilizados no sistema 10-20, usualmente são 21. Cada eletrodo é identificado por uma letra maiúscula que corresponde a inicial do lobo em que ele será fixado anexado a um número que indica o hemisfério cerebral. Esse número será ímpar se os eletrodos estiverem fixados sobre o hemisfério direito, e par se no esquerdo. Já os eletrodos colocados sobre a região central do escalpo, na distância média entre nácio e o ínio, são identificados com a letra "C" (Ver Figura 4(b)). Como a linha imaginária que liga o ínio ao nácio não está em nenhum dos hemisférios é acrescentado a letra "z" à nomenclatura, em detrimento de um número ímpar ou par. Por fim, os eletrodos das regiões auriculares são identificados com "A" e os da região frontal próxima ao nácio são acrescentados pela letra "p", resultando no termo "Fp". A Figura 4, ilustra o sistema de referência 10-20.

Figura 4 – Ilustração do posicionamento dos eletrodos no sistema 10-20 sob (a) visão global lateral esquerda, (b) visão de topo e os reparos da linha sagital inferior.



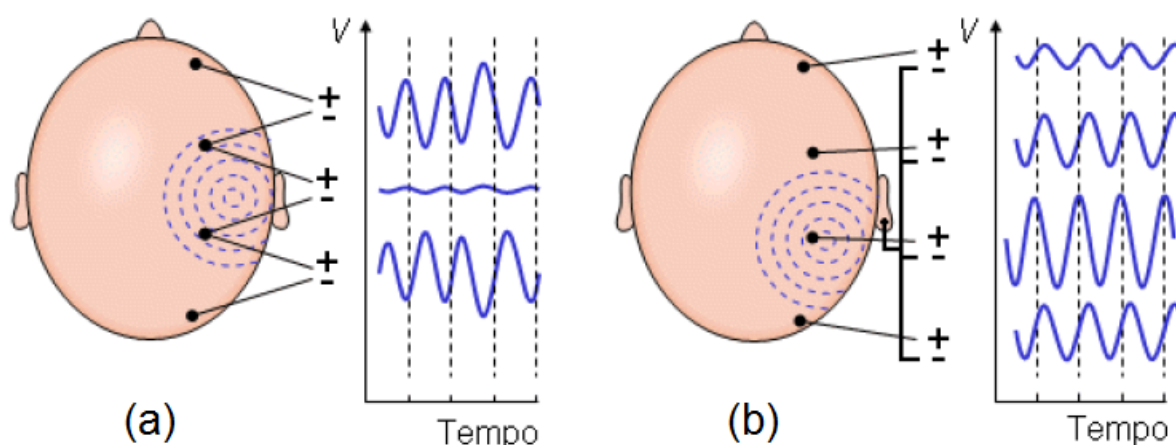
Fonte – Adaptado de (MALMIVUO; PLONSEY *et al.*, 1995).

### 2.1.4 Sistema de referência dos sinais de eletroencefalografia

Para aferir os sinais de eletroencefalografia é possível utilizar montagens referenciais e bipolares (MALMIVUO; PLONSEY *et al.*, 1995; GOMES; BELLO, 2008).

Na montagem bipolar mede-se a diferença de potencial entre um par de eletrodos (ver Figura 5(a)). As montagens bipolares são preferidas para definir potências de amplitude relativamente pequena e facilitar o reconhecimento dos padrões de fundo do EEG. Na montagem referencial, o potencial de cada eletrodo é comparado com um eletrodo de referência ou a média de todos os eletrodos de referência (ver Figura 5(b)) (GOMES; BELLO, 2008).

Figura 5 – Registro de potenciais com o sistema (a) bipolar e (b) referencial.



Fonte – Adaptado de (MALMIVUO; PLONSEY *et al.*, 1995).

Na montagem referencial, o tipo de referência mais usual é a bi-referencial, na qual os eletrodos de referência são conectados aos pontos A1 e A2. No entanto, também pode-se utilizar o sistema mono-referencial, no qual o eletrodo de referência é colocado sobre a região Cz (GOMES; BELLO, 2008).

### 2.1.5 Aspectos técnicos para aquisição e condicionamento de sinais de EEG

Os sistemas de aquisição de EEG possuem alguns blocos básicos para condicionar os sinais (ver Figura 6), sendo esses blocos os seguintes: (a) amplificação analógica, (b) filtragem analógica, (c) conversão analógico-digital (A/D) e (d) processamento digital.

O bloco (a) é construído por um amplificador de instrumentação (AI) que adquire o sinal de EEG analógico e amplifica a atividade bioelétrica entre os dois eletrodos ligados aos seus terminais. O bloco (b) é constituído por um filtro passa-altas com frequência de corte entre 0,1 e 0,5 Hz e seguido um filtro passa-baixas com frequência



BOHÓRQUEZ, 2013; CUI; YANG, P., 2016; UKTVERIS; JUSAS, 2018). Com a finalidade de simplificar os projetos das plataformas e reduzir o custo agregado, diferentes autores fazem o uso da segunda abordagem de condicionamento (DAVIES; BOHÓRQUEZ, 2013; ZANETTI *et al.*, 2014; CUI; YANG, P., 2016; MASTINU; HÅKANSSON; ORTIZ-CATALAN, 2017; FAVRETTO *et al.*, 2018; UKTVERIS; JUSAS, 2018; MANNATUNGA *et al.*, 2020). Circuitos integrados de aplicação específica (*Application Specific Integrated Circuit* - ASIC) são cada vez mais empregados para o condicionamento de sinais. Conhecidos como *Analog Front End* (AFE), esses ASIC, podem incluir em um único circuito integrado (CI), amplificadores operacionais, conversores A/D, filtros, microcontroladores, entre outros componentes. AFEs específicos para sistemas biomédicos, proporcionam características como: ganho de tensão plano dentro da largura de banda do sinal, alta razão de rejeição de modo comum (CMRR), alta resolução, entre outras propriedades relacionadas a rejeição de ruído. Exemplos de AFEs muito utilizados para aplicações de EEG na literatura que podem ser citados incluem o ADS1298 e ADS1299 (*Texas Instruments Inc.*, USA) e também o AFE série RHA2000 (*Intan Technologies Inc.*, USA) (DAVIES; BOHÓRQUEZ, 2013; ZANETTI *et al.*, 2014; CUI; YANG, P., 2016; TORESANO *et al.*, 2017; MASTINU; HÅKANSSON; ORTIZ-CATALAN, 2017; FAVRETTO *et al.*, 2018; UKTVERIS; JUSAS, 2018; MANNATUNGA *et al.*, 2020). Neste trabalho optou-se por utilizar esses circuitos de aplicação específica. A escolha foi realizada com base na comparação entre os CIs da empresa *Texas Instruments* e *Intan Technologies* (ver Seção 3.2).

## 2.2 ELETROENCEFALOGRAFIA EM NEONATOS

Nesta seção são descritas algumas peculiaridades relativas a eletroencefalografia realizada em recém-nascidos.

### 2.2.1 Montagem dos eletrodos em neonatos

O sistema 10-20 deve ser modificado para o uso em neonatos, visto que o tamanho da cabeça do recém-nascido impede o posicionamento convencional. Tipicamente 9 eletrodos são empregados nas seguintes posições F1 ou Fp1, F2 ou Fp2, C3, C4, Cz, T3, T4, O1 e O2. Na prática clínica neonatal, essa montagem pode ser mono-referencial ou bipolar (GOMES; BELLO, 2008; HRACHOVY; MIZRAHI, 2015)

### 2.2.2 Atividade base e prognóstico

#### 2.2.2.1 Padrões eletrográficos normais

Nos neonatos com até 30 semanas de idade concepcional (IC), o padrão predominante é o descontínuo com longos períodos de baixa voltagem, cuja a duração

vai gradualmente sendo reduzida. A partir de 30 semanas de IC, começa a surgir a atividade contínua durante o sono ativo e posteriormente em vigília em torno das 34 semanas. Entre 37 e 38 semanas de IC, organiza-se o sono quieto, composto de atividade contínua, sucedendo o traçado descontínuo. Os padrões descritos, expressam a atividade encefálica normal dos recém-nascidos, sendo que a partir de 47 semanas de IC o padrão descontínuo deve desaparecer em detrimento do padrão contínuo devido a formação dos estágios do sono (GOMES; BELLO, 2008).

#### 2.2.2.2 Padrões eletrográficos anormais

Os padrões eletrográficos anormais, são definidos pelo padrão do traçado de base, atividades epileptiformes, além da organização dos estágios do sono (GOMES; BELLO, 2008).

Os padrões dos traçados de base como a inatividade eletro-cerebral ou traçado de muito baixa voltagem refletem prognósticos graves. O EEG é considerado inativo quando não se detecta nenhuma atividade com mais de  $2-5 \mu\text{V}$  e de baixa voltagem quando o EEG encontra-se continuamente entre  $2-5$  e  $10 \mu\text{V}$ .

Outro traçado de fundo que sugere prognóstico grave é o padrão surto-supressão, o qual caracteriza-se por surtos de atividade anormal, intercalados com períodos de amplitudes extremamente baixas, durante todo o exame (GOMES; BELLO, 2008).

Além disso, traçados com moderada atenuação e intermitência excessiva, nos quais a amplitude não ultrapassa  $15 \mu\text{V}$  em vigília e  $25 \mu\text{V}$  no estágio do sono, assim como aqueles predominante descontínuos por longos períodos, costumam estar relacionados ao prognóstico desfavorável (GOMES; BELLO, 2008).

É importante observar que traços atenuados ou descontínuos podem ser transitórios quando relacionados a medicamentos, hipotermia, distúrbios metabólicos e estados pós-críticos (pós-operatórios, etc.). Neste contexto, deve-se realizar registros seriados de EEG para o acompanhamento adequado do estado clínico (GOMES; BELLO, 2008).

Com relação às atividades epileptiformes em neonatos, especialmente em prematuros, costumam surgir padrões epileptiformes clínicos e eletroencefalográficos que podem migrar de uma região para outra e também entre hemisférios cerebrais. O padrão epileptiforme típico de crise em recém-nascidos apresenta atividade rítmica pontiaguda, com amplitude entre  $25 \mu\text{V}$  e  $30 \mu\text{V}$ , e frequência entre 6 e 10 Hz, com duração média entre 10 e 90 segundos (GOMES; BELLO, 2008).

Por fim, em relação à organização dos estágios do sono, pode-se afirmar que a ausência de ciclicidade pode representar um prognóstico ruim em cerca de 85% dos casos, podendo ser reconhecida facilmente após às 35 semanas de IC. No entanto, algumas condições anormais como o estresse e o hipotireoidismo podem causar alterações visíveis na ciclicidade (GOMES; BELLO, 2008).

## 2.3 ELETROENCEFALOGRAFIA EM AMPLITUDE INTEGRADA

Esta seção caracteriza os princípios da eletroencefalografia em amplitude integrada (aEEG), além de apresentar alguns aspectos gerais relativos a interpretação dos traçados.

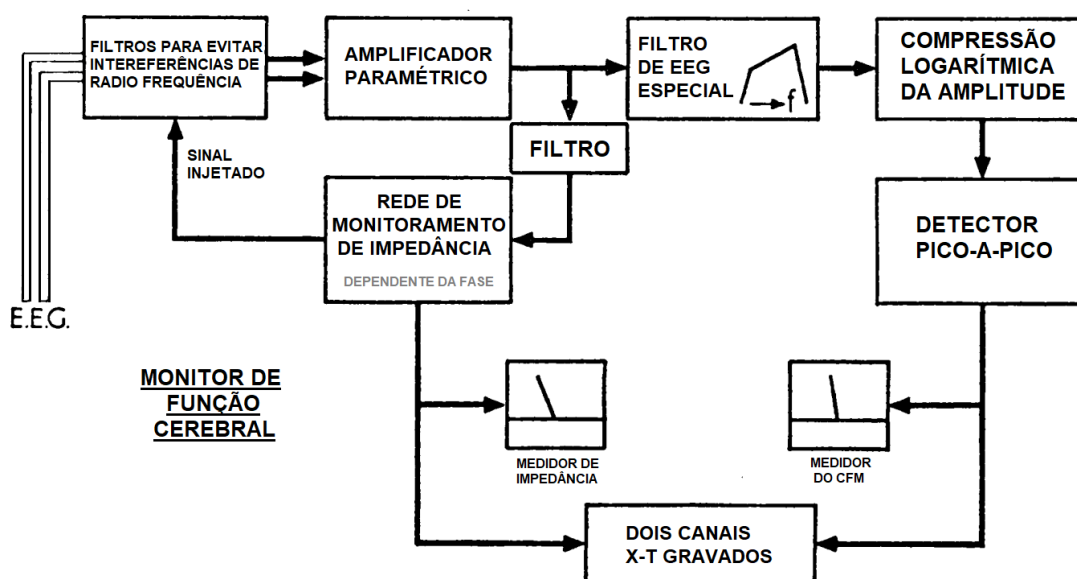
### 2.3.1 Princípios de funcionamento da eletroencefalografia em amplitude integrada

#### 2.3.1.1 Eletroencefalografia em amplitude integrada analógica

No monitor contínuo de função cerebral, ou seja no aEEG analógico, o sinal de um par de eletros passa por um amplificador do tipo paramétrico com impedância de entrada igual a  $10\text{ M}\Omega$  com taxa de rejeição de fase acima de 110 dB (MAYNARD; PRIOR, P. F.; SCOTT, 1969). Depois da amplificação, o sinal passa por um filtro passa-faixa, o qual possui inclinação da banda de passagem aproximadamente inversa a banda do EEG convencional de modo a amplificar mais os ritmos Alpha e Beta, em detrimento dos outros (MAYNARD; PRIOR, P. F.; SCOTT, 1969). Com isso, a banda de passagem possibilita a mensuração mais estável dos componentes não senoidais (MAYNARD; PRIOR, P. F.; SCOTT, 1969). O filtro empregado remove frequências abaixo de 2 Hz para eliminar flutuações de baixa amplitude e frequências acima de 22 Hz (MAYNARD; JENKINSON, 1984; PRIOR, P.; MAYNARD, 1986).

Após ser filtrado, o sinal é submetido ao processo de compressão semilogarítmica de amplitude (sinal representado de forma linear até  $10\ \mu\text{V}$  e logarítmico acima disso). Esse processo é requerido, pois há grandes flutuações do nível do EEG para que a amplitude seja ajustada sem a necessidade de alteração do ganho. Em seguida o sinal passa por um estágio de retificação de pico-a-pico produzindo uma linha suavizada desenhada sobre os picos do sinal comprimido. Por fim, a saída é mostrada em um gráfico comprimido no tempo à uma taxa de 5 cm/hora, 6 cm/hora ou 30 cm/hora (MAYNARD; JENKINSON, 1984). Além disso, os monitores de função cerebral também possuem uma rede de monitorização da impedância de contato dos eletrodos para controle de mal contato e deterioração (MAYNARD; PRIOR, P. F.; SCOTT, 1969). O diagrama de blocos do sistema descrito foi ilustrado na Figura 7.

Figura 7 – Diagrama de blocos do monitor de função cerebral incluindo o monitor de impedância.



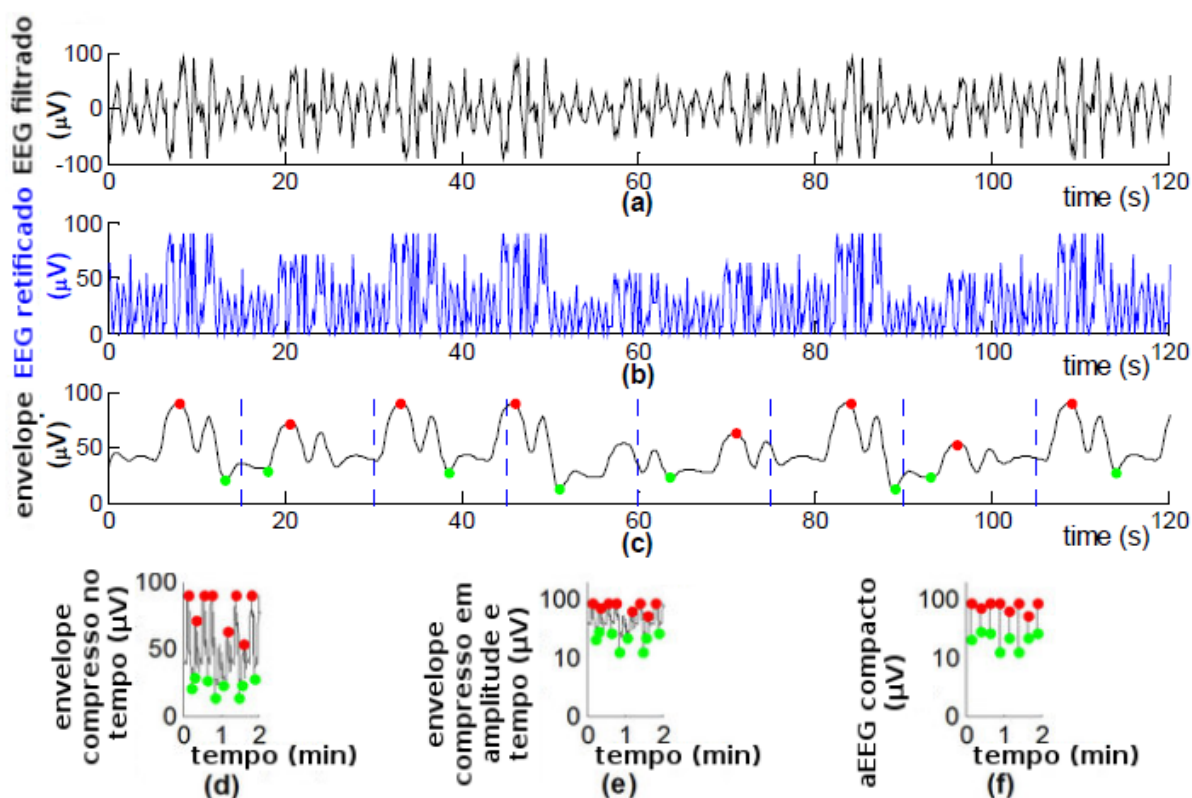
Fonte – Adaptado de (MAYNARD; PRIOR, P. F.; SCOTT, 1969).

### 2.3.1.2 Eletroencefalografia em amplitude integrada digital

O aEEG digital consiste dos mesmos processos para se obter o traçado comprimido do aEEG analógico. Entretanto, existem algumas particularidades com relação ao aEEG digital.

No aEEG digital, inicialmente o sinal deverá passar por um filtro assimétrico, o qual pode ser obtido por filtros FIR ou IIR, com ganho de 12 dB/década entre as frequências de 2 a 15 Hz. Entre 0 e 2 Hz o ganho deve aumentar 60 dB/década e após 15 Hz o sinal deve ser atenuado à uma taxa de 120 dB/década (ver Figura 8) de forma a atenuar os sinais de frequências mais elevadas e reduzir os efeitos de artefatos. No caso particular do aEEG digital proposto por ZHANG e DING (2013) o filtro assimétrico é projetado utilizando o algoritmo de *Parks-McClellan*. Após a filtragem, o sinal deve ser retificado utilizando o valor absoluto do sinal de EEG. Desta forma, após esse processo, o sinal é suavizado por um filtro Butterworth de 5° ordem para obter o envelope do sinal. Em seguida o envelope é segmentado em intervalos de 15 segundos não sobrepostos para a detecção dos pontos terminais máximos e mínimos que são ligados por uma linha horizontal. Por fim, o sinal sofre compressão temporal a uma taxa de 6 cm/hora e compressão logarítmica em sua amplitude (ZHANG, D.; DING, 2013). Os passos do processamento digital são ilustrados na Figura 8.

Figura 8 – Fluxo de processamento do sinal do algoritmo de aEEG, onde em (a) é ilustrado o EEG filtrado, (b) o sinal filtrado retificado, (c) o envelope do sinal retificado com o máximo representado pelos pontos vermelho e os mínimos pelos pontos verdes a cada 15 segundos, (d) compressão temporal do sinal, (e) compressão logarítmica do sinal (traçado do aEEG) e (f) Traçado compacto do aEEG composto por linhas verticais.



Fonte – Adaptado de (ZHANG, D.; DING, 2013).

## 2.3.2 Eletroencefalografia em amplitude integrada em neonatos

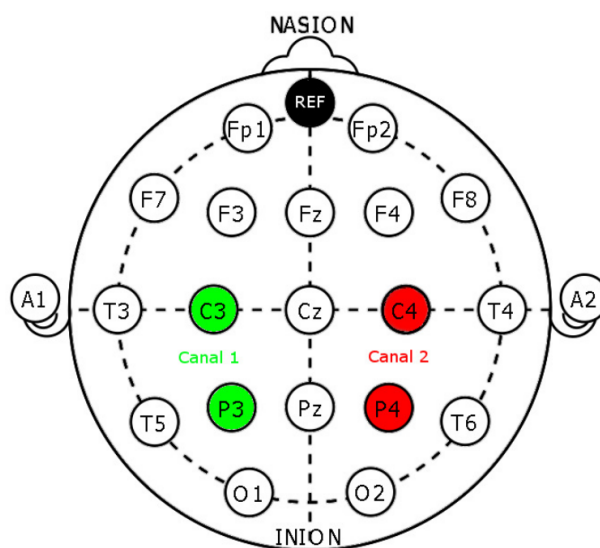
### 2.3.2.1 Aspectos gerais

O aEEG reflete a atividade cerebral integrada e permite o monitoramento eletrocortical contínuo dos recém-nascidos nas unidades de terapia intensiva neonatal. A monitorização intensiva realizada por esse dispositivo consiste na mensuração da atividade cerebral. Para realizar o aEEG é necessário inserir dois ou quatro eletrodos de superfície ao longo da região situada no couro cabeludo sobre os córtices frontoparietais (MAYNARD; PRIOR, P. F.; SCOTT, 1969). Em ambas as configurações há a necessidade de adicionar mais um eletrodo para polarização, o qual pode ir ligado na região da testa (MAYNARD; PRIOR, P. F.; SCOTT, 1969). Normalmente, a configuração à quatro eletrodos é a mais favorável, pois permite comparar ambos os hemisférios cerebrais, avaliar a simetria do cérebro e detectar lesões unilaterais



(FOREMAN; THORNGATE, 2011). Nesta configuração, os eletrodos são colocados conforme o sistema internacional 10-20 nos pontos C3-P3 e C4-P4, sendo que cada par de eletrodos correspondem a um canal distinto. A disposição dos eletrodos estão ilustrada na Figura 9.

Figura 9 – Disposição dos eletrodos utilizados no aEEG, ilustrando os canais 1 e 2, nas cores verde e vermelha, respectivamente, além do eletrodo de referência colocado sobre a testa.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

A avaliação do aEEG é feita analisando três parâmetros, sendo eles: os padrões de atividade de fundo ou de base, a presença de ciclo sono-vigília e atividades convulsivas (HELLSTRÖM-WESTAS; ROSÉN, 2006; HELLSTRÖM-WESTAS; DE VRIES; ROSÉN, 2008).

### 2.3.2.2 Atividade de fundo ou de base

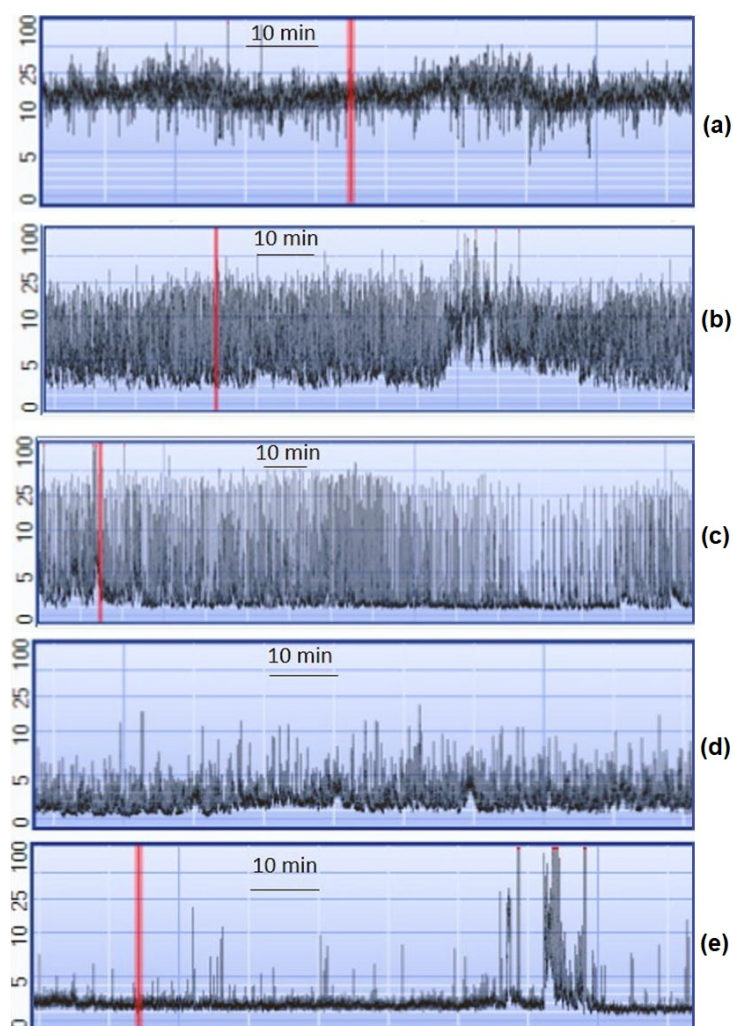
No aEEG, as condições normais e anormais do seu traçado podem ser classificadas com base na amplitude do sinal, analisando as margens inferior e superior, as quais refletem os padrões da atividade base que são analisadas na prática (ver Figura 10) (HELLSTRÖM-WESTAS; ROSÉN, 2006).

Os padrões do traçado da atividade de fundo propostos para a avaliação de condições clínicas normais e anormais, são divididos em cinco categorias (HELLSTROM-WESTAS *et al.*, 2006; HELLSTRÖM-WESTAS; DE VRIES; ROSÉN, 2008; THORESEN *et al.*, 2010):

1. Voltagem Normal Contínua (padrão contínuo), em que a atividade de fundo é contínua com a amplitude mínima acima de  $5\mu\text{V}$  e amplitude máxima na faixa de  $10\text{-}25\mu\text{V}$ ;

2. Voltagem Normal Descontínua (padrão descontínuo), em que a atividade de fundo é descontínua com amplitude mínima menor que  $5 \mu\text{V}$  e máxima maior que  $10 \mu\text{V}$ ;
3. Surto-supressão, em que a atividade de fundo é moderadamente anormal com amplitude mínima na faixa de  $0\text{-}2 \mu\text{V}$  e amplitude máxima maior que  $25 \mu\text{V}$ ;
4. Baixa voltagem, em que a atividade implica em grave anormalidade, sendo que a amplitude mínima é menor que  $5 \mu\text{V}$  e máxima menor que  $10 \mu\text{V}$ ;
5. Inativo, em que a atividade de fundo implica em atividade gravemente anormal com amplitudes mínima e máxima menores que  $5 \mu\text{V}$ .

Figura 10 – Padrões de fundo do aEEG, onde (a) apresenta o padrão contínuo, (b) descontínuo, (c) surto-supressão, (d) baixa voltagem e (e) inativo.

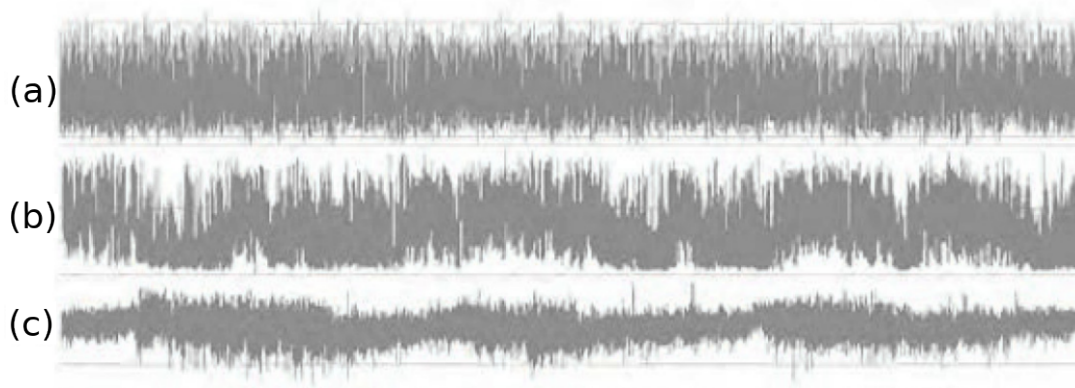


Fonte – Adaptado de (DILENA *et al.*, 2021).

### 2.3.2.3 Ciclo sono-vigília

Além da avaliação sobre os padrões da atividade base os especialistas avaliam o desenvolvimento e integridade cerebral através do ciclo sono-vigília. Este ciclo é caracterizado por flutuações sinusoidais na atividade base. Seu traçado reflete as variações da atividade cerebral durante diferentes estágios do sono, sendo mais contínua no sono ativo e na vigília, e mais descontínua no sono calmo. A existência de um ciclo sono-vigília bem desenvolvido é um indicativo da integridade cerebral de um recém-nascido a termo e do amadurecimento cerebral em recém-nascidos pré-termo. Para ambos os recém-nascidos o ciclo sono-vigília deve estar desenvolvido até a trigésima semana. O ciclo sono-vigília pode ser classificado como ausente, imaturo e desenvolvido, conforme ilustrado na Figura 11 (HELLSTROM-WESTAS *et al.*, 2006; LI; ZHOU; ZHANG, L., 2016; SOHN *et al.*, 2013).

Figura 11 – Padrões de ciclo-vigília, ausente em (a), imaturo em (b) e desenvolvido em (c).

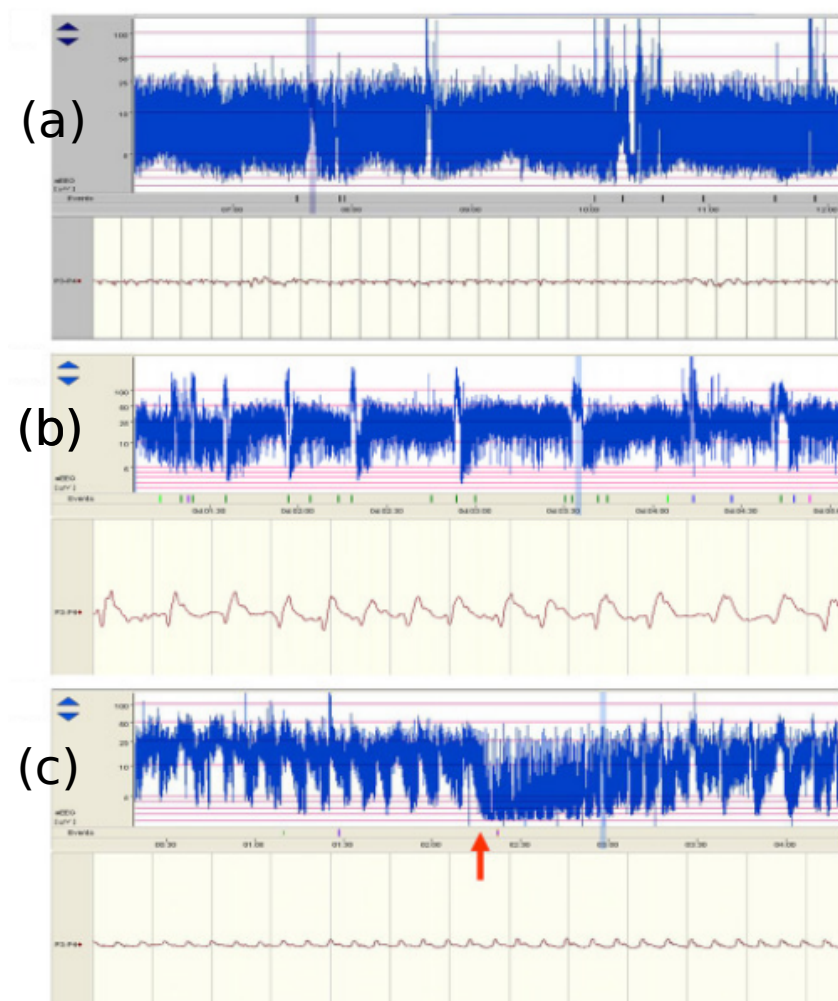


Fonte – Adaptado de (SCHETTLER, 2012).

### 2.3.2.4 Atividade epiléptica

Por fim, também deve-se analisar a presença de crises epiléticas sobre o aEEG. Neste sinal, as crises epiléticas são caracterizadas pela elevação abrupta da margem inferior do sinal, podendo estar acompanhada de elevação da amplitude máxima também. As crises podem ser classificadas em isoladas, repetitivas ou estado de mal epilético, conforme ilustrado nos sinais de aEEG da Figura 12 (HELLSTRÖM-WESTAS; ROSÉN, 2006; TOET; LEMMERS, 2009).

Figura 12 – Categorias de crises epiléticas, sendo em (a) isolada, (b) repetitiva e (c) estado de mal epilético.



Fonte – Adaptado de (TOET; LEMMERS, 2009).

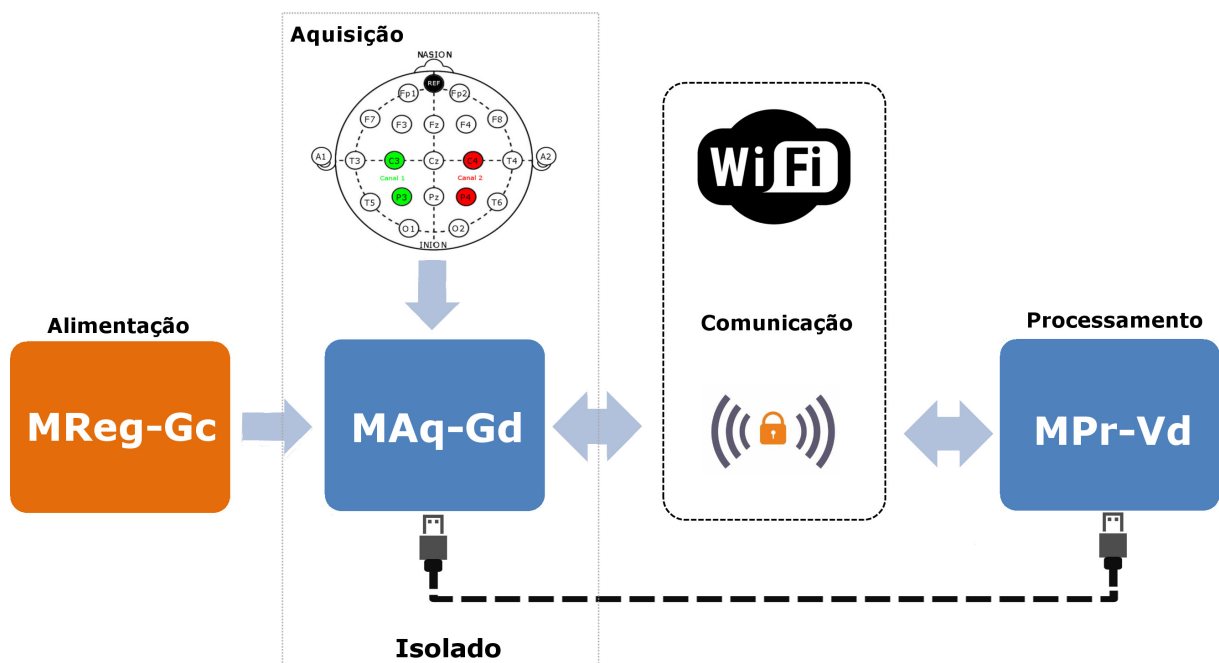
### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta o desenvolvimento do sistema de eletroencefalografia portátil, o qual é subdividido em dois grandes blocos: (a) a plataforma física composta pelo *hardware* e (b) um aplicativo portátil para computador constituído pelo *software* de interface e processamento do sinal de EEG. O desenvolvimento deste sistema se deu no Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC). Além disso, este capítulo apresenta a implementação da metodologia de compressão temporal e integração de magnitude dos sinais de EEG conhecida como eletroencefalografia em amplitude integrada (aEEG), a qual é utilizada para o monitoramento da atividade neurológica durante longos períodos como é o caso em centros de terapia intensiva.

#### 3.1 ARQUITETURA DO SISTEMA

A arquitetura do sistema desenvolvido para aquisição de sinais de EEG foi dividida em três módulos principais, os quais foram representados no diagrama de blocos na Figura 13. Os dois primeiros módulos compõem o *hardware* do sistema, sendo eles: (a) Módulo de aquisição e gerenciamento de dados (MAq-Gd), responsável pelo registro dos sinais de EEG e também pelo gerenciamento e transmissão dos dados; e (b) Módulo de regulação e gerenciamento de carga (MReg-Gc), responsável pela

Figura 13 – Diagrama de blocos representativo da arquitetura do sistema.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

alimentação do sistema. O terceiro módulo é composto por um computador pessoal que contém o *software* para processamento e exibição dos sinais da plataforma física, o qual foi denominado como: (c) Módulo de processamento e visualização de dados (MPr-Vd).

### 3.2 MÓDULO DE AQUISIÇÃO E GERENCIAMENTO DE DADOS: MAQ-GD

Tendo como base as características descritas no Capítulo 1, foi feita uma busca criteriosa por *Analog Front-Ends* (AFE) disponíveis no mercado. Vale ressaltar que a escolha do CI utilizado também levou em consideração os objetivos a cerca do desenvolvimento do eletroencefalógrafo como o número de canais reduzido para uso em neonatos, o *design* compacto e portátil, além do baixo consumo de energia atrelado a um custo relativamente baixo. Partindo destas premissas os ASICs (Circuitos integrados de aplicação específica) desenvolvidos pelas empresas *Texas Instruments* (TI) e *Intan Technologies* (IT), foram os AFEs que melhor atenderam às especificações definidas. Os modelos encontrados e suas principais características são ilustradas na Tabela 1.

Tabela 1 – Comparação de características entre os AFEs disponibilizados pelos fabricantes *Texas Instruments* (TI) e *Intan Technologies* (IT) para aquisição de biosinais.

<b>Modelo do CI</b>	<b>ADS1298</b>	<b>ADS1299</b>	<b>Família RHA2000</b>	<b>Família RHD2000</b>
Fabricante	TI	TI	IT	IT
Número de canais	8	8	16 ou 32	16, 32 ou 64
CMRR	115 dB	110 dB	82 dB	82 dB
PSRR	90 dB	96 dB	75 dB	
Impedância entrada ( $\Omega$ )	500 M	500 M	1,3G	1,3G
Ruído entrada	$\leq 4\mu V$	$\leq 1\mu V$	$\leq 3\mu V$	$\leq 3,5\mu V$
Frequência de amostragem	32kHz	16kHz	30kHz	30kHz
Tipo de ganho	Programável	Programável	Fixo	Fixo
Faixa de ganho	1 a 12	1 a 24	200	192
Filtros analógicos programáveis	Não	Não	sim	sim
Faixa programável dos filtros	Não se aplica	Não se aplica	PB:10Hz-20kHz PA:20mHz-1kHz	PB:10Hz-20kHz PA:20mHz-1kHz

continua na próxima página

Tabela 1: Comparação de características entre os AFEs disponibilizados pelos fabricantes *Texas Instruments* (TI) e *Intan Technologies* (IT) para aquisição de biosinais (continuação)

Interface digital	SPI	SPI	Não se aplica	SPI
Conversor A/D	Sim	Sim	Não se aplica	Sim
Número de conversores A/D	8	8	Não se aplica	1
Digitalização simultânea	Sim	Sim	Não se aplica	Não se aplica
Resolução do conversor A/D	24 bits	24 bits	Não se aplica	16 bits
Consumo	8,8 mW	39 mW	6 mW	6 mW
Preço (US\$)	41,00	69,00	258,00 a 386,00	258,00 a 485,00

Fonte – *Texas Instruments*, (2021) e *Intan Technologies*, (2021).

Através da Tabela 1, é possível observar as seguintes vantagens dos AFEs produzidos pela *Texas Instruments* em relação aos produzidos pela *Intan Technologies*: ganho programável, maior resolução de conversão A/D, maior CMRR e PSRR, conversão A/D simultânea, além do custo relativo mais baixo.

Por fim, ao realizar uma comparação entre os CIs produzidos pela *Texas Instruments*, observam-se características semelhantes. Entretanto, o ADS1299 é mais específico para aplicações de eletroencefalografia conforme a folha de dados do fabricante. Além disso, a faixa de ganho programável deste CI é maior que a do ADS1298. Desta forma, optou-se por utilizar o AFE ADS1299.

### 3.2.1 Submódulo de Aquisição: ADS1299

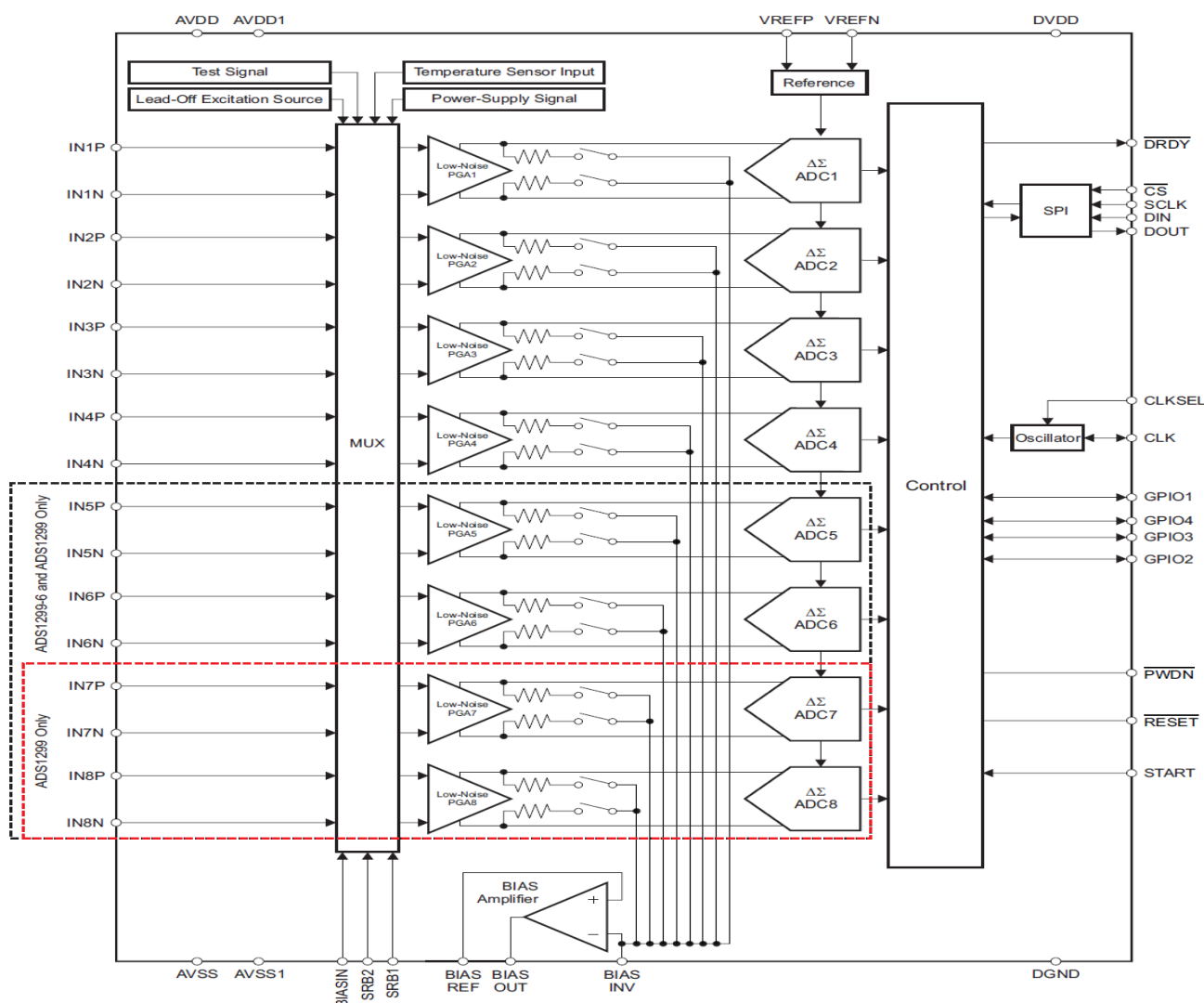
Os processos de aquisição, pré-filtragem e digitalização dos sinais de EEG são realizados pelo submódulo de aquisição constituído pelo CI ADS1299. O ADS1299 é um CI composto por 8 canais de entradas com conversão A/D simultânea de 24 Bits, o qual foi desenvolvido especificamente para medições de biopotenciais, como EEG e EMG. Em geral, o ADS1299 apresenta as seguintes características:

- Oito amplificadores de ganho programável (PGA);
- Ganho programável de 1, 2, 4, 6, 8, 12 e 24;
- Oito conversores A/D sigma-delta, 24 bit;
- Frequência de amostragem de 250 Hz a 16 kHz;
- Oscilador interno (frequência de clock 2.048 MHz);
- Baixo ruído de entrada  $1 \mu Vp-p$  (70Hz);
- Baixo consumo: 39 mW;
- Baixa corrente de polarização: 300 pA;

- CMRR de 110 dB (50 e 60Hz 120dB);
- PSRR de 96 dB;
- Circuito drive de perna direita (RLD);
- Referência para conversão: interna ou externa;
- Interface de comunicação SPI;
- Alimentação: analógica (4,75 a 5,25 V) e digital (1,8 a 3,6 V);
- Detecção de eletrodos desconectados e gerador de sinais de teste integrado;

Os componentes internos do ADS1299 estão ilustrados na Figura 14, na qual é apresentado o diagrama blocos deste CI.

Figura 14 – Diagrama de blocos representando os componentes internos do ADS1299.



Fonte – Texas Instruments (2021).

Conforme o diagrama de blocos ilustrado na Figura 14, o ADS1299 possui 8 amplificadores de ganho programável (PGA) e 8 conversores A/D delta-sigma ( $\Delta \Sigma$ )

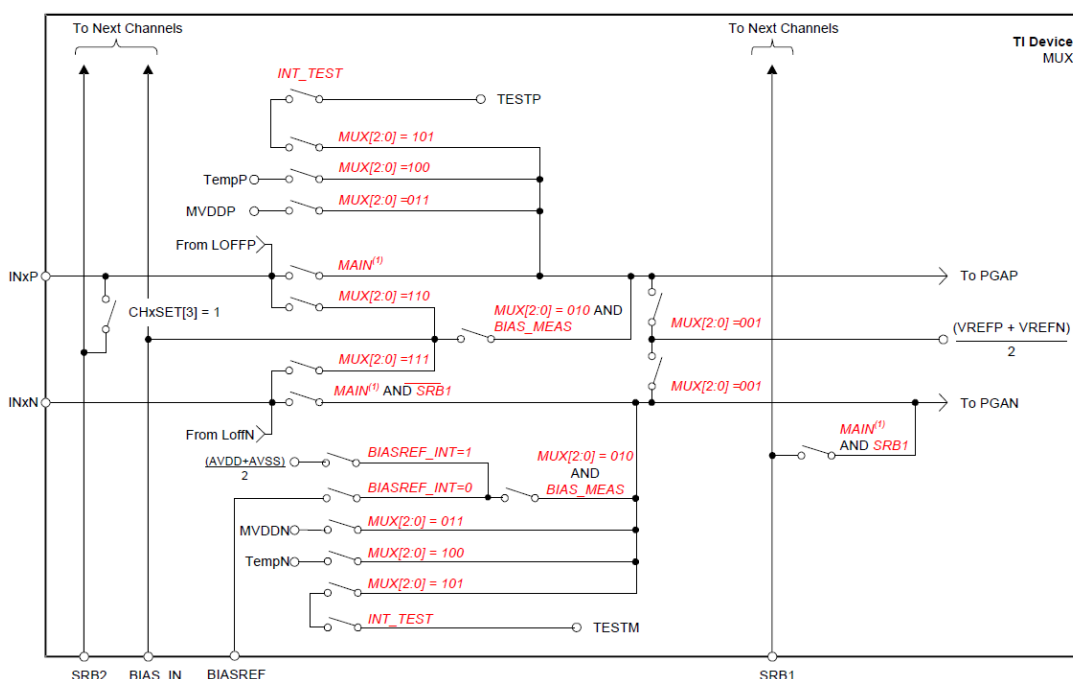


com resolução de 24 bits, independentes para cada canal de entrada. O ganho do PGA pode ser programado escrevendo nos registradores específicos de cada canal com um dos seguintes valores pré-definidos: 1, 2, 3, 4, 6, 8, 12 e 24. O registrador a ser editado para definir o ganho é o CHnSET, onde n equivale ao número do canal. De modo similar, a frequência de amostragem também pode ser definida via programação conforme detalhado na Seção 3.2.1.1.

### 3.2.1.1 Canais de entrada analógica e filtros *anti-aliasing*

O ADS1299 é constituído por 8 canais de entradas analógicas diferenciais e independentes. Os sinais aplicados sobre esses canais podem variar entre as tensões VREFP e VREFN, sendo que a tensão de referência dos conversores A/D é obtida pela relação  $VREF = VREFP - VREFN = 4,5 \text{ V}$ . Além disso, cada uma das entradas está conectada a um circuito multiplexador que oferece um certo grau de flexibilidade que permite configurar diferentes sinais de entrada, conforme ilustrado pela Figura 15.

Figura 15 – Representação de uma única entrada analógica do ADS1299 e de seu respectivo circuito de multiplexação.



Fonte – *Texas Instruments* (2021).

Desta forma, o multiplexador presente neste CI possibilita o uso de diferentes opções de sinais de entrada, como: sinais de testes gerados internamente, leitura de temperatura e também sinais para detecção de eletrodos desconectados (*Lead-off Detection*). O circuito multiplexador também permite configurar as entradas analógicas em montagem monopolar ou bipolar. Para a construção do dispositivo optou-se pela

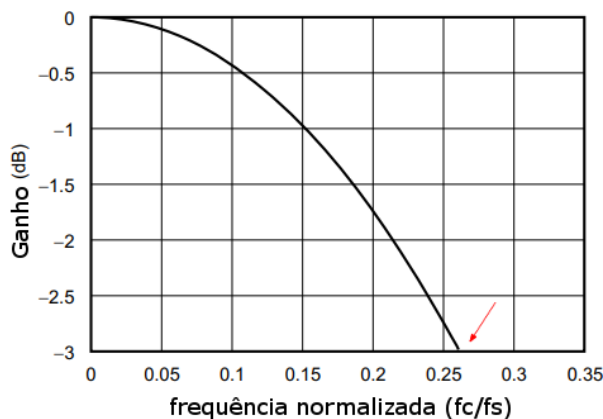
montagem bipolar, visto que está é preferida quando se quer definir potenciais de amplitude relativamente pequena e de distribuição espacial limitada (GOMES; BELLO, 2008). Além disso, essa forma de ligação facilita o reconhecimento dos padrões dos traçados do EEG e aEEG (GOMES; BELLO, 2008).

Cada uma das entradas ilustradas por INxP e INxN representadas na Figura 15 é ligada por meio do circuito de multiplexação a amplificadores de ganho programável ilustrados no diagrama de blocos da Figura 14. Desta forma, a diferença entre o sinal em cada entrada INxP e INxN é amplificada em seu respectivo PGA para posteriormente ser amostrado por um conversor A/D delta-sigma ( $\Delta\Sigma$ ) de 24 bit, os quais são independentes para cada uma das entradas, conforme ilustrado pelo diagrama da Figura 14. A frequência de amostragem dos conversores pode ser definida via programação editando um registrador específico, o qual possui os seguintes valores pré-definidos: 250 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz, 8 kHz e 16 kHz.

Cada um dos conversores A/D  $\Delta\Sigma$  do ADS1299 utiliza moduladores de segunda ordem otimizados para aplicações de baixo ruído, com uma frequência de modulação de 1,024 MHz. Na saída de cada conversor A/D  $\Delta\Sigma$  existe um filtro digital Sinc passa-baixas de terceira ordem, com taxa de decimação variável. Essa taxa de decimação, a qual define a frequência de amostragem ( $f_s$ ), é configurada no registrador CONFIG1 por meio do bit DR. Conforme a Figura 16, a qual ilustra a razão entre a frequência de corte ( $f_c$ ) e de amostragem dos filtros digitais ligados nas saídas dos conversores A/D, a razão entre a  $f_c$  e  $f_s$  é 0,262. Considerando que a  $f_s$  utilizada neste trabalho é de 500Hz a frequência de corte do filtro passa-baixas encontra-se em 131 Hz ( $0.262 \cdot 500 = 131$  Hz).

Apesar do ADS1299 possuir esse filtro embutido em sua estrutura, ainda assim é

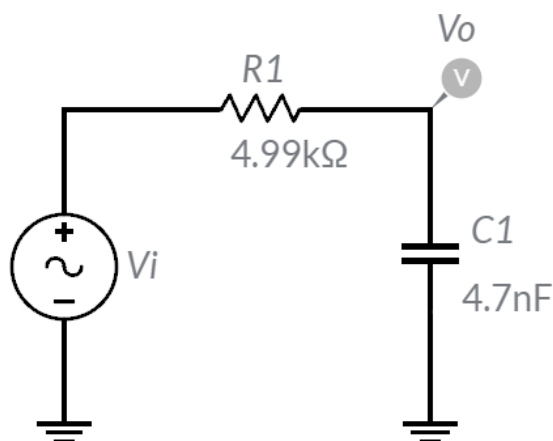
Figura 16 – Ilustração da frequência de corte do filtro passa-baixas digital presente no ADS1299.



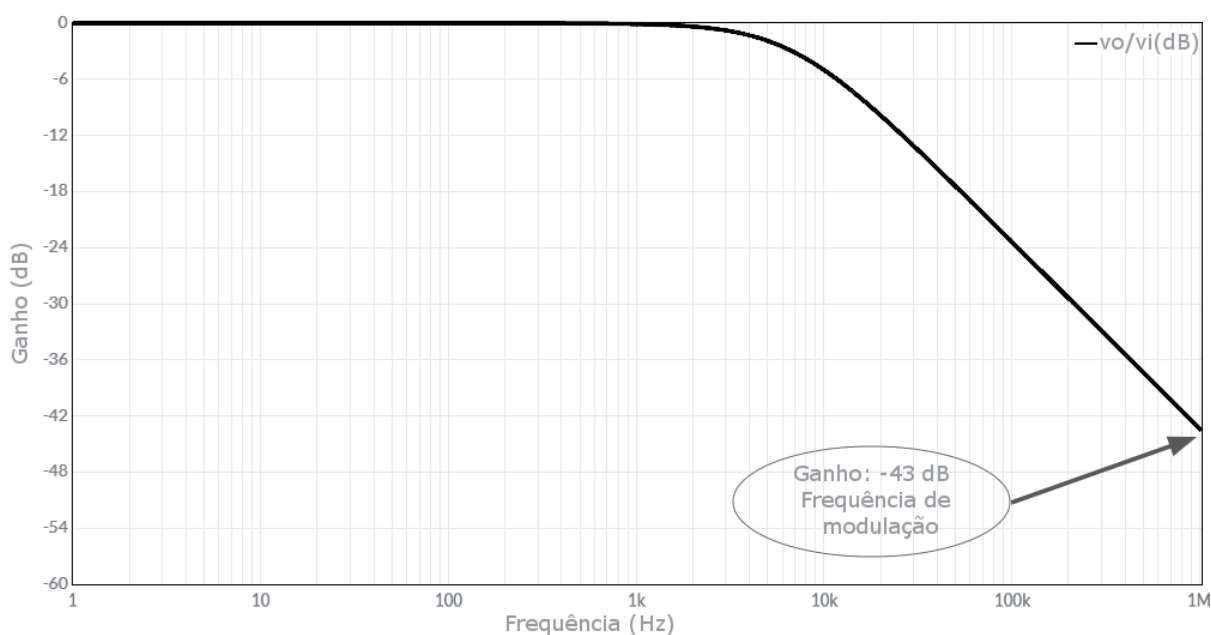
Fonte – *Texas Instruments* (2021).

importante utilizar um filtro *anti-aliasing* em suas entradas analógicas. O uso deste filtro se faz necessário para atenuar as frequências múltiplas da frequência de modulação do decimador. Desta forma, devido a alta frequência de modulação (1,024MHz), optou-se por utilizar um filtro de primeira ordem com frequência de corte em torno de 6,8 KHz. O filtro e sua resposta em frequência estão ilustrados nas Figuras 17(a) e 17(b).

Figura 17 – Filtro *anti-aliasing* inserido em cada uma das entradas do ADS1299 e sua resposta em frequência.



(a)



(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

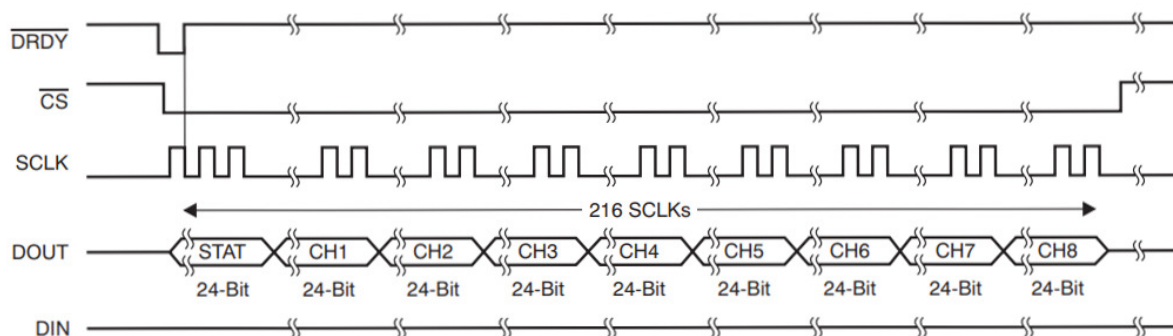
### 3.2.1.2 Interface de comunicação digital do ADS1299

O protocolo de comunicação inerente a interface digital do ADS1299 é SPI. Portanto, em termos de comunicação, esse dispositivo trabalha no modo escravo. Em

outras palavras, o ADS1299 depende de um microcontrolador (mestre) para enviar comandos operacionais (*Start*, *Stop*, *Reset*, entre outros), realizar as operações de configuração dos registradores internos, sincronizar as aquisições, além de realizar a leitura dos sinais de EEG de todos os canais em sua forma digitalizada.

Além dos pinos padrões de comunicação SPI (CS, SCLK, DIN e DOUT), o ADS1299 ainda conta com um pino chamado *Data Ready* (DRDY), o qual é utilizado para enviar um sinal para o microcontrolador para sincronizar a leitura dos dados com a conversão A/D dos mesmos. Com base nisso, a leitura dos sinais de EEG pode ser feita de forma assíncrona baseada em uma rotina de interrupção alocada no dispositivo mestre. Desta forma, a cada sinalização do sinal derivado do pino DRDY, o ADS1299 disponibiliza um vetor de 27 bytes. Destes 27 bytes, 24 são as informações dos 8 canais e 3 bytes são relativos aos estados dos eletrodos, por exemplo, se estão desconectados. A operação de leitura dos dados utilizada no dispositivo desenvolvido neste trabalho é ilustrada na Figura 18.

Figura 18 – Ilustração da operação de leitura dos dados no ADS1299.



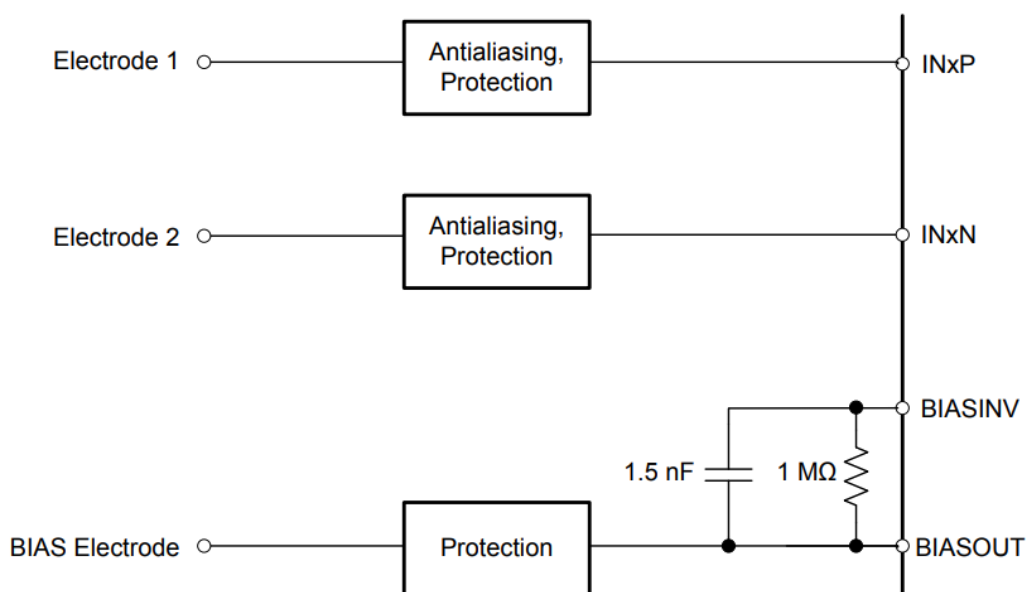
Fonte – *Texas Instruments* (2021).

### 3.2.1.3 Circuito de equipotencialização - *Drive* de polarização (*BIAS*)

O ADS1299 possui, internamente, um circuito (*drive*) de polarização conhecido como circuito de realimentação da perna direita. Esse circuito é utilizado para combater interferências derivadas de outros aparelhos acopladas aos sinais de EEG de cada canal. Essas interferências, tensões de modo comum, são detectadas pelo circuito de polarização por meio da seleção de alguns eletrodos, os quais são configurados via escrita em registradores específicos. Por sua vez, o sinal de modo comum a todos os eletrodos selecionados é invertido pelo *drive* e somado a um nível de tensão de  $\frac{(AVDD+AVSS)}{2}$ , para então ser realimentado ao paciente a fim de cancelar ou reduzir as interferências e equipotencializar a região do corpo do paciente em que o eletrodo de polarização estiver localizado. Para selecionar os eletrodos de onde foi derivado

o sinal de modo comum, configurou-se os registradores CONFIG3, BIAS\_SENSP e BIAS\_SENSN, conforme a necessidade. Cabe salientar que para o funcionamento correto do drive é necessário colocar, externamente, um capacitor e um resistor, em paralelo, entre os pinos BIASOUT e BIASINV para delimitar a largura de banda do sinal realimentado, conforme a Figura 19.

Figura 19 – Forma de conectar os componentes externos ao circuito de polarização do ADS1299.



Fonte – *Texas Instruments* (2021).

#### 3.2.1.4 Configurações dos registradores do ADS1299

Os registradores do ADS1299 são configuradas pelo próprio usuário. O protótipo desenvolvido foi pré-configurado para três situações distintas, sendo elas: (a) configurações de aquisição, (b) configuração de teste de onda quadrada e (c) configuração de teste para medir as tensões de alimentação. A Tabela 2 ilustra os valores em base hexadecimal que devem ser escritos em cada um dos registradores para cada situação.

Tabela 2 – Configurações utilizadas nos registradores do ADS1299 para realizar os processos de aquisição, teste com onda quadrada e teste de medição da alimentação

continua na próxima página

Tabela 2: Configurações utilizadas nos registradores do ADS1299 para realizar os processos de aquisição, teste com onda quadrada e teste de medição da alimentação

<b>Registrador</b>	<b>(a) Aquisição</b>	<b>(b) Teste onda quadrada</b>	<b>(c) Teste medir alimentação</b>	<b>Observação sobre o comando</b>
CONFIG3	0xEC	0xE0	0xE0	(a)configura o circuito de bias
CONFIG1	0x95	0x95	0x95	(a)configura fs para 500Hz
CONFIG2	0xC2	0xD0	0xC2	(a)desativa teste (b) ativa teste
CHnSET	-	0x65	0x63	(a)configurado pelo usuário
BIAS_SENSP	0x80 ou 0x00	0x00	0x00	(a) usa o canal 8P para modo comum ou nenhum canal
BIAS_SENSN	0x80 ou 0x00	0x00	0x00	(a) usa o canal 8N para modo comum ou nenhum canal

Fonte – *Produção do próprio autor (2022)*.

Para que as configurações definidas na Tabela 2 sejam realizadas é necessário fazer o uso de um microcontrolador como dispositivo mestre. O dispositivo mestre configura o ADS1299, realiza a leitura dos dados disponibilizados pelo mesmo e gerencia a comunicação e o tráfego dos dados entre o MAq-Gd e o MPr-Vd. Neste trabalho, esse dispositivo foi denominado como submódulo de gerenciamento de dados, o qual é interligado ao submódulo de aquisição, compondo desta forma, o módulo MAq-Gd. O detalhamento do submódulo de gerenciamento de dados é feito na Seção 3.2.2.

### **3.2.2 Submódulo de gerenciamento de dados: ESP32**

#### **3.2.2.1 Caracterização e funcionalidades**

O submódulo descrito nesta seção é o componente responsável por configurar os registradores internos do ADS1299, sincronizar as aquisições, ler os dados e transmiti-los via *Wi-Fi* ou porta USB utilizado comunicação serial (UART).

Para escolha deste submódulo foram levadas em consideração as características definidas no Capítulo 1. Desta forma, optou-se por um microcontrolador com custo relativamente baixo para gerir os dados com velocidade (*fs* de 500 Hz) e trafegá-los

via comunicação *Wi-Fi*. Com  $f_s$  de 500 Hz a taxa de aquisição de dados pode atingir valores de até 108 Kbps. Com base nesse valor e por possuir um módulo *Wi-Fi* integrado, para esse projeto, foi estipulado a plataforma de desenvolvimento ESP32-DEV KIT V1, a qual utiliza o módulo ESP32-WROOM-32 da empresa *Espressif Systems* (ES). Além disso, o módulo desta plataforma permite ao desenvolvedor trabalhar com um sistema operacional de tempo-real (*real time Operating System* - RTOS), o que é importante para aplicações médicas.

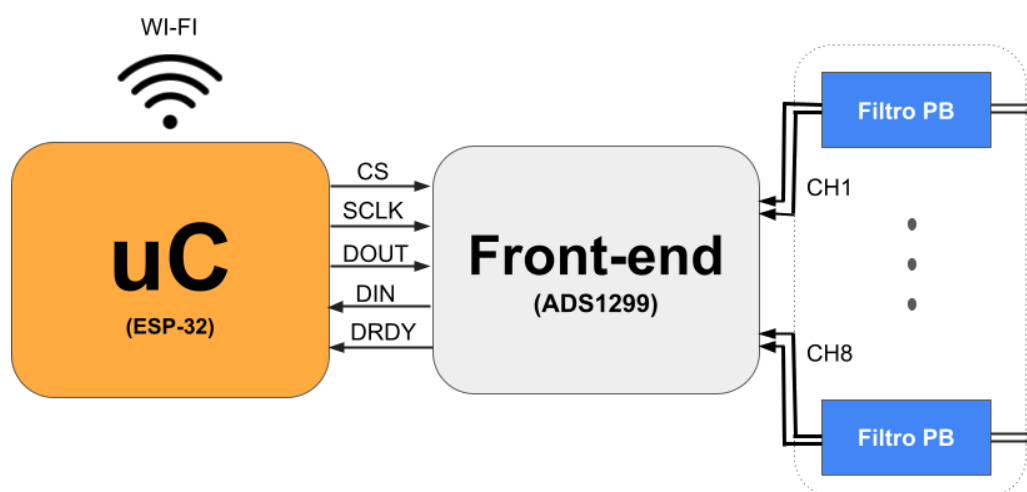
A plataforma de desenvolvimento é baseada no módulo ESP32-WROOM-32, o qual trabalha com um processador de 32 bit. Desta forma, a plataforma possui alta performance e um consumo de energia relativamente baixo ( $\leq 250$  mA). Além de proporcionar alta performance, a mesma possui um tamanho relativamente pequeno (5,2 x 2,8 cm), o que facilita seu acoplamento com o restante do hardware.

Uma das características mais importantes da plataforma de desenvolvimento ESP32-DEV KIT V1 é o módulo de comunicação *Wi-Fi* integrado que é de fácil utilização. Agregado a isso, há outras características relevantes para o projeto como as descritas no Anexo A.

### 3.2.2.2 Firmware e interconexão dos submódulos do MAq-Gd

Para comunicar o submódulo de gerenciamento de dados (ESP32 DEV-KIT V1) com o submódulo de aquisição (ADS1299 e componentes periféricos) é necessário realizar a interconexão dos pinos de comunicação SPI dos mesmos, além de uma porta digital do ESP32, para leitura do sinal derivado do pino DRDY do ADS1299. Os submódulos devem ser conectados conforme ilustrado na Figura 20.

Figura 20 – Diagrama de blocos ilustrando o módulo MAq-Gd com as ligações dos submódulos de aquisição e gerenciamento de dados.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Foi desenvolvido um firmware baseado nos conceitos de programação concorrente, na qual se descrevem varias atividades que ocorrem simultaneamente (ALMASI; GOTTLIEB, 1994). Desta forma, o firmware em questão trabalha realizando algumas tarefas (*Tasks*) de forma paralela.

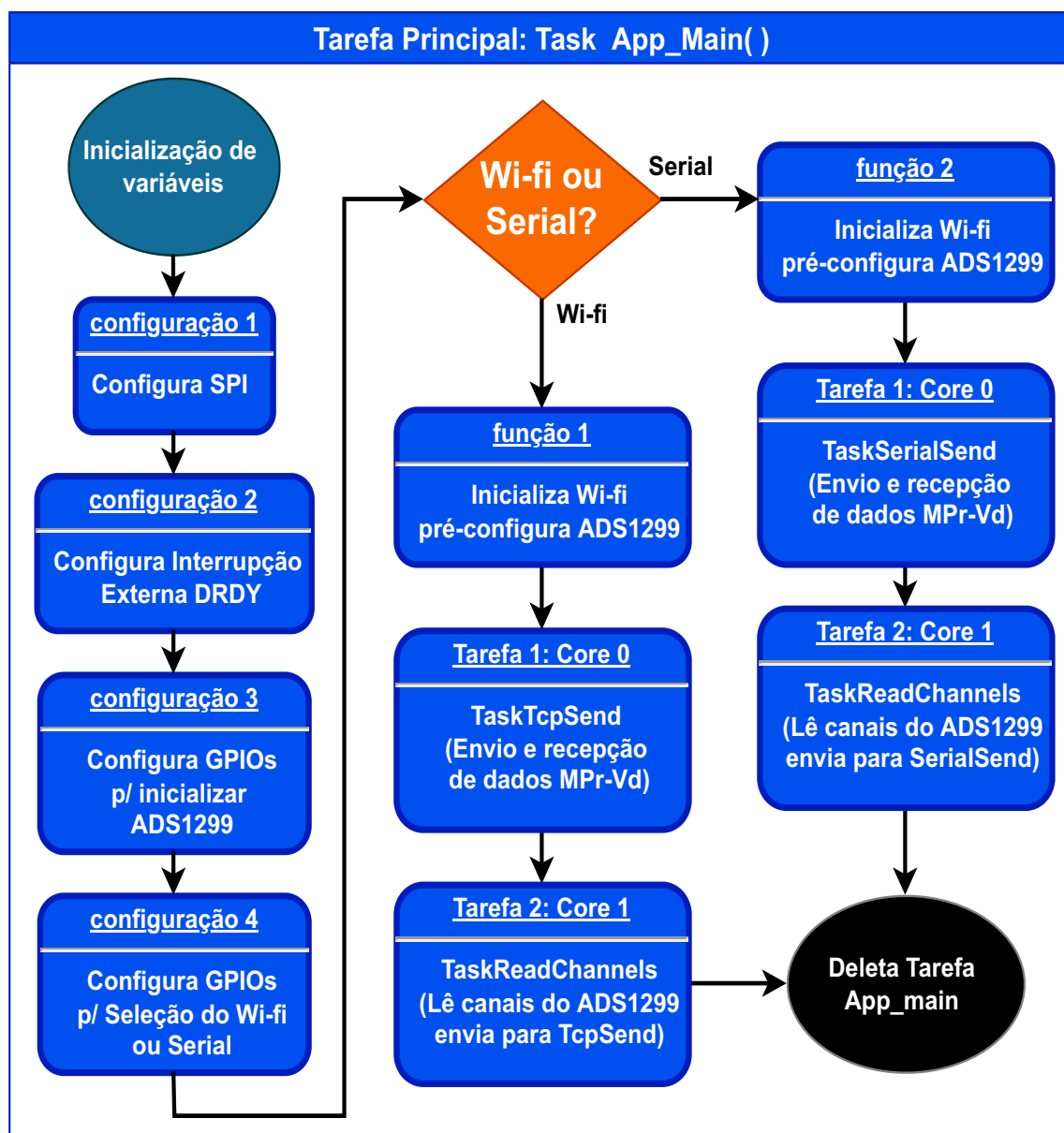
O código desenvolvimento realiza as seguintes funções: aguarda o recebimento via *Wi-Fi*, ou serial das configurações selecionadas pelo usuário na interface gráfica (ganho de tensão, modo de aquisição ou teste, teste de eletrodos); configura os registradores do ADS1299, aguarda o sinal DRDY de sinalização de conversão A/D realizada e envia os dados via *Wi-Fi* ou serial.

Após a configuração do ADS1299, o microcontrolador (*uC*) aguarda a sinalização de que os dados estão prontos para a leitura quando o sinal DRDY comuta para nível baixo e simultaneamente retorna a nível alto. Após isso, o ESP32 seleciona o ADS1299 e realiza a leitura de 216 bit, o que corresponde as tensões convertidas dos 8 canais do mesmo, já que cada canal possui uma resolução de 24 bit e há mais 24 bit de *status* dos eletrodos.

Para realizar os processos descritos no parágrafo acima, o código foi elaborado utilizando uma função e duas tarefas (*task*) principais. A função elaborada configura a comunicação SPI com clock em 1 MHz, ajusta o pino de interrupção externa que é necessário para fazer a leitura do DRDY, além de configurar e inicializar a serial ou o *Wi-Fi*. Já a primeira tarefa, que é a de maior prioridade, realiza a leitura dos canais sempre que o semáforo é liberado na rotina de interrupção. Ao ser liberada a leitura, essa mesma tarefa envia, por uma fila, o ponteiro que aponta para o local de memória onde os dados recebidos do ADS1299 estão. Por fim, o ponteiro é recebido pela fila na tarefa que envia e recebe os dados pelo *Wi-Fi* ou pela serial. Assim, ao receber o ponteiro essa tarefa ajusta os dados e faz o envio via *Wi-Fi* ou serial. A rotina geral e as tarefas são ilustradas pelos diagramas das Figuras 21, 22 e 23.



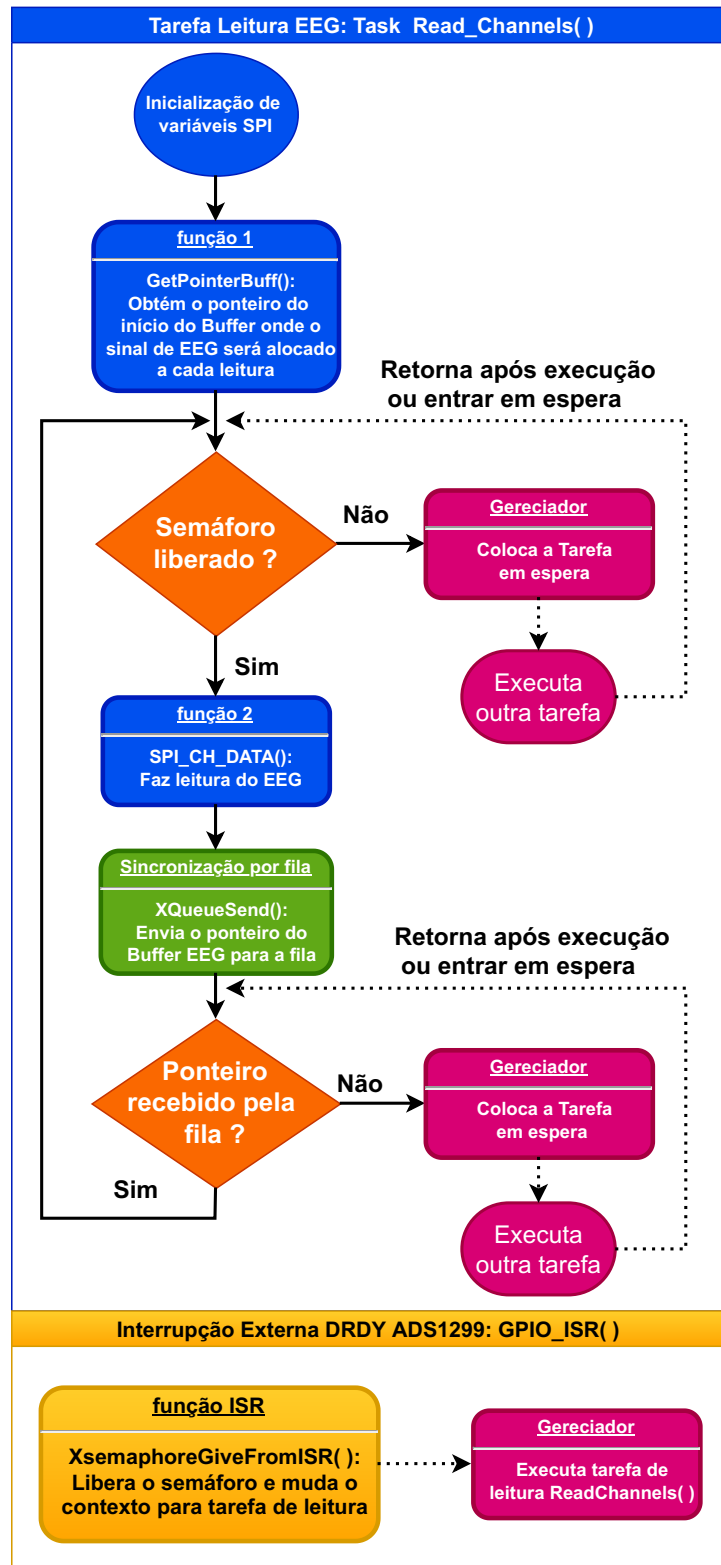
Figura 21 – Diagrama de blocos da tarefa principal do firmware *FreeRTOS*.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

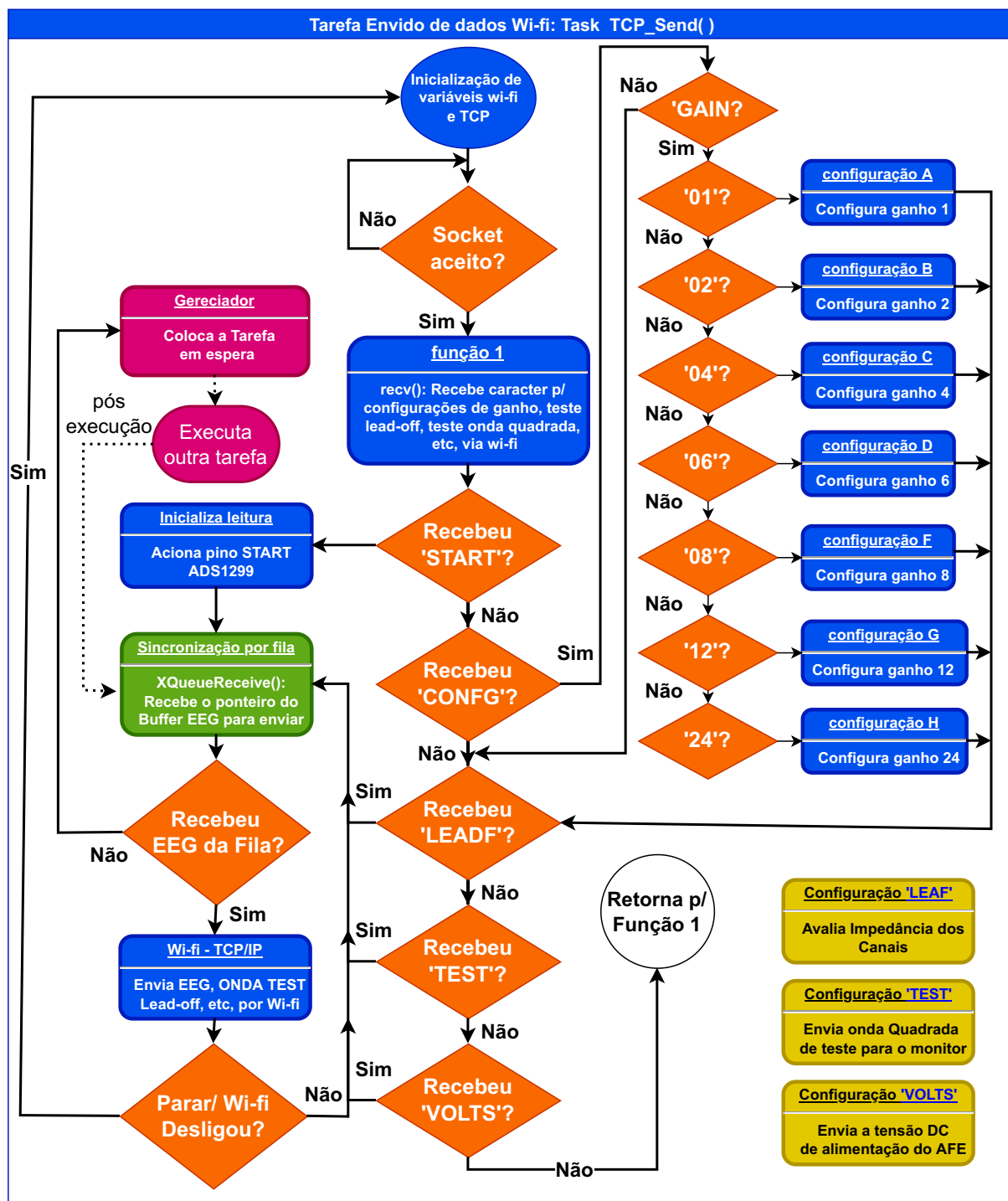
A tarefa que realiza o envio dos dados via serial, possui um mesmo fluxograma da tarefa de envio por *Wi-Fi*, mudando apenas os blocos das configurações do *Wi-Fi* pelas configurações da serial. As rotinas das tarefas ilustradas pelos diagramas das Figuras 23, 24 e 25 foram divididas entre os dois núcleos do ESP32. A rotina relacionada a aquisição dos dados foi alocada no núcleo número 1, separada das demais para que não houvessem problemas relacionados a interferências das outras rotinas nas aquisições. Evidentemente, as rotinas não relacionadas a aquisição foram alocadas no núcleo número 0. Entretanto, além de fixar as tarefas em núcleos diferentes, também é necessário realizar algumas configurações para que as rotinas descritas funcionem

Figura 22 – Diagrama de blocos da tarefa de leitura do EEG.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 23 – Diagrama de blocos da tarefa de envio de dados via Wi-Fi.

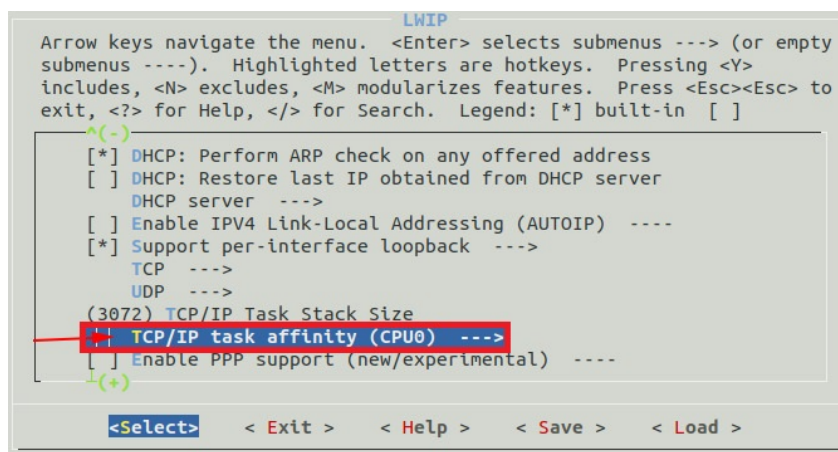


Fonte – Produção do próprio autor (2022).

corretamente. Primeiramente, é necessário fixar no núcleo número 0 (ver Figura 24) à tarefa pré-definida *tiT* que esta relacionada com as funções da biblioteca *lwip*, a qual é utilizada para encaminhar os dados utilizando o protocolo TCP/IP que foi definido para este trabalho. Após o passo anterior, é necessário otimizar a utilização da *lwip* na

IRAM para melhorar a taxa de transferência de dados selecionando a opção ilustrada na Figura 25, a qual ilustra a opção no *menu* de configuração da ESP32.

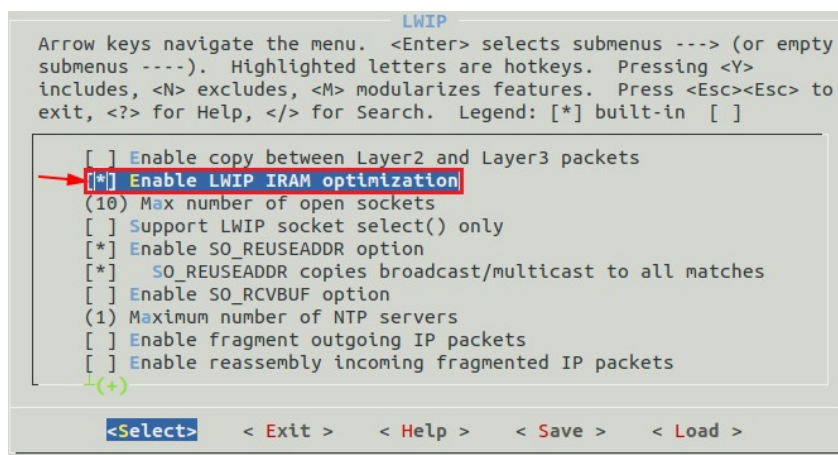
Figura 24 – Configuração para fixar a tarefa relativa ao TCP/IP no núcleo número 0.



```
LWIP
Arrow keys navigate the menu. <Enter> selects submenus ---> (or empty
submenus ----). Highlighted letters are hotkeys. Pressing <Y>
includes, <N> excludes, <M> modularizes features. Press <Esc><Esc> to
exit, <?> for Help, </> for Search. Legend: [*] built-in [ ]
^(-)
[*] DHCP: Perform ARP check on any offered address
[ ] DHCP: Restore last IP obtained from DHCP server
DHCP server --->
[ ] Enable IPV4 Link-Local Addressing (AUTOIP) ----
[*] Support per-interface loopback --->
TCP --->
UDP --->
(3072) TCP/IP Task Stack Size
[*] TCP/IP task affinity (CPU0) --->
[ ] Enable PPP support (new/experimental) ----
+ (+)
<Select> < Exit > < Help > < Save > < Load >
```

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 25 – Configuração para otimização da *lwip* na IRAM.



```
LWIP
Arrow keys navigate the menu. <Enter> selects submenus ---> (or empty
submenus ----). Highlighted letters are hotkeys. Pressing <Y>
includes, <N> excludes, <M> modularizes features. Press <Esc><Esc> to
exit, <?> for Help, </> for Search. Legend: [*] built-in [ ]
[ ] Enable copy between Layer2 and Layer3 packets
[*] Enable LWIP IRAM optimization
(10) Max number of open sockets
[ ] Support LWIP socket select() only
[*] Enable SO_REUSEADDR option
[*] SO_REUSEADDR copies broadcast/multicast to all matches
[ ] Enable SO_RCVBUF option
(1) Maximum number of NTP servers
[ ] Enable fragment outgoing IP packets
[ ] Enable reassembly incoming fragmented IP packets
+ (+)
<Select> < Exit > < Help > < Save > < Load >
```

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

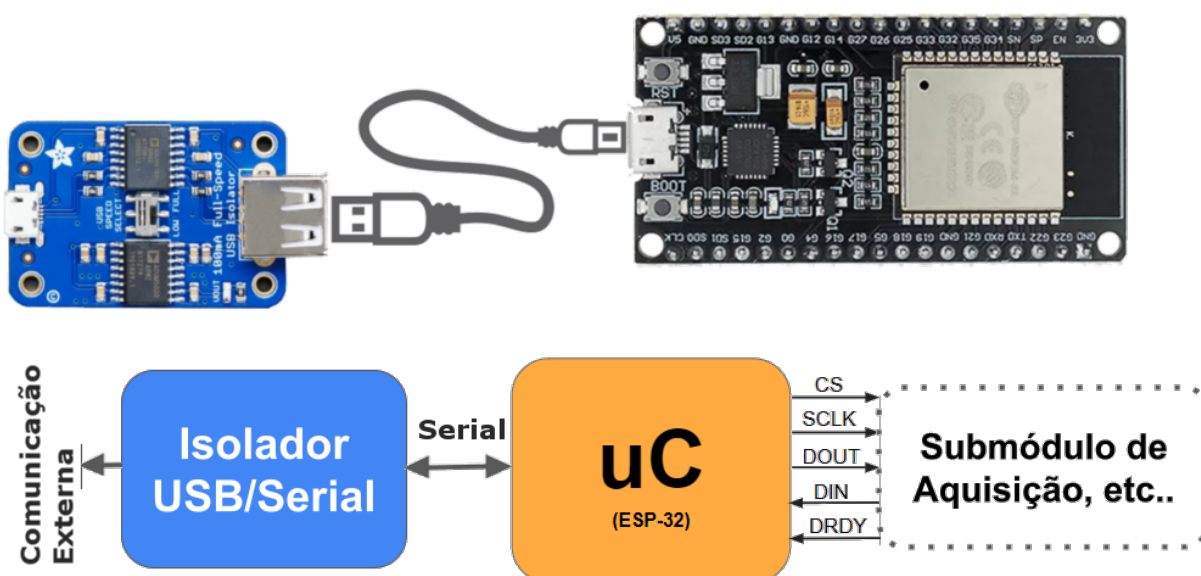
### 3.2.2.3 Isolador para comunicação serial do ESP32

Conforme as recomendações da ABNT NBR IEC 60601-1:2010 é preciso garantir o isolamento elétrico dos circuitos do equipamento com a rede elétrica em todos os pólos da alimentação simultaneamente. Desta forma, é preciso utilizar circuitos isoladores para que o equipamento não tenha contato elétrico com a rede elétrica para garantir a segurança do paciente. No caso do equipamento desenvolvido neste

trabalho, a rede elétrica não possui contato direto com nenhum circuito, visto que o dispositivo opera com tensão contínua. Entretanto, o isolamento foi previsto e implementado, tanto no circuito de alimentação, como no circuito de comunicação serial, o qual pode vir a ser utilizado junto a um computador que porta o software para processamento e visualização do EEG.

Para isolar o circuito de comunicação serial do módulo MAq-Gd, o qual é conectado a um computador caso o usuário opte por esse meio de comunicação, foi utilizada uma placa isoladora USB desenvolvida pela empresa *Adafruit Industries*. A placa desenvolvida tem sua topologia baseada nos conversores DC/DC isolados dos modelos ADUM5000 e ADUM4160 da *Analog Devices*. O isolador ADUM4160 é certificado pela NBR IEC 60601-1, conforme a folha de dados do fabricante, portanto, o mesmo atende as especificações da norma. Além disso, este isolador pode ser utilizado em dois modos transmissão: modo de baixa e alta velocidade. O modo de baixa velocidade opera com uma taxa de transmissão de dados de 1,5 Mbps, já o modo de alta velocidade opera a 12 Mbps. Neste contexto, ambos os modos são capazes de atender a taxa de comunicação requisitada pela aplicação. A Figura 26, ilustra a ligação física e em diagrama de blocos do isolador ligado ao ESP32.

Figura 26 – Ligação física e ilustração em diagrama de blocos da ligação entre o isolador e o ESP32 para isolar a comunicação serial.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

A escolha por isolar a ligação elétrica dos pinos de comunicação serial em detrimento da conexão SPI entre o submódulo de gerenciamento de dados e o de aquisição foi feita para evitar problemas de atraso na comunicação SPI, a qual é crucial no processo de aquisição, visto que é por ela que são obtidos os dados dos sinais de

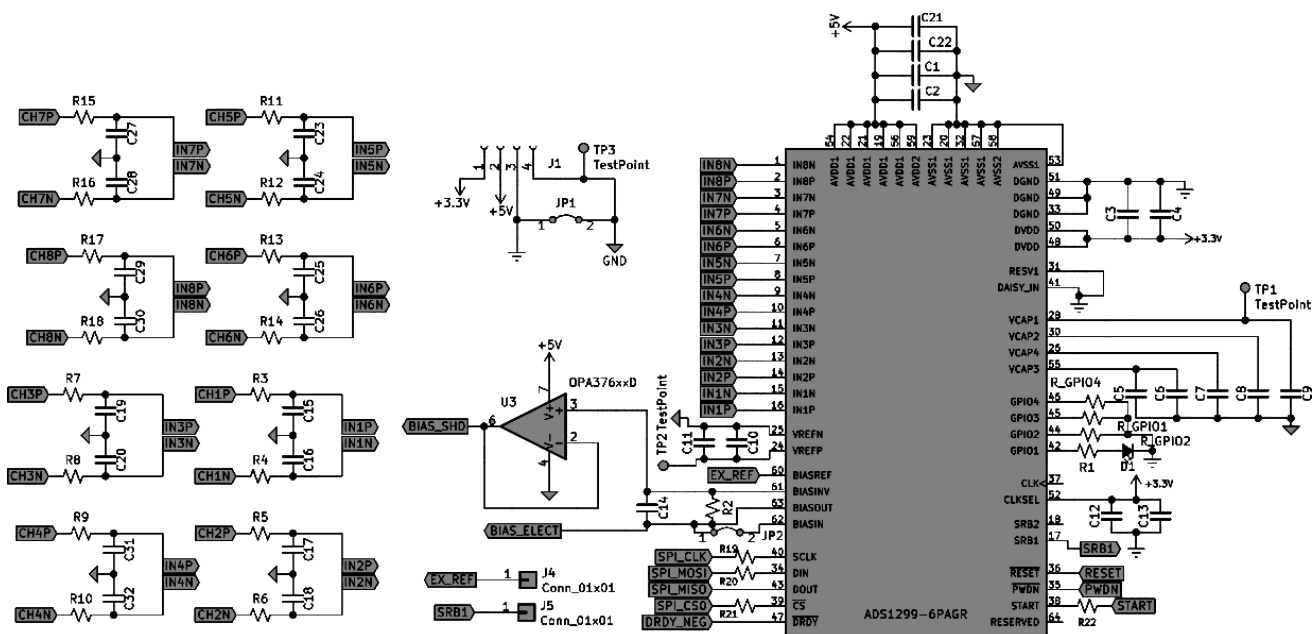
EEG.

### 3.2.3 Esquema elétrico do MAq-Gd

O esquema elétrico do módulo MAq-Gd desenvolvido é ilustrado pelas Figuras 27 e 28. Para elaborar o esquemático foram feitas as seguintes considerações: (a) não alimentar o ADS1299 com a mesma fonte que alimenta o ESP32; (b) utilizar capacitores com baixas tolerâncias e de preferência capacitores cerâmicos multicamadas (MLCC) para serem utilizados junto ao ADS1299; (c) utilizar resistores de precisão de filme fino, para as interconexões com o ADS1299. Essas recomendações podem ser observadas nas folhas de dados do AFE ADS1299 da *Texas Instruments*.

Com base nas considerações feitas e nas recomendações da folha de dados do CI, o esquema proposto é constituído com conectores de alimentação distintos, um para o ADS1299 e outro para o ESP32. Também, foram previstos alguns pontos de teste e conectores para utilizar outras funcionalidades do ADS1299 caso fosse necessário. Para realizar os testes de comunicação entre o ADS1299 e o ESP32 foi colocado um LED na porta GPIO1 para sinalizar alguns processos ao programador. Além disso, o pino BIASINV foi ligado ao amplificador operacional OPA376 para proporcionar um sinal de blindagem aos cabos.

Figura 27 – Esquema elétrico das conexões relativas ao ADS1299 utilizado no módulo MAq-Gd.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Os filtros passivos ligados aos canais do ADS1299 da Figura 27 foram conectados a um conector DB25, no qual os eletrodos podem ser conectados utilizando uma



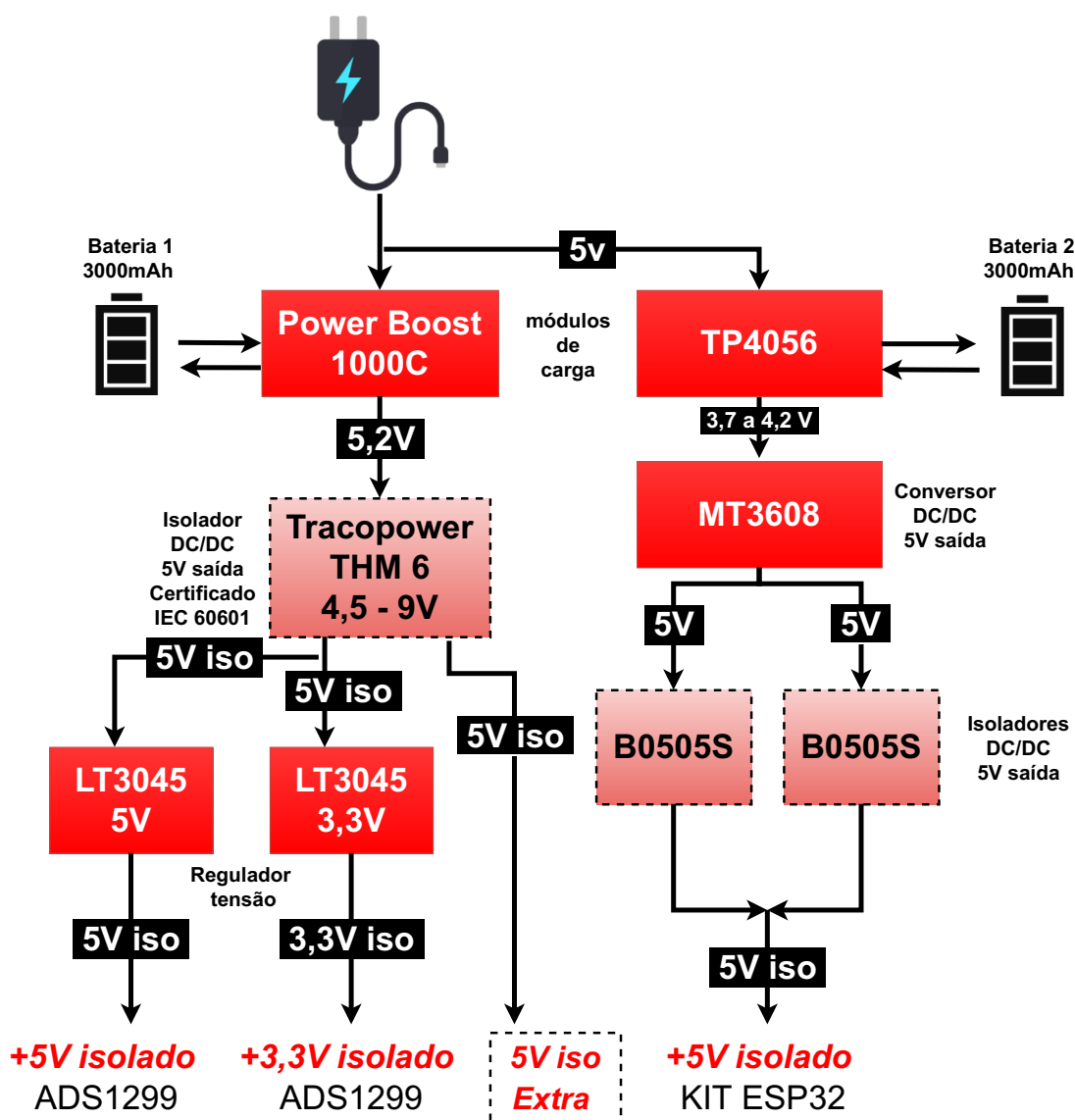
Para realizar a alimentação foi previsto a possibilidade de alimentar o circuitos das seguintes formas:

- Via bateria, com a bateria contendo valor máximo de tensão de 4,2 V e valor mínimo de 3,7 V;
- Via interface USB utilizando carregador DC com corrente de saída de pelo menos 1 A e tensão de alimentação de 5V;

A Figura 29 ilustra o diagrama de blocos simplificado do circuito do módulo MReg-Gc desenvolvido para carregar as baterias e regular a tensão de alimentação do módulo MAq-Gd.

Conforme o diagrama de blocos ilustrado na Figura 29, o MReg-Gc alimenta o

Figura 29 – Diagrama de blocos do circuito contido do módulo MReg-Gc.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).



MAq-Gd utilizando as duas baterias do dispositivo ou utilizando o carregador caso as baterias estejam descarregadas. Entretanto, o carregador precisa suprir mais que 1 A de corrente para que não ocorra afundamento das tensões de saída do MReg-Gc. Para carregar a bateria relativa a alimentação do ADS1299, foi utilizado o módulo de carga modelo PowerBoost 1000C da *Adafruit Industries*, o qual carrega e converte a tensão da bateria (3,7V a 4,2V) que está aplicada a sua entrada para 5,2V em sua saída. Por outro lado, para carregar a bateria relativa a alimentação do ESP32 foi utilizado o módulo TP4056 da *NanJing Top Power ASIC corporation*, o qual é mais simples que o PowerBoost 1000C por não ter um conversor *boost* em sua estrutura. Desta forma, foi necessário conectar um conversor *boost* do modelo MT3608 da *Aerosemi* para converter a tensão de entrada que varia entre 3,7 e 4,2 V, para uma tensão de 5V na saída deste conversor.

Após os estágios de carga e *boost* de tensão, foram alocados isoladores de tensão de forma a garantir a segurança elétrica do paciente. Para a alimentação utilizada no ESP32 o isolador utilizado foi o B0505S-1W da *Guangzhou Reicu Electronic Technology Corporation*. Foram ligados dois conversores DC/DC isolados deste modelo em paralelo na saída do MT3608 para não limitar a corrente que chega ao ESP32 em possíveis picos de corrente devido ao envio contínuo dos dados. Esses isoladores fornecem um isolamento galvânico de 1,6 KV e tensão de saída isolada de 5 V. Já para a alimentação do ADS1299, após o PowerBoost 1000c, também foi colocado um conversor DC/DC isolado. No entanto, como os canais do ADS1299 ficam ligados diretamente ao paciente, o conversor escolhido para aplicação foi o THM6-0511 da *Traco Power*. Este conversor foi definido com base na sua certificação para uso em equipamentos médicos, a qual é estabelecida considerando os testes de isolamento previstos na IEC 60601-1, para assegurar a integridade física do paciente. A saída deste conversor fornece uma tensão isolada de 5V , relativamente regulada.

Embora a tensão na saída do THM6-0511 seja regulada, sabe-se por antemão que conversores DC/DC produzem ripple em sua frequência de chaveamento. Com o intuito de reduzir esse efeito e aumentar a taxa de rejeição de ruído da fonte (*Power supply rejection ratio* - PSRR), ainda foi colocado um regulador linear *Low Drop Out* (LDO) LT3045 da *Texas Instruments* (TI) para regular a tensão em 5 V. Este mesmo modelo de regulador, também foi utilizado para regular o nível de tensão da alimentação digital que é de 3,3 V. Para fazer a regulação de tensão com este LDO para 5 V ou 3,3 V, basta mudar o resistor adequado especificado pela folha de dados do componente.

### 3.3.1 Submódulos de gerenciamento de carga: PowerBoost 1000C e TP4056

Como dito anteriormente, o MReg-Gc alimenta o MAq-Gd utilizando duas baterias ou via carregador com entrada USB. Para isso, foram utilizados os circuitos modulares PowerBoost 1000C e o TP4056. A escolha destes componentes foram

dadas com base em suas características, as quais estão descritas na Tabela 3.

Tabela 3 – Características consideradas para a escolha dos submódulos de carga

<b>Características</b>	<b>PowerBoost 1000c</b>	<b>módulo TP4056</b>
Fabricante	Adafruit Industries	Não especificado
CI Controlador de carga	MCP73871	TP4056
Conversor <i>boost</i> integrado	sim	não
CI conversor <i>boost</i>	TPS61090	-
Eficiência do conversor <i>boost</i>	96%	-
Frequência de chaveamento	700 KHz	-
Circuito de proteção	sim	sim
Tensão na entrada	3 a 4,2 V	3 a 4,2 V
Tensão na saída	5,2 V	mesma da bateria
Corrente de saída	1 a 2 A	1 A
Indicador de carga total	sim	sim
Indicador de carregamento	sim	sim
Indicador de bateria baixa	sim	não
Chave liga-desligada	sim	não
Conector para carga	micro USB tipo B	micro USB tipo B
Dimensões	3,6 x 2,3 cm	2,6 x 1,7 cm
Preço (US\$)	19,95	1,25

Fonte – Adafruit Industries, (2021) e Texas Instruments, (2021).

Como o submódulo de carga TP4056 não possui o conversor *boost* para elevar a tensão provida pela bateria para 5V, foi alocado à saída da bateria o módulo conversor *boost* MT3608. A escolha deste conversor se deu devido aos seguintes parâmetros: eficiência acima de 93%, tensão de saída ajustável entre 5V e 28V, corrente máxima de saída de 2 A, frequência de operação de 1,2 MHz. A forma como este conversor deve ser ligado ao TP4056 está descrito na Seção 3.3.3.

### 3.3.2 Circuitos de Isolação e regulação de tensão

Embora o ADS1299 possua elevado PSRR, foi tomado o cuidado para reduzir ao máximo interferências eletromagnéticas acopladas pela alimentação. Além disso, também foi tomado o cuidado para reduzir o ripple dos conversores DC/DC utilizados. Pensando nisso, foram aplicados filtros tipo  $\pi$  com núcleos de ferrite após o PowerBoost 1000C e após o conversor DC/DC isolado THM6-0511. Cabe salientar que para

o circuito de alimentação do microcontrolador, não foi utilizado o filtro tipo  $\pi$ , já que haviam capacitores para filtragem da alimentação no próprio circuito da plataforma ESP32 DEVKIT V1. No entanto, ainda assim foram utilizados capacitores para filtragem na entrada e na saída dos conversores DC/DC isolados B0505S-1W que foram colocados antes da alimentação da plataforma, conforme ilustrado no diagrama de blocos da Figura 29. A ligação elétrica dos conversores utilizados para a alimentação da plataforma ESP32 está descrita na Seção 3.3.3.

No circuito da fonte pertinente ao ADS1299, após o circuito dos filtros, foram utilizados os reguladores de tensão LT3045 para obter os níveis digital e analógico de tensão que foram definidos em 3,3 V e 5V, respectivamente. O modelo do regulador de tensão escolhido, bem como o dos conversores DC/DC isolados foram estipulados devido as características apresentadas na Tabela 4.

Tabela 4 – Características dos conversores DC/DC isolados e dos reguladores de tensão

<b>Características</b>	<b>THM6-0511</b>	<b>B0505S-1W</b>	<b>LT3045</b>
Aplicação	isolador	isolador	regulador de tensão
Fabricante	Traco Power	Reicu	Analog Devices
Tensão de saída	5 V	5 V	3,3/5 V
Corrente de saída	1200 mA	200 m??	500 mA
Tensão de entrada	4,5 a 9 V	4,5 a 5,5 V	1,8 a 20V
Tolerância de tensão de saída	$\pm 1\%$	$\pm 5\%$	$\pm 1\%$
Ripple e ruído na saída	30 mVp-p	75 mVp-p	0,8 $\mu$ VRMS
PSRR	-	-	76 a 117dB
Queda de tensão	10 mV	0,05 a 625 m??	220 a 260 mV
Preço (US\$)	41,64	6,35	7,54

Fonte – *Traco Power*, (2021); *Texas Instruments*, (2021) e *Reicu*, (2021).

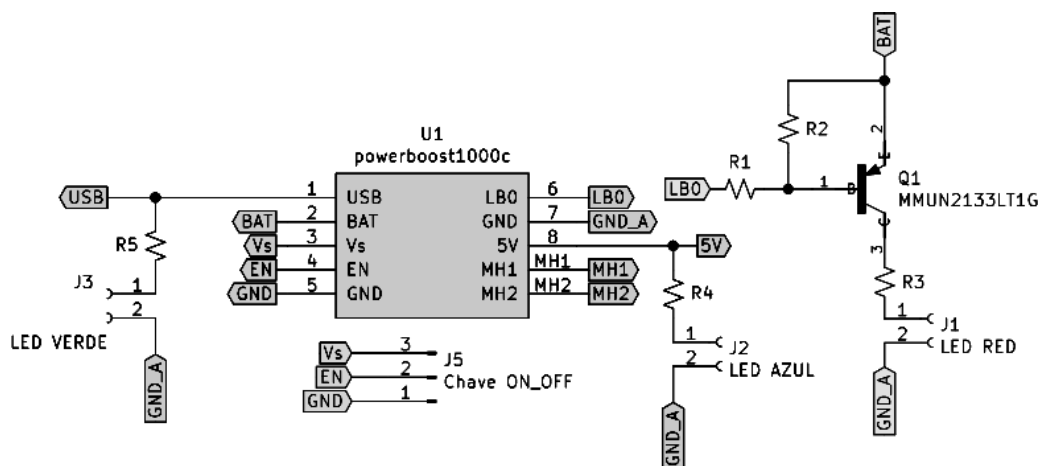
### 3.3.3 Esquema elétrico do MReg-Gc

Para desenvolver este módulo foram elaborados dois circuitos modulares. Como dito anteriormente, um circuito é responsável por alimentar o ADS1299 e o outro por alimentar o ESP32.

Para o circuito responsável por alimentar o ADS1299 foi desenvolvido uma placa de circuito impresso (PCI), com o esquema elétrico ilustrado pelas Figuras 30 e 31. Em contra partida, o circuito desenvolvido para alimentar o ESP32, foi construído ligando

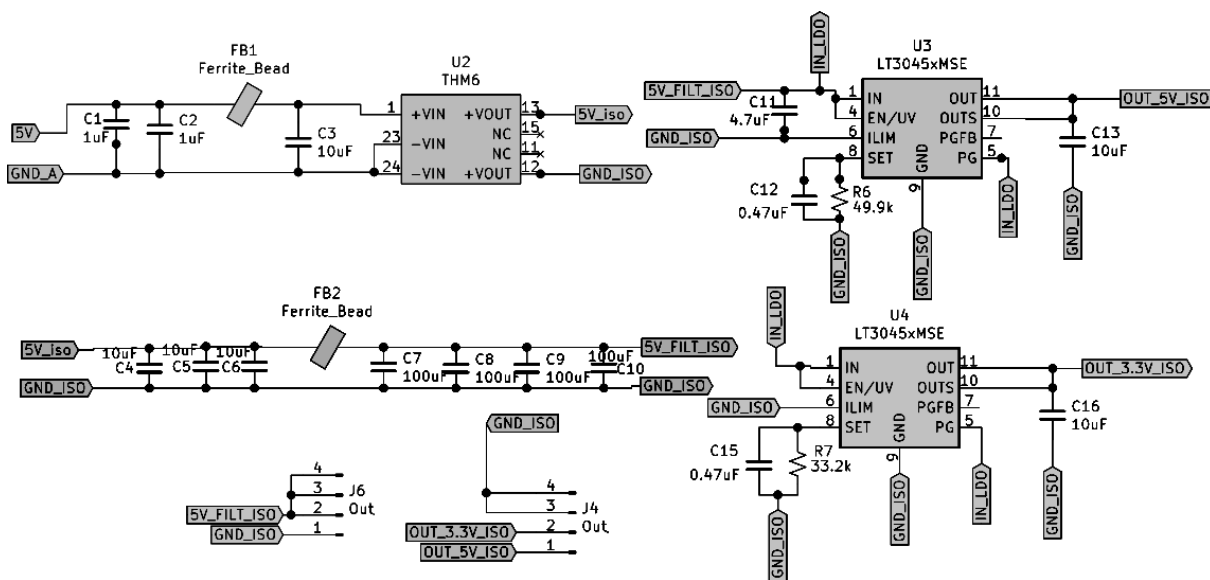
os componentes em uma placa perfurada de prototipação. Desta forma, para esse último circuito foram ilustrados na Figura 32 as respectivas ligações dos componentes por um diagrama em blocos.

Figura 30 – Esquema elétrico do circuito controlador de carga das baterias do ADS1299 MReg-Gc contido no MReg-Gc.



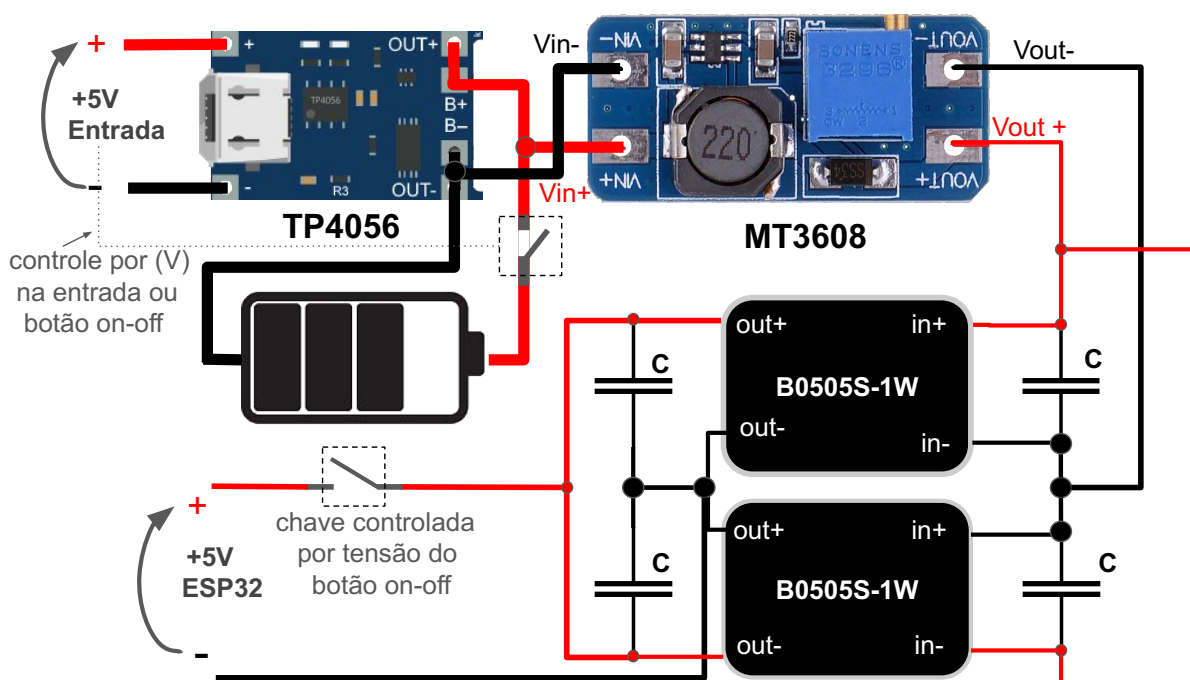
Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 31 – Esquema elétrico dos circuitos isolamento, filtragem e regulação da tensão de alimentação do ADS1299.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 32 – Diagrama de ligação do circuito responsável por alimentar o ESP32.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

### 3.4 MÓDULO DE PROCESSAMENTO E VISUALIZAÇÃO DE DADOS: MPR-VD

O módulo MPr-Vd tratado nesta seção, consiste de um software desenvolvido em *Python* (*Neurological Monitor for Newborn Screening - NBS-Mx*) e instalado em um computador. Além disso, o computador, que faz parte desse módulo, deve ter acesso *Wi-Fi* para que possa ser conectado à máquina de eletroencefalografia, a qual é constituída pelo MAq-Gd e o MReg-Gc. O software em questão utilizou a biblioteca *RTGraph* que foi utilizada no sistema ubíquo SDC-X desenvolvido no IEB-UFSC, o qual é um sistema que tem como aplicação estudos na área de saúde visando realizar o diagnóstico precoce de complicações derivadas da Diabetes Mellitus (TERRA, 2020).

Por outro lado, o *software* desenvolvido neste trabalho tem o intuito de auxiliar os profissionais de saúde na tomada de decisão e auxiliar na triagem de pacientes recém-nascidos com possíveis encefalopatias. Esse *software* permite que os profissionais realizem a análises dos sinais de EEG e aEEG. Além disso, o mesmo realiza a detecção automática de eventos epilépticos e classifica de forma automática os traçados de fundo do aEEG fazendo a avaliação neurológica com base nestes parâmetros e nos dados do cadastro do paciente. A metodologia de validação do sistema bem como as métricas utilizadas foram descrita nas seções 3.6.2 e 3.6.3.

### 3.4.1 Arquitetura e desenvolvimento do Software NBS-Mx

Para o desenvolvimento do software foi utilizado a linguagem de programação *Python*. O desenvolvimento foi conduzido em um ambiente virtual gerenciado pelo pacote *Conda* utilizando a distribuição *Anaconda* 3.6.9 do *Python* e o ambiente de desenvolvimento integrado (*Integrated Development Environment - IDE*) *Pycharm Community Edition 2020.3*.

Também foi necessário utilizar um conjunto de bibliotecas e *toolkits open-source* para realizar processos, gerenciamento de arquivos e processamento de dados. Em conjunto com estas ferramentas foi utilizado o *Framework* *PyQt5* para o desenvolvimento da interface gráfica do software. O conjunto principal de bibliotecas e ferramentas utilizadas durante o desenvolvimento estão descritos na Tabela 5.

Tabela 5 – Bibliotecas/*Toolkit/ToolBox* utilizadas para o desenvolvimento do software do MPr-Vd.

<b>Biblioteca/ToolKit</b>	<b>Versão</b>	<b>Descrição</b>	<b>Referência</b>
RTgraph	0.3.1	Aquisição e construção de gráficos lineares em tempo real	(SEPÚLVEDA; REYES; WEINSTEIN, 2015)
pyqtgraph	0.10.0	Construção de gráficos	(CAMPAGNOLA, 2012)
Matplotlib	0.10.0	Construção de gráficos personalizados	(HUNTER, 2007)
numpy	1.17.2	Manipulação de vetores e matrizes multidimensionais	(VAN DER WALT; COLBERT; VARRQUAUX, 2011; HARRIS <i>et al.</i> , 2020)
SciPy	1.3.1	Processamento de sinais e dados	(VIRTANEN <i>et al.</i> , 2020)
BiosPPy	0.6.1	Processamento de biopotenciais	(CARREIRAS <i>et al.</i> , 2015)
sqlite3	3.8	Construção e gerenciamento do banco de dados	(HARING, 2005)

continua na próxima página

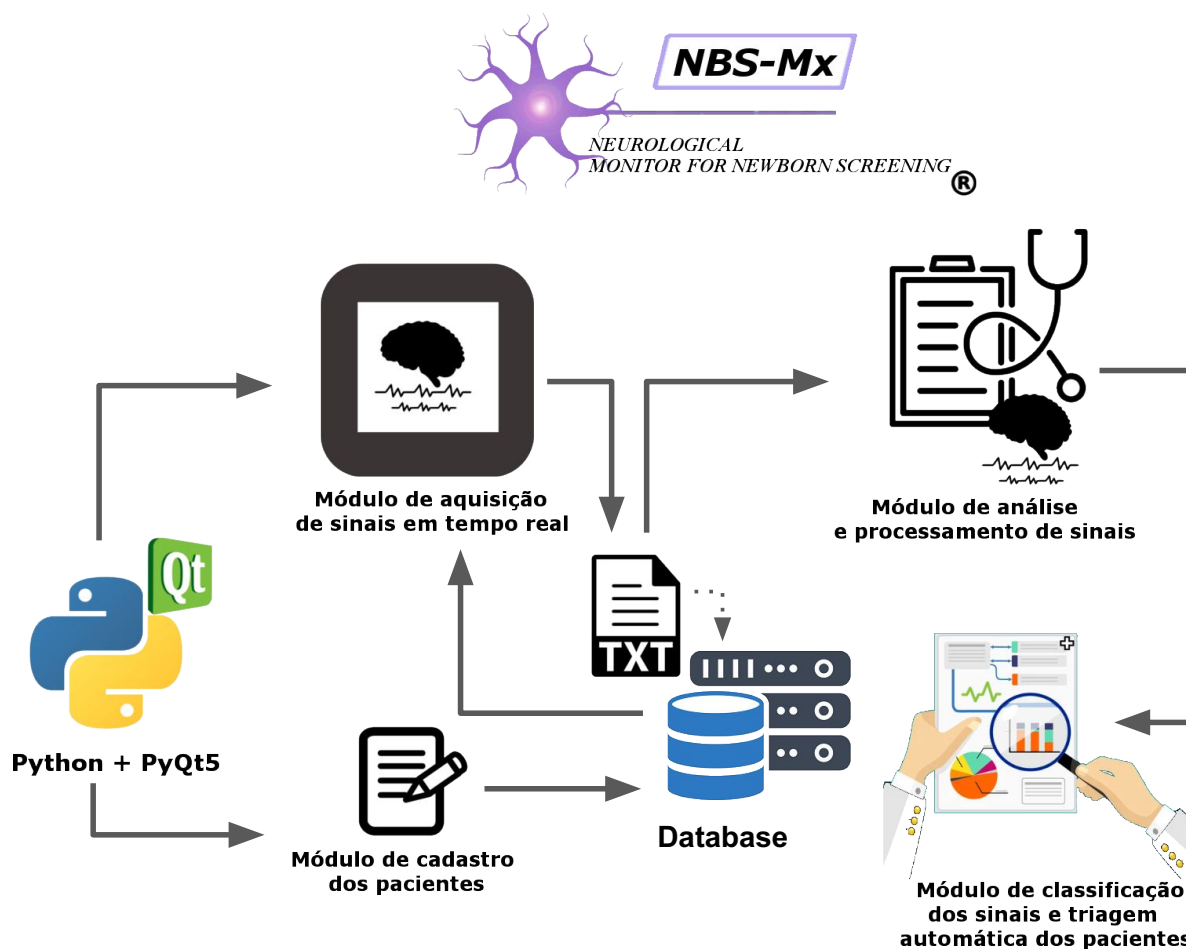
Tabela 5: Bibliotecas/ *Toolkit/ Toolbox* utilizadas para o desenvolvimento do software do MPr-Vd.

EEGLAB	14.1.2	Toolbox para realizar análise e processamento em sinais de EEG, desenvolvida com a linguagem <i>Matlab</i>	(MARTINEZ-CANCINO <i>et al.</i> , 2021)
--------	--------	--	---

Fonte – Produção do próprio autor, (2022).

A arquitetura do software NBS-Mx ilustrada na Figura 33 foi organizada em quatro módulos distintos, conforme segue: (a) Módulo de cadastro dos pacientes; (b) Módulo de aquisição e visualização de sinais em tempo real; (c) Módulo de análise e processamento de sinais e (d) Módulo de classificação dos sinais e triagem automática dos pacientes.

Figura 33 – Diagrama ilustrativo sobre a interação dos módulos do software.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

O módulo (a) possui uma interface que permite aos usuários realizarem o cadastro e gerenciamento dos pacientes. Neste cadastro são inseridas informações que são ou podem ser relevantes para o diagnóstico médico, tais como: a idade gestacional, o tipo de gestação, dados antropométricos, uso de medicamentos anticonvulsivantes, e índices de métodos utilizados para avaliar o estado geral do recém-nascido nos primeiros instantes de vida.

O módulo (b) permite que o profissional de saúde faça a coleta e a visualização dos sinais de EEG, aEEG e ECG em tempo real. Neste módulo são realizadas as configurações de aquisição dos sinais e outras configurações de teste como o de impedância adequada dos eletrodos.

Já o módulo (c) dispõe de determinados recursos para que os médicos façam a interpretação dos sinais de EEG e aEEG. Este módulo está integrado a *ToolBox EEGLAB* que fornece diversos recursos, como por exemplo análise de componentes independentes (*Independent Component Analysis - ICA*), entre outros recursos. O módulo também, facilita a análise dos sinais de aEEG, possibilitando a visualização de uma estimativa das margens superior e inferior do aEEG. Além disso, o módulo permite que o profissional da saúde gere um arquivo com observações dos padrões patológicos do traçado e o respectivo intervalo.

Por fim, o módulo (d) faz a classificação dos traçados de fundo do aEEG e triagem automática dos pacientes. Esse processamento é feito para auxiliar os médicos em suas interpretações. É evidente que cabe ao profissional de saúde à interpretação final e o diagnóstico. No entanto, esse módulo do software otimiza o processo de análise, visto que o tempo de monitoramento dos sinais do exame de eletroencefalografia é relativamente grande quando realizados à beira do leito em recém-nascidos. Neste contexto, são realizados três processos automáticos no código deste módulo: o primeiro processo realiza uma estimativa dos intervalos temporais em que ocorrem crises epileptiformes baseadas no sinais de aEEG; o segundo processo realiza a classificação dos traçados de fundo do aEEG, e por fim, no último processo o algoritmo utiliza as informações dos dois processos anteriores para triar os recém-nascidos para exames mais completos ou intervenções caso o médico julgue necessário. A metodologia empregada nos algoritmos está descrita nas seções 3.4.5.1, 3.4.5.2 e 3.4.5.3.

### 3.4.2 Módulo de cadastro dos pacientes

Com a finalidade de registrar os dados dos pacientes foi implementado neste módulo um banco de dados local *sqlite3* nativo do *python 3*. Esse banco de dados foi utilizado para gerenciar os registros de pacientes, a aquisição dos sinais e a análise dos dados. Na interface gráfica deste módulo, foi criado uma lista que contém os pacientes cadastrados na base de dados, com a finalidade de facilitar a busca, execução de novos exames, ou análise de exames já realizados.



Para cadastrar um novo paciente no banco de dados é necessário informar as iniciais do nome e do sobrenome da mãe. Também é preciso informar o código do prontuário do recém-nascido, além da idade gestacional (IG) em semanas e outros parâmetros que são importantes para a análise. Existem parâmetros neste cadastro que só poderão ser preenchidos corretamente após os exames serem realizados, por exemplo, se ocorreu EHI. Portanto, mesmo após cadastrar o paciente o módulo permite editar o seu cadastro, com exceção do nome da mãe e do código do prontuário.

### 3.4.3 Módulo de aquisição e visualização de sinais em tempo real

Após a definição do cadastro do paciente, o módulo de cadastro cria uma sub-pasta dentro da pasta raiz do programa instalado. Aproveitando esta sub-pasta, o módulo descrito nesta seção, ao realizar a aquisição dos sinais cria um arquivo .txt que é utilizado para a construção dos gráficos e análises nos demais módulos.

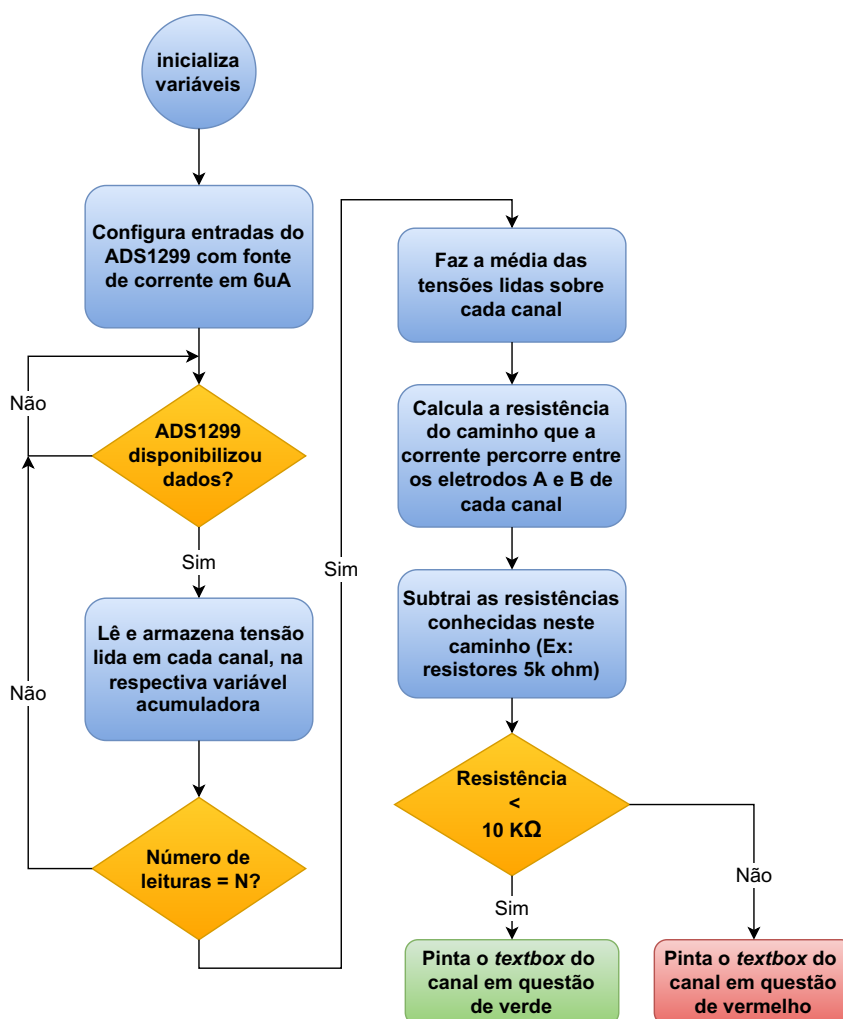
#### 3.4.3.1 Algoritmo de avaliação da impedância de contato

Na interface do módulo de aquisição foi integrada outra interface que roda em segundo plano, na qual é possível visualizar os gráficos dos sinais fisiológicos, constatar se a impedância dos eletrodos estão adequadas para a aquisição, além de permitir que o usuário selecione qual canal do dispositivo ele pretende observar.

Nesta versão piloto do software é possível constatar a impedância dos eletrodos apenas antes de iniciar a aquisição. Para realizar esse processo é feito uma estimativa da impedância sobre a região compreendida entre o eletrodo e a pele, aplicando corrente contínua sobre a pele do paciente e lendo a tensão sobre cada canal. A fonte de corrente utilizada faz parte da estrutura do ADS1299. Neste contexto, cabe salientar que a impedância adequada para realizar o exame de eletroencefalografia é de no máximo  $10\text{ K}\Omega$  (GOMES; BELLO, 2008). Assim, com base neste valor, o software executa as ações ilustradas pelo diagrama da Figura 34 para avaliar se a impedância dos eletrodos no canal está adequada.

Ainda vale lembrar que esta não é a melhor forma de avaliar a impedância de contato entre o eletrodo e a pele do paciente. A melhor forma seria utilizando fontes alternadas. Entretanto, para esta versão piloto do software, o algoritmo foi implementado desta maneira simplificada, mas que fornece uma estimativa razoável (GOVYADINOV *et al.*, 2017). Com relação as demais funcionalidades, como a construção dos gráficos em tempo real, é possível observar informações detalhadas nas seções 3.4.3.2 e 3.4.3.3.

Figura 34 – Fluxograma de funcionamento da tarefa de detecção de impedância de contato.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

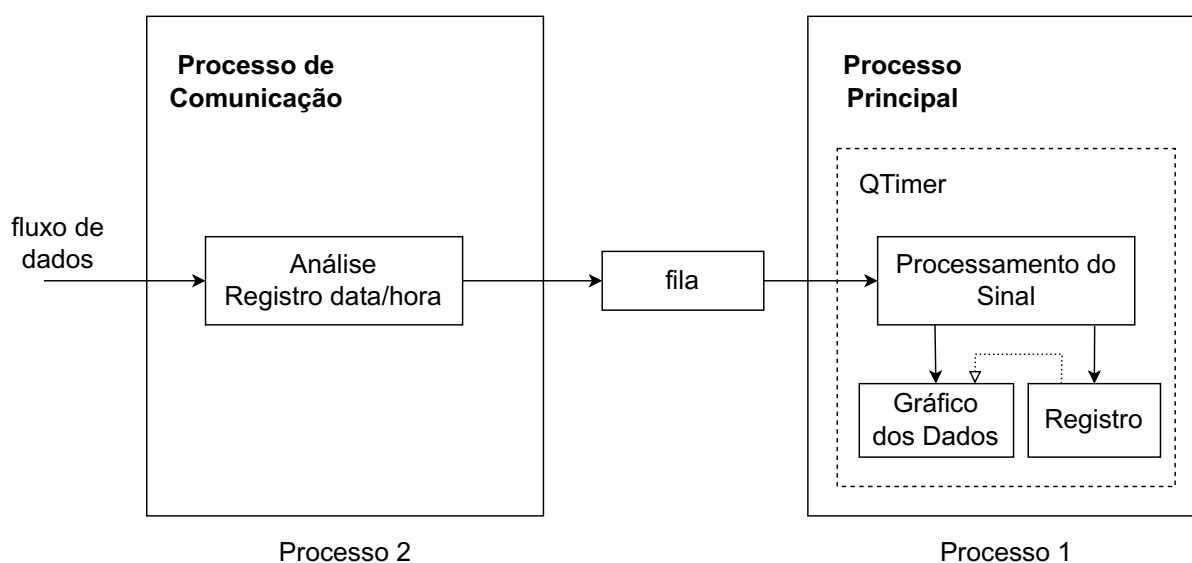
### 3.4.3.2 Algoritmo de processamento e criação dos gráficos de EEG e ECG

A interface deste módulo possibilita ao usuário escolher a aquisição dos sinais fisiológicos de dois modos distintos: via conexão serial USB ou via conexão sem fio *Wi-Fi*. Para isso, fez-se o uso do pacote/biblioteca *RTGraph* para *Python*, o qual é baseado na execução de processos em paralelo utilizando a biblioteca *multiprocessing* (SEPÚLVEDA; REYES; WEINSTEIN, 2015; TERRA, 2020). O pacote *RTGraph* foi implementado em *PyQt5* e utiliza a biblioteca *pyqtgraph* para realizar a construção e o desenho dos gráficos relativos aos sinais de EEG e ECG.

O pacote *RTGraph*, utiliza dois processos em seu funcionamento: processo de comunicação e processo principal. Esses dois processos são utilizados para realizar a aquisição dos sinais em tempo real. Neste contexto, o processo de comunicação é responsável por realizar a conexão com a porta serial ou *socket Wi-Fi* e encaminhar

os dados desta aquisição para uma fila de dados. Desta forma, o processo principal fica responsável por consumir os dados da fila que recebe os dados do processo de comunicação. Após o processo principal consumir os dados da fila é feito o processamento e a construção gráfica dos sinais. A arquitetura de funcionamento do *RTGraph* pode ser visualizada na Figura 35.

Figura 35 – Diagrama da arquitetura de funcionamento da biblioteca *RTGraph* para Python.



Fonte – Adaptado de SEPÚLVEDA; REYES; WEINSTEIN (2015).

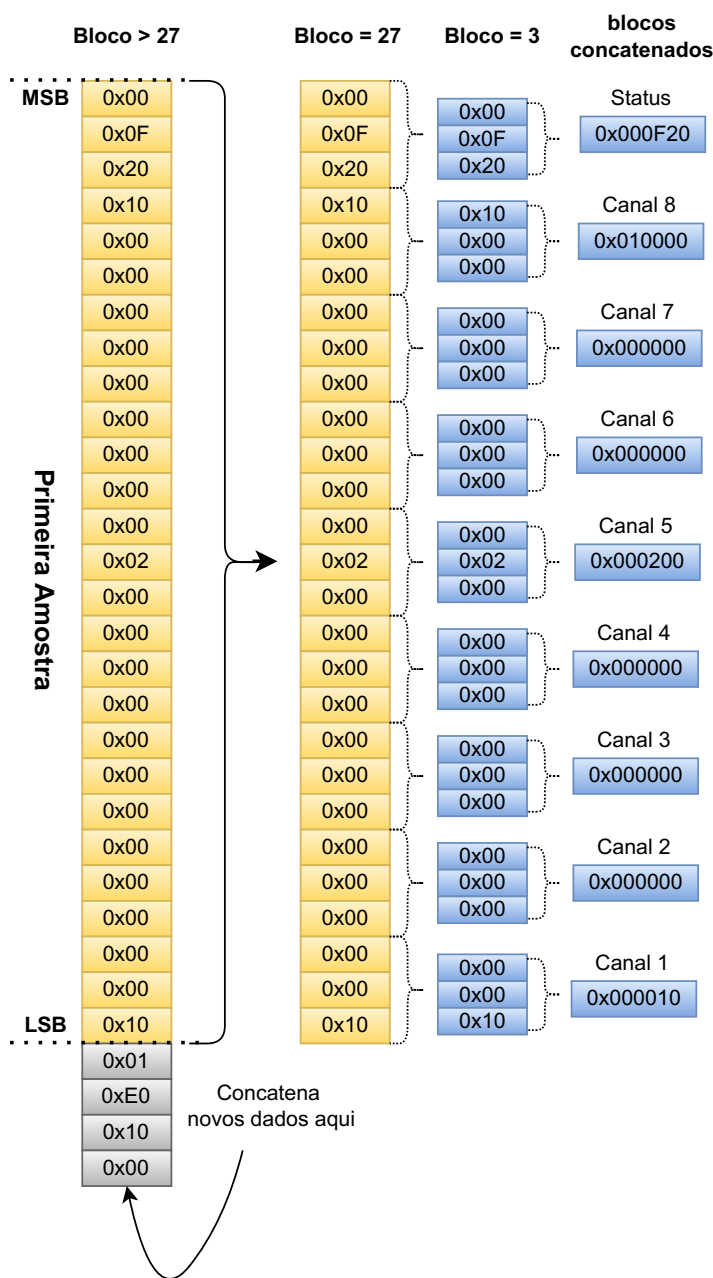
O benefício deste pacote para realizar o processo de aquisição é que o mesmo permite a visualização dos gráficos dos dados em tempo real. Além disso, o *RTGraph* permite configurar a quantidade de gráficos a serem colocados na interface, o que possibilita ao desenvolvedor realizar a adição de novos protocolos de aquisição de dados em versões futuras do software (SEPÚLVEDA; REYES; WEINSTEIN, 2015).

O pacote original do *RTGraph* funciona tanto nos sistemas operacionais *Windows* e *Linux* (TERRA, 2020). Entretanto, cabe salientar que foram realizadas algumas modificações no *RTGraph*. Essas modificações foram realizadas no protocolo de comunicação do processo de recepção dos dados via serial USB e também via *Wi-Fi*. Na comunicação via serial, no próprio ESP32, os dados de cada canal foram separados por vírgula e enviados como caracteres com codificação UTF-8, para serem alocados na fila de dados do software. Já para a comunicação via *Wi-Fi* os dados foram enviados do ESP32 como um *string* hexadecimal. No entanto, esse *string* de dados hexadecimais não é enviado sempre com o mesmo tamanho. Portanto, para recuperar as informações digitais de cada canal do eletroencefalógrafo é necessário receber esse *string* de dados hexadecimais e concatenar essas informações conforme

os dados vão chegando. Posteriormente, é necessário segmentar esse *string* em blocos de 27 caracteres que corresponde a uma amostra de todos os canais. Por fim, os 27 caracteres são fragmentados em blocos de 3 caracteres, os quais correspondem aos dados digitais de cada canal. A Figura 36, ilustra a forma de particionar os dados recebidos via *Wi-Fi*.

No software em questão, a aquisição dos sinais fisiológicos é feita a uma taxa de

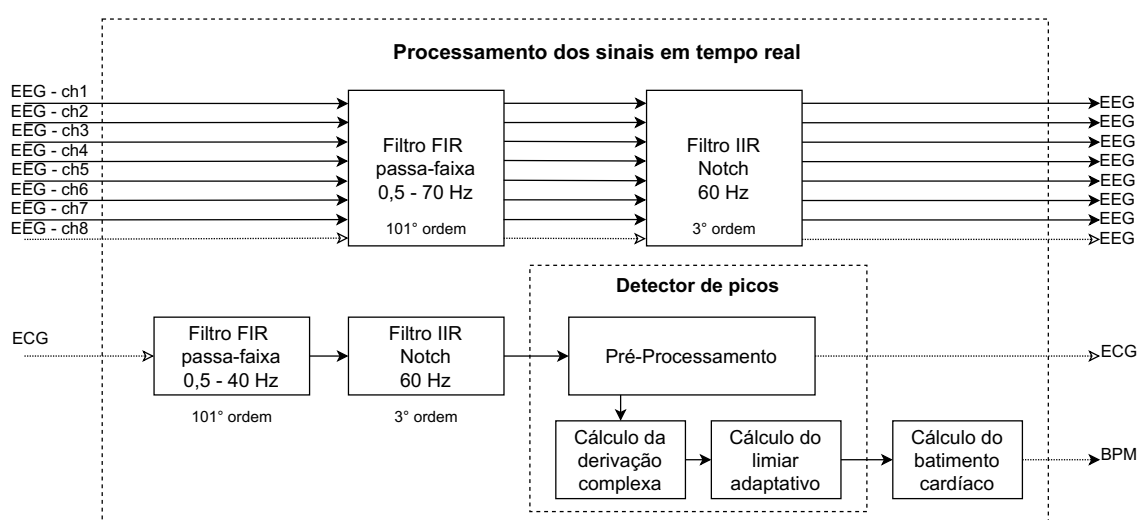
Figura 36 – Ilustração de como os dados transferidos do ESP32 são recebidos e particionados no software até o dado digital de cada canal ser recuperado.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

500 amostras/segundo. Já o processamento dos sinais de EEG foi aplicado na etapa de processamento do sinal do RTGraph (ver Figuras 35 e 37). Nesta etapa foi utilizado um filtro digital FIR passa-faixa de ordem 101 e frequências de corte de 0,5 Hz e 70 Hz para salientar a banda de frequência do sinal. Além disso, também foi aplicado um filtro digital *notch* IIR de terceira ordem com frequência de rejeição em 60 Hz para reduzir ruídos da rede elétrica.

Figura 37 – Ilustração em diagrama de blocos do processamento dos sinais de EEG e ECG, onde o canal 8 do EEG e o canal correspondente ao ECG estão tracejados, pois o software processa um ou outro devido as limitações do hardware.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

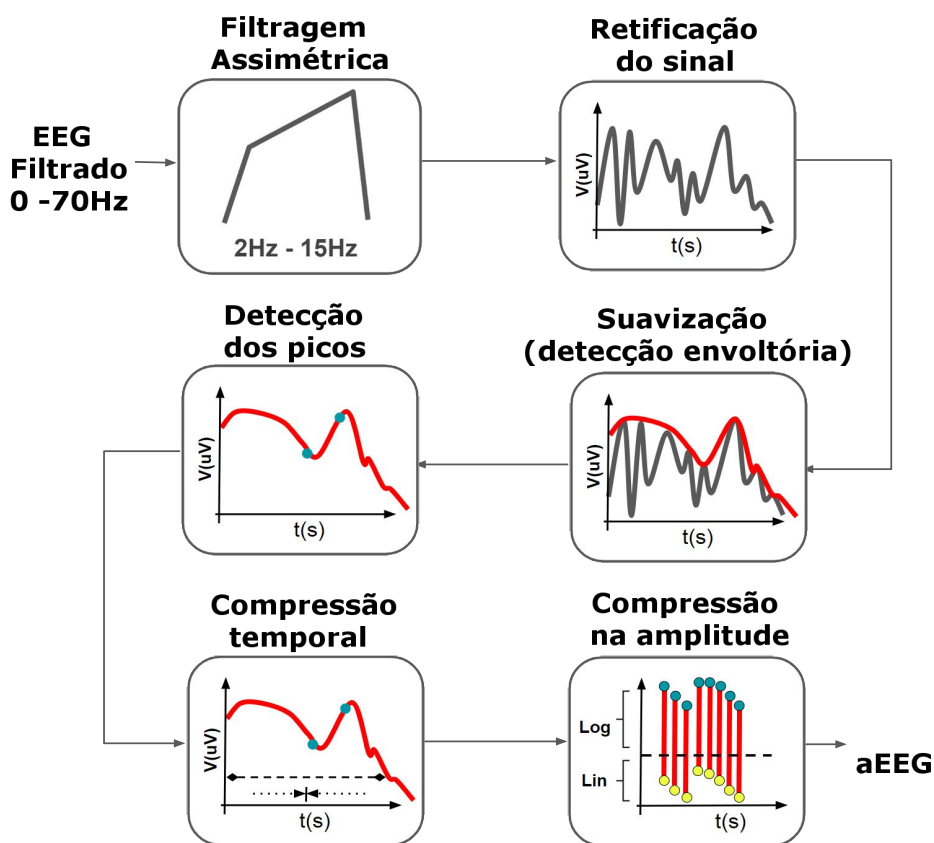
Para processar o sinal de ECG foram utilizados dois filtros em cascata. O primeiro, um filtro digital passa-faixa e o segundo um filtro digital *notch*. O filtro passa-faixa foi definido com uma frequência de corte superior de 40 Hz, apenas para salientar as ondas características do sinal e facilitar a detecção da onda R que seria utilizada para calcular os batimentos cardíacos (BPM). Já a frequência de corte inferior foi definida em 0,5 Hz para retirar os efeitos oscilatórios de baixa frequência. O filtro passa-faixa FIR foi implementado com 101 *taps*. Após a filtragem do sinal pelo passa-faixa o sinal é filtrado pelo *notch* IIR de terceira ordem na frequência de rejeição de 60 Hz.

Além de exibir o sinal de ECG, também é possível visualizar os batimentos cardíacos em tempo real neste módulo. Para isso, foi necessário utilizar um detector de picos para encontrar a onda R do sinal de ECG e calcular a distância temporal entre uma e outra (CHRISTOV, 2004). O algoritmo implementado foi o mesmo desenvolvido no trabalho de TERRA (2020), o qual foi proposto por CHRISTOV (2004). A Figura 37 ilustra o processamento dos sinais de EEG e do método proposto por CHRISTOV (2020) para detectar a onda R do sinal de ECG.

### 3.4.3.3 Algoritmo de processamento e criação dos gráficos de aEEG

Para processar os sinais de EEG e transformá-los em sinais aEEG é necessário realizar uma série de processos que englobam: (a) filtragem dos sinais de EEG brutos de 0,5 a 70 Hz; (b) filtragem para retirar o 60 Hz do EEG; (c) filtragem assimétrica de 2 a 15Hz com filtros do tipo FIR utilizando um algoritmo de Parks-McClellan, ou utilizando a abordagem de filtros multibanda; (d) retificação do sinal filtrado; (e) detecção do envelope do sinal retificado utilizando filtros Butterworth ou utilizando a transformada Hilbert do sinal; (f) amplificação da envoltória para aproximá-la dos picos do sinal; (g) segmentação do sinal em intervalos de 15 segundos não sobrepostos achando o valor máximo e o mínimo de cada intervalo, com a finalidade de reduzir a taxa de amostragem e conseqüentemente comprimir o sinal no tempo; e por fim, (h) é necessário realizar a transformação desses dados para construir um gráfico semi-logarítmico, de tal forma que os valores do sinal acima de 10  $\mu\text{V}$  sejam transformados em valores logarítmicos (ZHANG, D.; DING, 2013). Os passos de processamento que foram descritos estão ilustrados conforme a Figura 38.

Figura 38 – Ilustração em diagrama de blocos do processamento do sinal de EEG para aEEG.



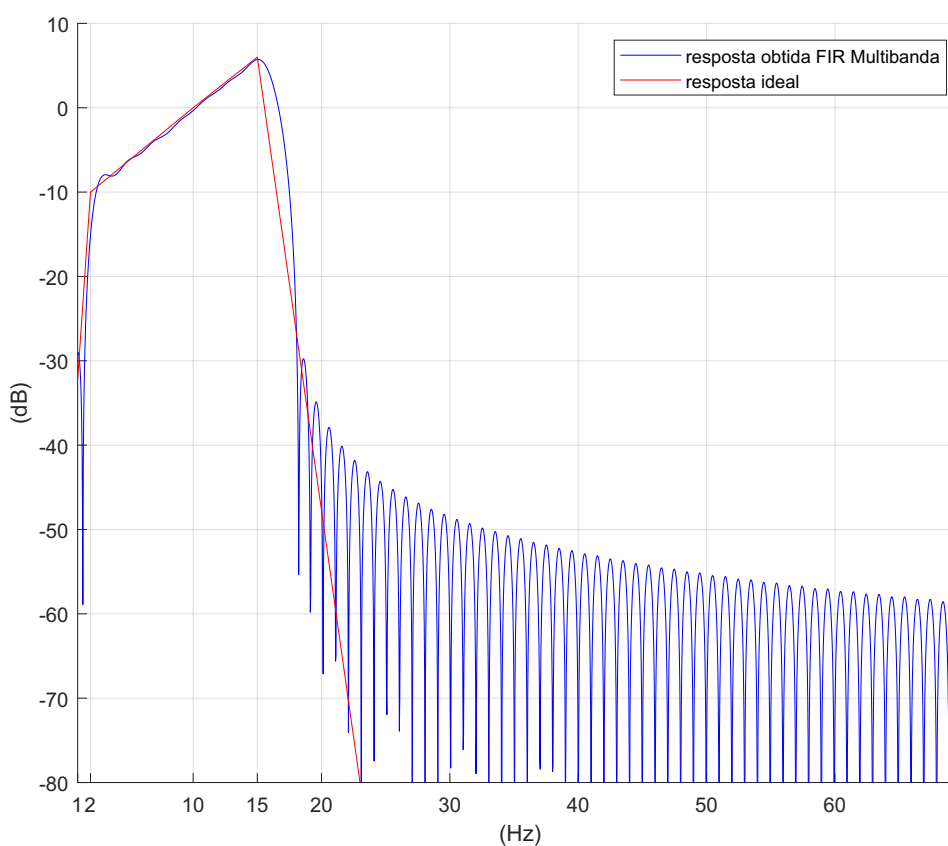
Fonte – Produção do próprio autor (2022).

As etapas de filtragem (a) e (b), as quais produzem o sinal de EEG filtrado que é processado pelas etapas ilustradas na Figura 38, já foram explicadas na Seção 3.4.3.2, portanto, somente as outras etapas serão descritas a seguir.

Como dito anteriormente, após o sinal do EEG ser pré-processado nos filtros passa-faixa de 0,5 a 70 Hz e *Notch* 60 Hz, o mesmo deve sofrer uma filtragem assimétrica na banda de 2 a 15 Hz (ZHANG, D. *et al.*, 2011; ZHANG, D.; DING, 2013).

Para realizar essa filtragem, foi utilizada uma abordagem multibanda com uma estrutura de filtro FIR. A confecção do filtro foi realizada utilizando a *toolbox FilterDesign* do programa *Matlab* 2021 da empresa *MathWorks*. A ordem do filtro foi estipulada em 512. Após definir a ordem foi definido o vetor das frequências de borda das bandas e posteriormente o vetor das magnitudes absolutas do filtro em cada uma das frequências de borda (frequências ao final das bandas de transição). As frequências e as magnitudes foram retiradas do gabarito ideal do filtro assimétrico (HELLSTRÖM-WESTAS; DE VRIES; ROSÉN, 2008; ZHANG, D. *et al.*, 2011; ZHANG, D.; DING, 2013; MELO, 2015; SANTOS, 2017; VESOULIS *et al.*, 2020). O gabarito do filtro construído é ilustrado na Figura 39, junto ao gabarito ideal.

Figura 39 – Gabarito do filtro com banda assimétrica de 2 a 15Hz comparado ao gabarito ideal.

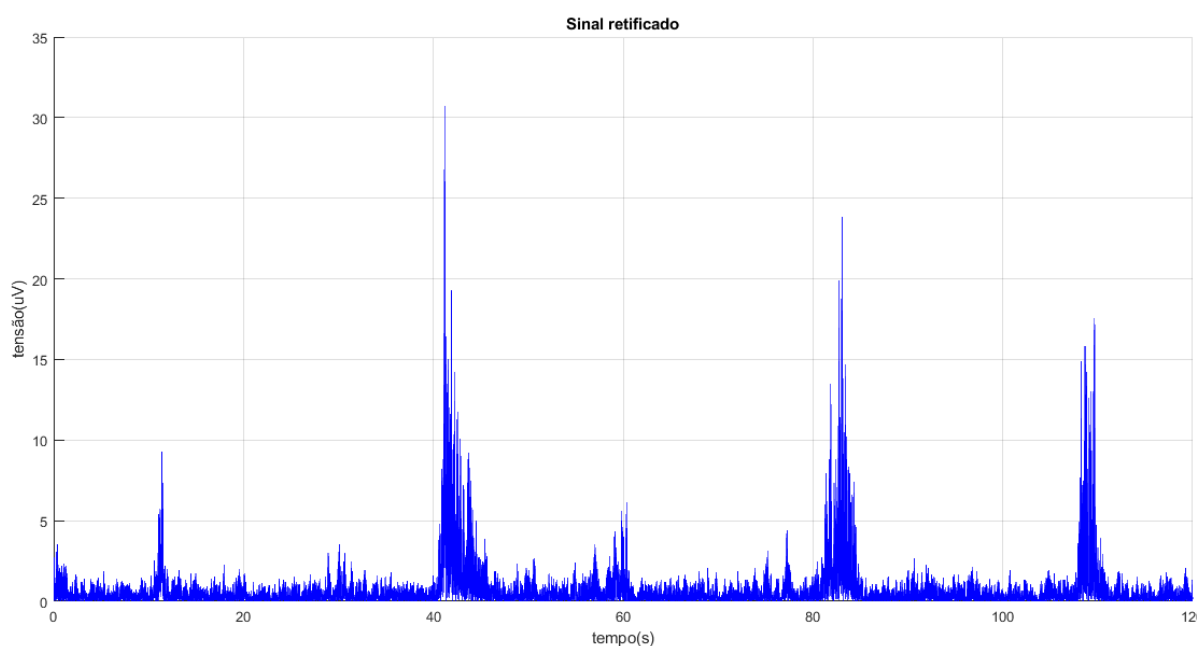


Fonte – Produção do próprio autor (2022).

A comparação realizada na Figura 39 mostra uma banda passante razoavelmente linear e bastante próxima ao gabarito do filtro ideal. Também cabe salientar que a banda passante do filtro construído se aproxima melhor ao filtro ideal quando comparado a aproximação feita nos trabalhos de MELO (2015) e SANTOS (2017).

Após a filtragem do sinal, deve ser realizada a retificação do mesmo (ZHANG, D. *et al.*, 2011; ZHANG, D.; DING, 2013; VESOULIS *et al.*, 2020). Vale ressaltar que a retificação realizada nos sistemas de aEEG digitais não é a mesma retificação de meia onda utilizada em sistemas analógicos, na qual a parte negativa do sinal é ceifada. A retificação em sistemas digitais assume o módulo do sinal filtrado de tal forma que fiquem somente componentes positivas no sinal retificado de modo análogo a um retificador de onda completa (ZHANG, D. *et al.*, 2011; ZHANG, D.; DING, 2013). O sinal de EEG retificado foi ilustrado na Figura 40 para melhor compreensão do processo.

Figura 40 – Sinal de EEG de uma derivação O1-C3.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Para detectar a envoltória do sinal foram experimentados diferentes métodos, tais como suavização por filtros IIR de diferentes ordens, com diferentes frequências de corte e ganhos, além do uso da Transformada Hilbert (ZHANG, D.; DING, 2013; MELO, 2015; SANTOS, 2017; VESOULIS *et al.*, 2020; DAS, 2020; DAS *et al.*, 2020). Foram experimentados diferentes métodos, pois conforme o trabalho de DAS *et al.* (2020), o emprego de diferentes algoritmos de aEEG podem gerar diferenças significativas no traçado deste sinal. Considerando este relato, inicialmente foi definido um sinal de EEG como referência para aplicar esses algoritmos. Esse sinal foi retirado do banco de dados disponível no repositório aberto *Zenodo* (<https://doi.org/10.5281/zenodo.2547147>)

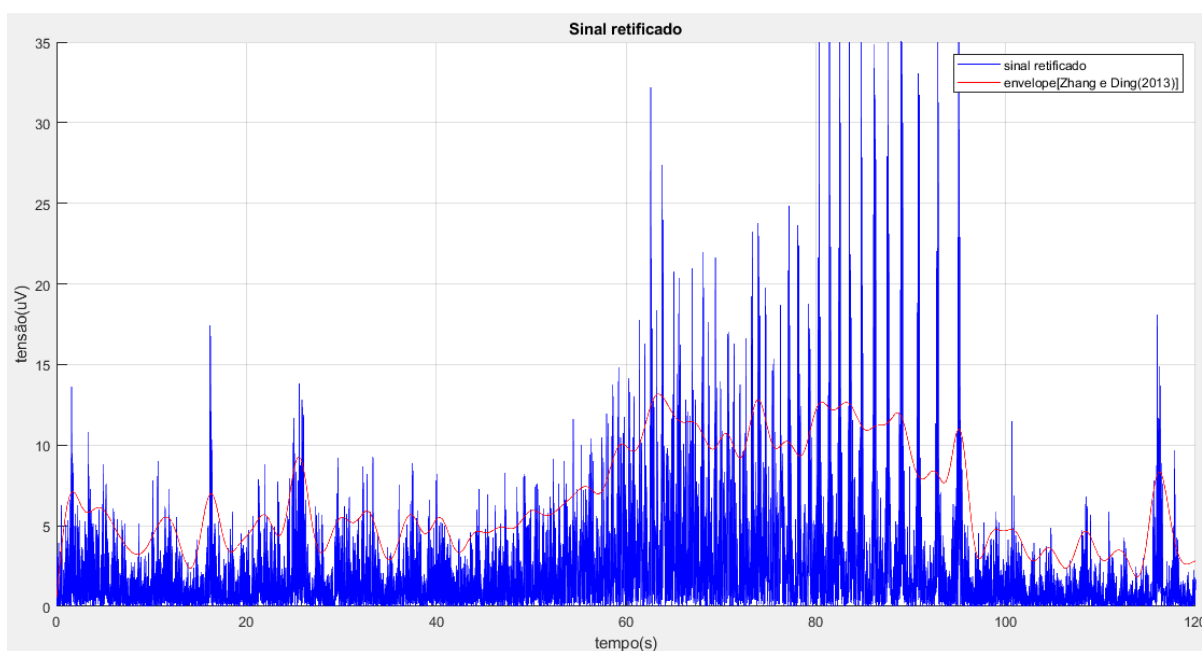


do programa europeu *OpenAIRE* (STEVENSON *et al.*, 2019). Conforme as informações do banco de dados o traçado de fundo do aEEG para esse sinal de referência (eeg47.edf) deve ser do tipo baixa-voltagem ou inativo. (SARNAT, H. B.; SARNAT, M. S., 1976; TER HORST *et al.*, 2004; HELLSTROM-WESTAS *et al.*, 2006). Desta forma, foi verificado como os diferentes métodos de detecção de envoltória alteravam as características do padrão de fundo do aEEG que deve ser do tipo baixa-voltagem ou inativo para o sinal em questão. A avaliação do sinal para cada um dos métodos foi feita por dois profissionais treinados. A métrica utilizada durante as comparações dos métodos foram a margem superior e inferior do sinal de aEEG, as quais definem qual é no padrão de fundo.

Em um primeiro momento foram experimentados os métodos de detecção de envoltória dos trabalhos de ZHANG e DING (2013) e VESOULIS *et al.* (2020). O método utilizado no primeiro trabalho suaviza o sinal com um filtro *Butterworth* de 5° ordem com frequência de corte em 0,318 Hz e ganho igual a 2. Já o método de VESOULIS *et al.* (2020) utiliza um filtro IIR de 1° ou 5° ordem, com frequência de corte de aproximadamente 2,68 Hz e ganho de 1,631.

Ao aplicar o método de detecção do trabalho de ZHANG e DING (2013) foi verificado pela envoltória obtida (ver Figura 41) que há uma tendência do método em suavizar bastante o sinal. A suavização demasiada da envoltória pode refletir em um incremento da margem inferior do traçado base do aEEG (ver Figura 42). Por outro

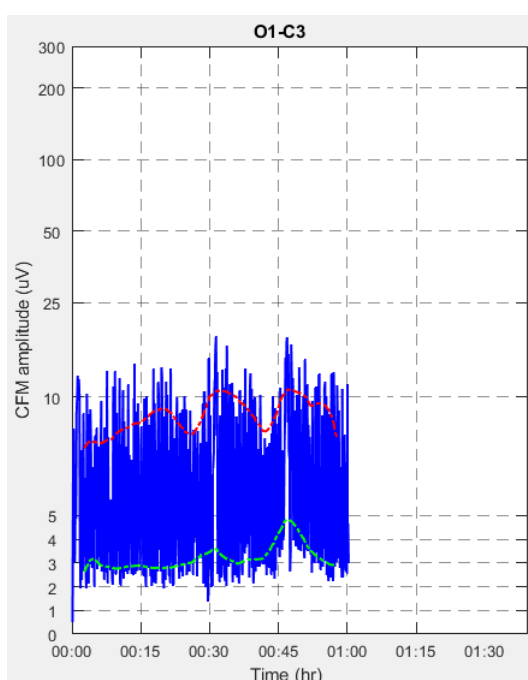
Figura 41 – EEG retificado e envoltória detectada pelo algoritmo proposto por ZHANG e DING (2013).



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

lado, o método pode salientar mais o acréscimo da margem inferior em um evento ictal, conforme a análise feita pelos profissionais ao analisarem a elevação da margem inferior (ver Figura 42).

Figura 42 – aEEG obtido utilizando a envoltória detectada pelo algoritmo proposto por ZHANG e DING (2013).

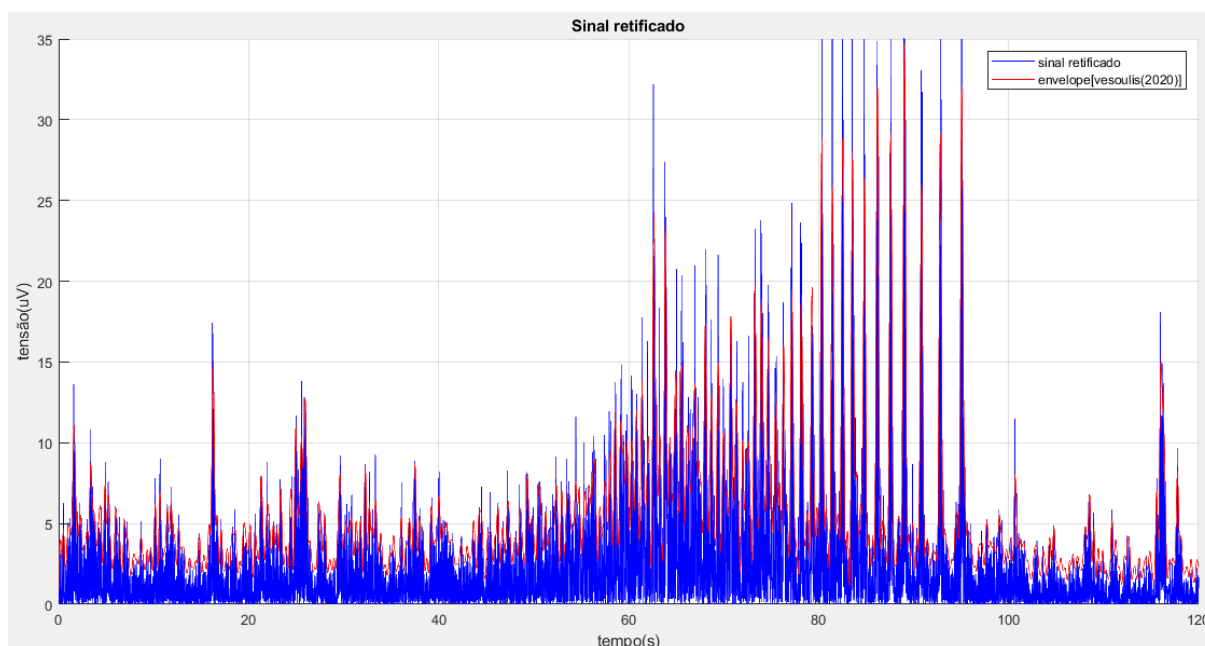


Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Após experimentar o método de ZHANG e DING (2013), foi utilizado o método proposto por VESOULIS *et al.* (2020). O método em questão delimita a envoltória do sinal de modo a acentuar o contorno do mesmo (ver Figura 43). Tal fato, ocorre pois a frequência de corte do filtro utilizado é maior, o que explica o contorno rente ao sinal.

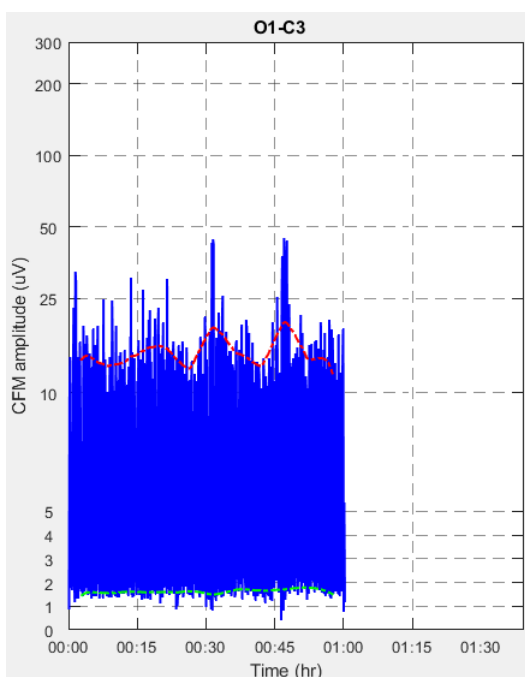
A envoltória mais acentuada ao contorno do sinal ilustrada na Figura 43, implica em uma redução da margem inferior do sinal de aEEG, visto que os vales da envoltória possuem valores menores. Com isso, o efeito desta redução também acaba ocultando o acréscimo abrupto da margem inferior que caracteriza um possível evento epiléptico. A Figura 44 ilustra a redução da margem inferior do aEEG e também o ocultamento dos eventos epilépticos que são ilustrados na Figura 42. Aqui vale ressaltar que os eventos marcados pelo acréscimo da margem inferior ilustrados na Figura 42, também foram marcados por especialistas durante a concepção do banco de sinais que está detalhado na Seção 3.6.3.1.

Figura 43 – EEG retificado e envoltória detectada pelo algoritmo proposto por VESOULIS *et al.* (2020).



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 44 – aEEG obtido utilizando a envoltória detectada pelo algoritmo proposto por VESOULIS *et al.* (2020).

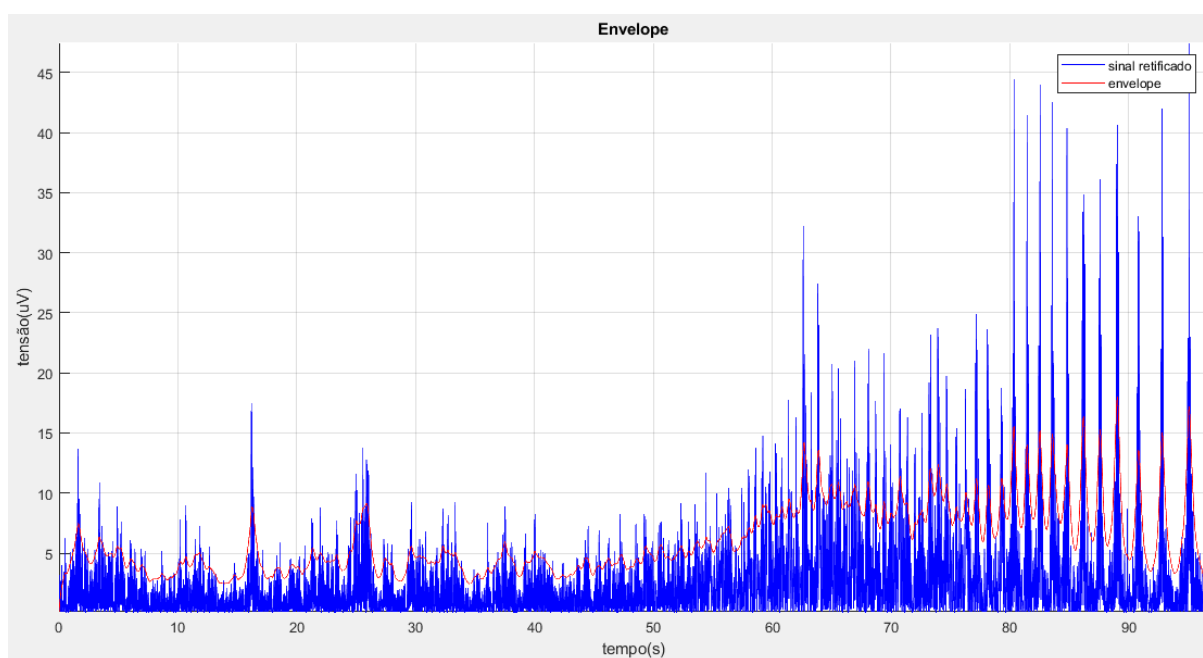


Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Analisando as Figuras 42 e 44, é possível inferir que o detector utilizado no método de ZHANG e DING (2013) oferece um padrão ao traçado de fundo mais adequado a condição de saúde do paciente, a qual foi denominada grave pelo diagnóstico incluso no banco de dados. O padrão do traçado descrito na Figura 42 é denominado de baixa-voltagem (HELLSTROM-WESTAS *et al.*, 2006). Por outro lado, o traçado obtido pelo método de VESOULIS *et al.* (2020) é denominado como descontínuo e está relacionado a alterações leves, normalmente (SARNAT, H. B.; SARNAT, M. S., 1976; TER HORST *et al.*, 2004; HELLSTROM-WESTAS *et al.*, 2006).

Após aplicar e analisar os dois métodos descritos, a detecção do envelope do sinal também foi implementada com um filtro IIR de 1º ordem, mas com uma frequência de corte de 0,672 Hz e ganho de 1,631. A Figura 45 ilustra o envelope do sinal ao ser utilizando a metodologia proposta.

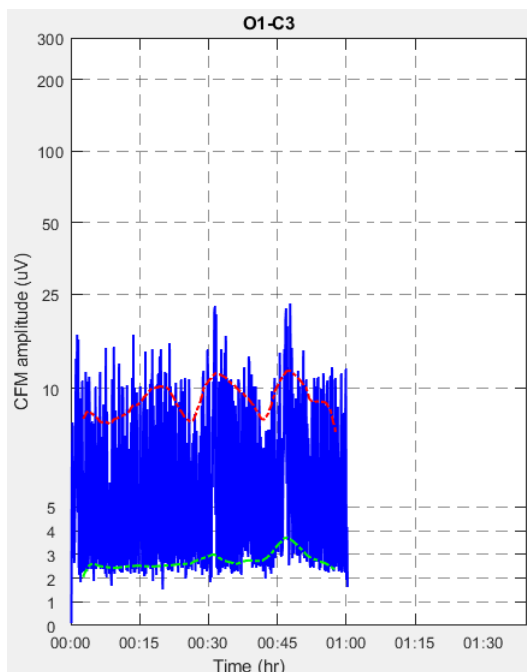
Figura 45 – EEG retificado e envoltória detectada pelo filtro proposto.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

A metodologia proposta para envolver o sinal acentuou as tendências do sinal retificado implicando no traçado do aEEG (ver Figura 46) uma leve redução da margem inferior sem ocultar os eventos epilépticos caracterizados pela ascensão abrupta das margens inferior e superior, além de manter o traçado de fundo como baixa-voltagem (HELLSTRÖM-WESTAS; DE VRIES; ROSÉN, 2008). A Figura 46 ilustra o sinal de aEEG utilizando a configuração proposta.

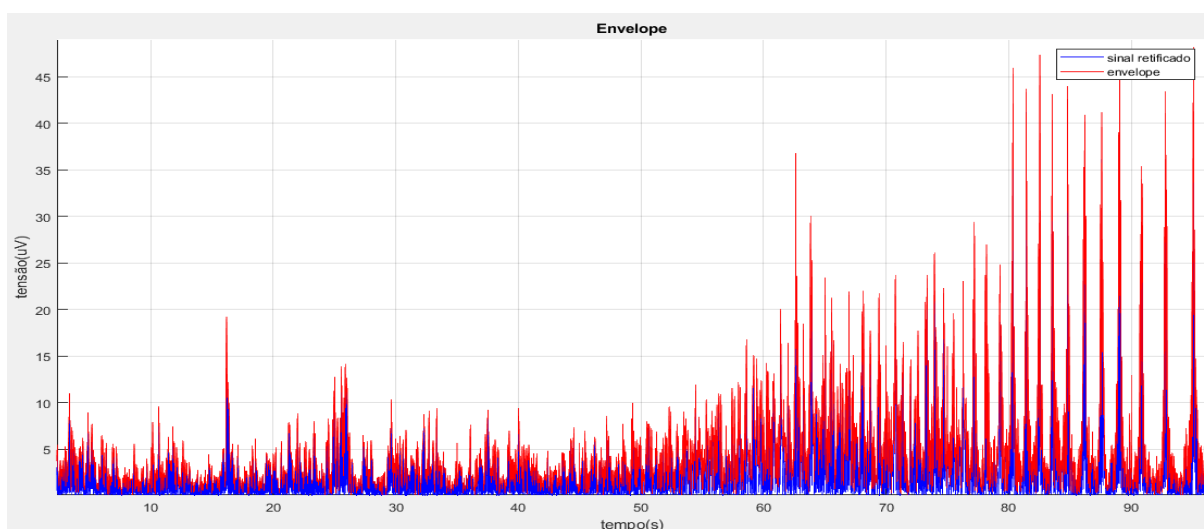
Figura 46 – aEEG obtido utilizando a envoltória detectada pelo algoritmo proposto.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

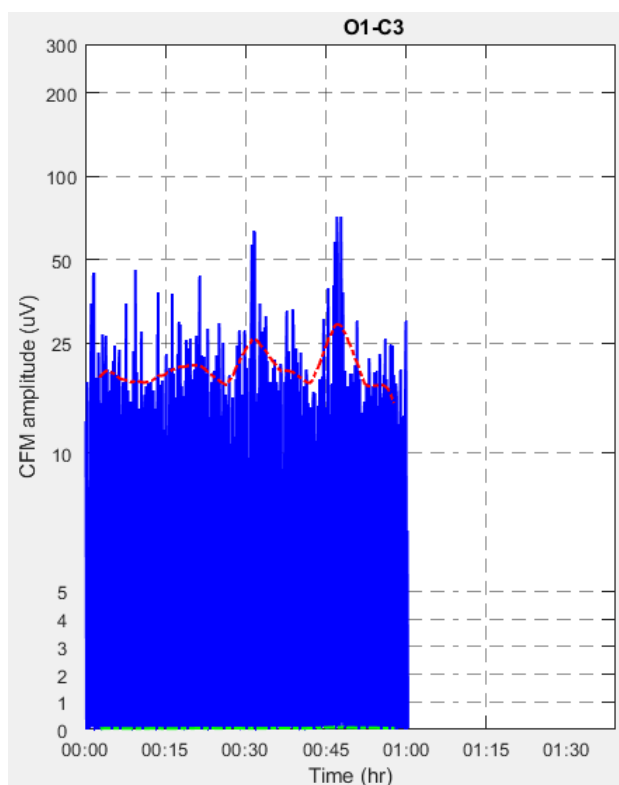
Após o uso dos filtros IIR para a obtenção do envelope, foi experimentada a Transformada Hilbert, conforme descrito nos trabalhos de MELO (2015) e SANTOS (2017), para obter o envelope o sinal retificado e seu respectivo aEEG (ver Figuras 47 e 48).

Figura 47 – EEG retificado e envoltória detectada pela Transformada Hilbert.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 48 – aEEG obtido utilizando a envoltória detectada pela Transformada Hilbert.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

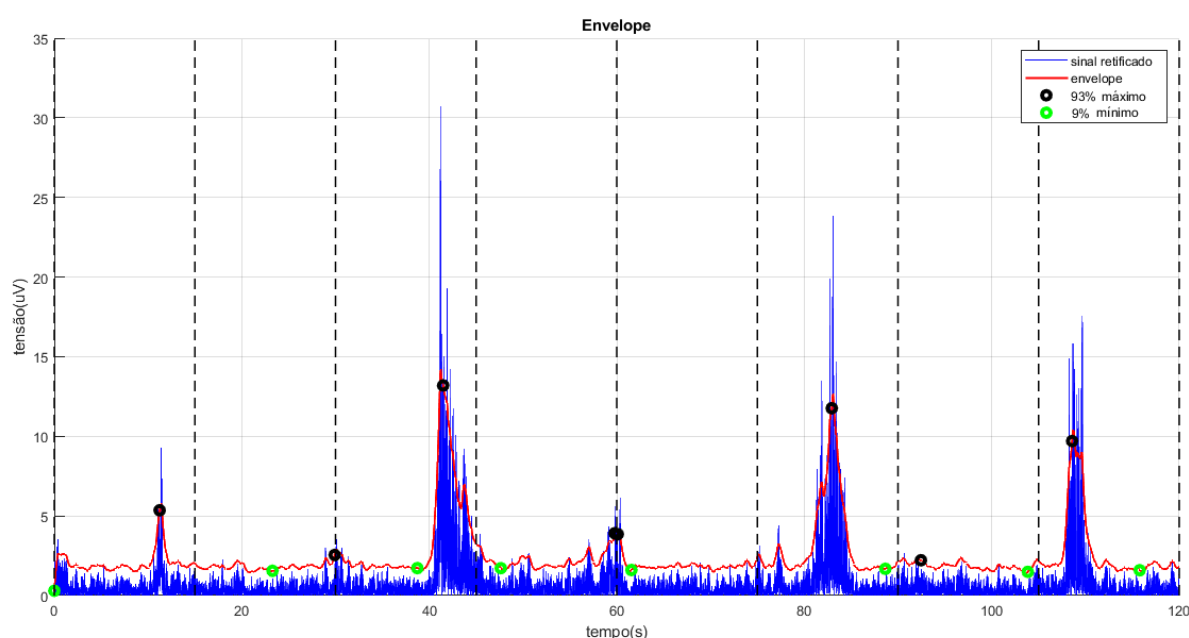
A envoltória obtida utilizando a Transformada Hilbert delimita o contorno do sinal melhor que os outros métodos (Ver Figura 47). No entanto, a caracterização do padrão de fundo depende da margem inferior do aEEG, a qual depende dos vales da envoltória do sinal (HELLSTRÖM-WESTAS; DE VRIES; ROSÉN, 2008). Desta forma, quanto mais estreito for o envelope mais próximo de zero pode-se encontrar os vales da envoltória. Sendo assim, ocorre uma leve distorção do padrão de fundo do aEEG que não é muito atrativa para aplicação deste estudo. A distorção descrita pode ser observada na Figura 48, na qual o padrão de fundo do aEEG pode ser classificado como descontínuo (HELLSTRÖM-WESTAS; DE VRIES; ROSÉN, 2008).

Entre os métodos de detecção de envoltória que melhor se aplicam as funcionalidades do dispositivo proposto estão os filtros IIR, tanto o descrito em ZHANG E DING (2013), assim como o filtro de 1° ordem implementado neste trabalho. Por fim, ao analisar ambos os filtros optou-se por utilizar o de 1° ordem. Cabe salientar que o uso do filtro de 1° ordem implicou em uma margem inferior mais baixa, o que foi considerado benéfico para a interpretação realizada pelo algoritmo de triagem dos pacientes com o intuito de reduzir a classificação de falsos negativos.

Opós a detecção da envoltória é realizado a redução do envelope, a qual contempla os processos de detecção dos picos, compressão temporal e compressão na amplitude que foram ilustrados no diagrama da Figura 38. Sendo assim, após calcular o envelope do sinal, o sinal resultante é segmentado em trechos de 15 s não sobrepostos (ZHANG, D.; DING, 2013).

Depois de segmentar esses trechos, o algoritmo obtém os percentis de 93 e 9% da amplitude dos respectivos intervalos (ver Figura 49). Esses percentis são obtidos pela ordenação automática dos valores do envelope do sinal até o algoritmo encontrar o valor mais próximo do respectivo ponto terminal.

Figura 49 – Ilustração dos pontos terminais obtidos a cada segmento de 15 s de sinal.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Esses percentis definidos como pontos terminais foram utilizados em detrimento dos máximos e mínimos para evitar artefatos causados por valores extremos no sinal que podem descaracterizar os padrões de fundo do aEEG (MELO, 2015).

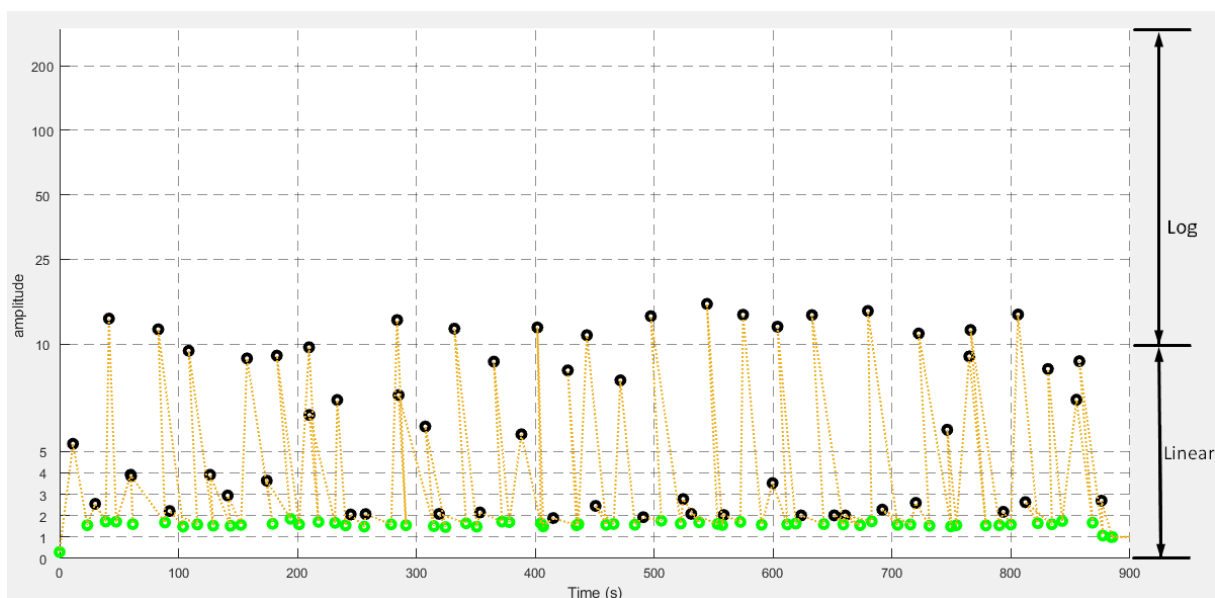
Após serem definidos os pontos terminais de cada intervalo, estes pontos são ligados para formar o traçado reduzido do aEEG. Entretanto, apenas com a ligação dos pontos terminais ainda não é possível identificar o padrão de fundo do aEEG, pois para isso é necessário passar a magnitude do sinal para outra escala e realizar a compressão temporal do traçado.

Para representar os pontos terminais inferiores e superiores do envelope reduzido com um traçado denso é necessário demonstrar o traçado em escala linear de 0 a 10  $\mu\text{V}$  e em escala logarítmica acima de 10  $\mu\text{V}$ . A escala do gráfico obedece a seguinte equação:

$$h(y) = \begin{cases} y, & y \leq 10 \\ 10 \cdot \log(y), & y > 10 \end{cases} \quad (1)$$

onde  $y$  é a amplitude do traçado em  $\mu\text{V}$  e  $h(y)$  a amplitude do sinal em unidades gráficas.

Figura 50 – Traçado denso definido entre os pontos terminais ilustrados na escala definida pela Equação (1).



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

A Figura 50 ilustra a representação do traçado denso e a conversão da escala antes da compressão temporal.

Considerando a Equação (1) que foi empregada ao sinal, a escala de 0 a 10  $\mu\text{V}$  continuará linear equivalendo a faixa de 0 a 10 unidades gráficas, e a faixa de 10 a 100  $\mu\text{V}$  equivalendo a uma faixa de 10 a 20 unidades gráficas. Para facilitar esse processo de conversão foi utilizado a função *pyplot* na escala *symlog* da biblioteca *Matplotlib* pertencente a linguagem *Python*.

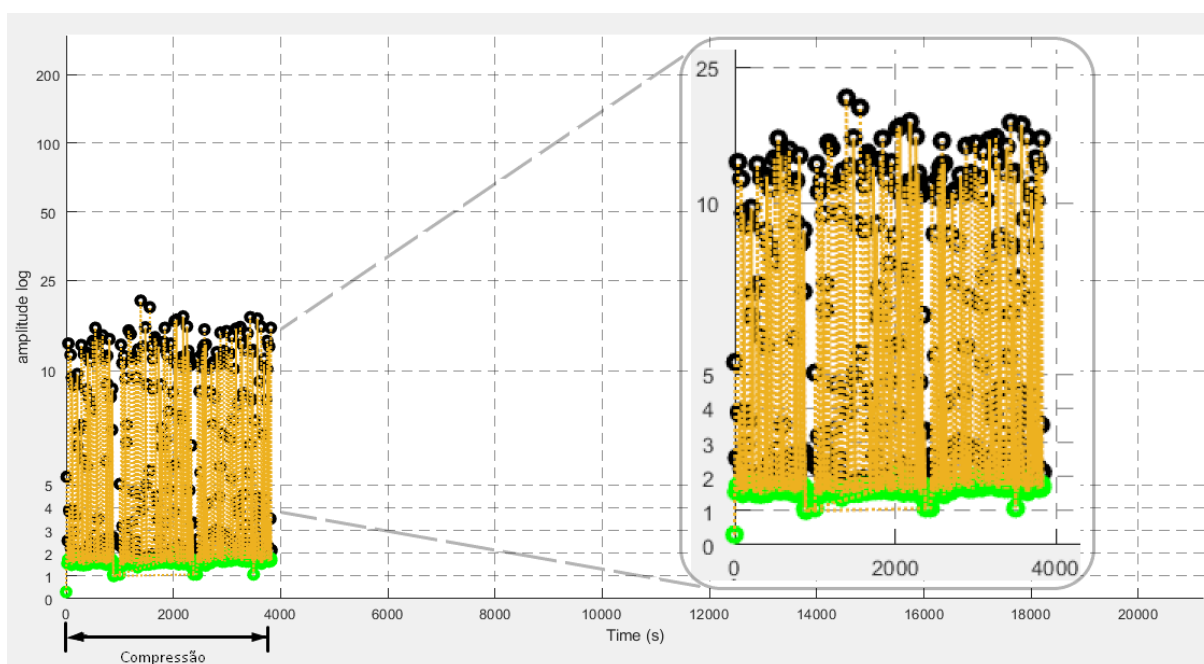


Após modificar a escala do sinal, o algoritmo realiza a compressão temporal. A compressão temporal deve ser realizada com base nas dimensões físicas da janela gráfica em que o aEEG será construído no monitor. No caso do programa em questão foi considerado o tamanho ( $L$ ) de 26,4 cm. Além dessa dimensão, foi necessário definir uma taxa de compressão ( $T_c$ ) que normalmente é de 6 cm/hr em dispositivos comerciais. Com esses dados é possível obter o tamanho da janela gráfica ( $W_{hr}$ ) em horas para obter a compressão necessária, bastando utilizar a seguinte relação:

$$W_{hr} = \frac{L}{T_c} \quad (2)$$

A Figura 51 ilustra o traçado da Figura 50 após o algoritmo alterar o limite temporal superior de visualização da janela, conforme a relação fornecida na Equação (2). É importante observar na Figura 51 que a taxa de compressão utilizada foi de 4,8 cm/hr, considerando a largura  $L$  do gráfico com 28 cm e o tamanho da janela  $W_{hr}$  igual a 5,83 horas equivalentes a 5 horas e 50 minutos.

Figura 51 – Ilustração do processo de compressão temporal do traçado com taxa de compressão de 4,8 cm/hr.

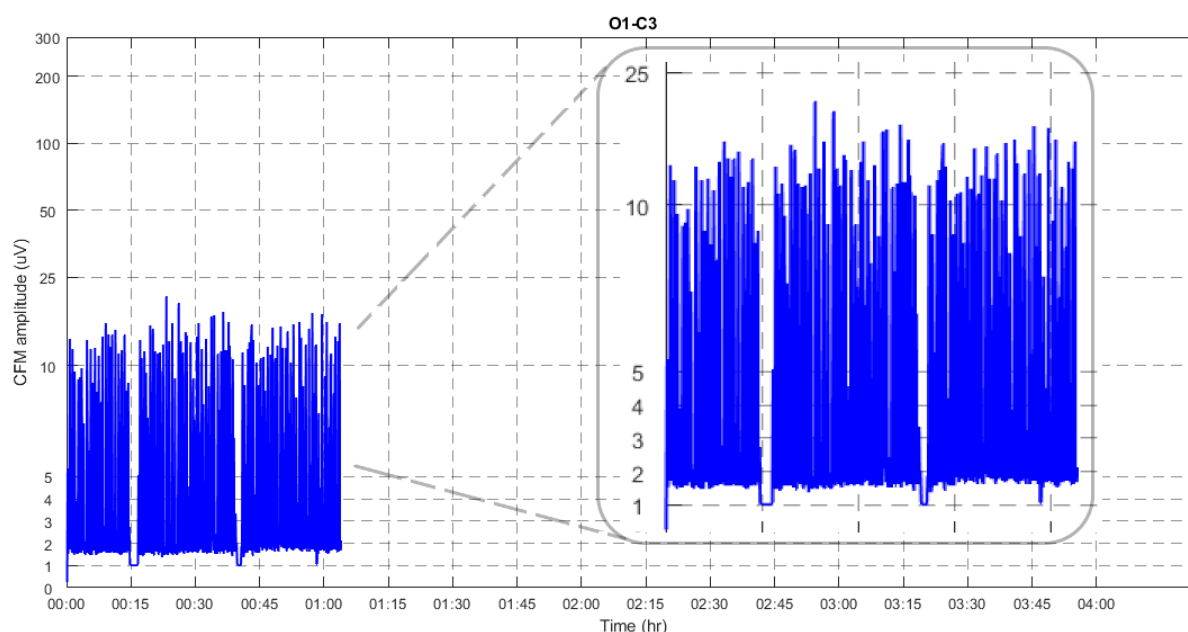


Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Ao final após redefinir os limites de visualização do gráfico até obter a taxa de compressão de 6 cm/hr, os *labels* da escala do tempo devem ser alterados para representar o tempo em horas e minutos. O resultado obtido ao final do processo é

ilustrado na Figura 52, a qual exibe o traçado denso do aEEG com a compressão temporal de 6 cm/??.

Figura 52 – Sinal de aEEG com taxa de compressão de 6 cm/hr.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

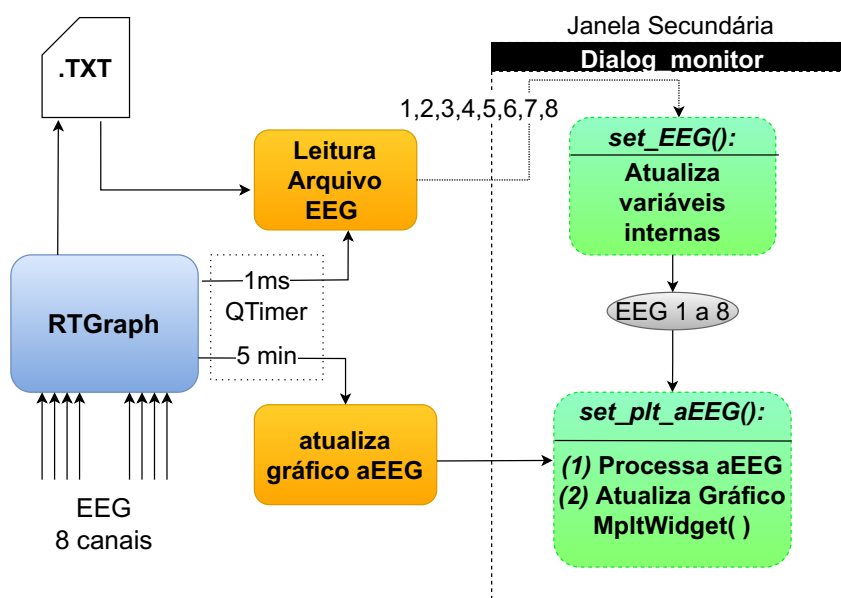
Após a etapa anterior é realizada a construção *on-line* dos gráficos. A construção dos gráficos de aEEG se deram em uma janela secundária. Nesta janela, apenas um gráfico de cada canal pode ser visualizado por vez. Na classe desta janela secundária há oito atributos que armazenam os dados do sinal de EEG pertinentes a cada canal da máquina de eletroencefalografia. Os dados do sinal de EEG são lidos do arquivo de registro dos sinais a cada 1 m??. Esses dados lidos são armazenados nos oito atributos da janela secundária. Após isso, os mesmos são processados em sinais de aEEG e exibidos no gráfico a cada 5 minutos. As rotinas de leitura e atualização do gráfico foram interligadas ao módulo *QTimer* para serem executadas nos intervalos definidos.

Dentro da janela secundária a classe do objeto responsável por construir os elementos gráficos pertinentes aos eixos do gráfico do sinal de aEEG é a *MpltWidget*. Essa classe foi desenvolvida neste trabalho e serve basicamente para alterar os elementos do gráfico, o sinal exibido, além de facilitar a exibição dos dados uma vez que é só colocar o *array* do aEEG nela para ser realizada a compressão temporal e a conversão de escala conforme descrito na Seção 3.4.3.3. A Figura 53 ilustra o diagrama de blocos do processo de exibição dos sinais de aEEG durante a coleta.

A interação entre as interfaces e métodos do diagrama da Figura 53, foi realizada desta maneira, pois o processamento do sinal de aEEG demanda bastante recurso

computacional e tempo, já que o mesmo deve ser realizado em grandes seguimentos de sinais para que existam dados suficientes para a construção do gráfico.

Figura 53 – Diagrama de blocos ilustrando a interação entre os módulos do processo de exibição on-line dos sinais de aEEG.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

### 3.4.4 Módulo de análise e processamento de sinais

O módulo em questão foi construído para facilitar as análises dos profissionais de saúde. Esse módulo é composto por dois submódulos que são empregados durante as análises dos sinais de EEG e de aEEG. O primeiro, utilizado para analisar sinais de EEG, foi construído utilizando a *toolbox*, *EEGLAB* Versão 14.1.2, e o segundo foi implementado em *Python* na própria interface para as análises sobre o aEEG.

#### 3.4.4.1 Submódulo de análise do EEG: *Toolbox EEGLAB*

O *EEGLAB* é uma ferramenta utilizada para o processamento de sinais eletrofisiológicos contínuos. Entretanto o mesmo possui aplicações específicas para o processamento de sinais de EEG que auxiliam os profissionais durante as análises.

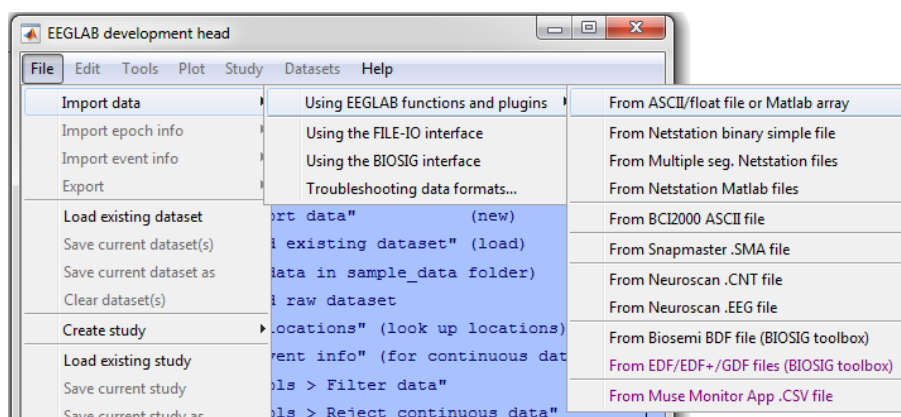
Essa ferramenta disponibiliza vários métodos e técnicas como o método de análise de componentes independentes, análise tempo-frequência, métodos baseados no cálculo de médias, análises estatísticas, além de possuir técnicas para remoção de artefatos (DELORME; MAKEIG, 2004; BRUNNER; DELORME; MAKEIG, 2013).

Pelo fato desta ferramenta ser desenvolvida no ambiente *Matlab* não foi possível integrar o *EEGLAB* à interface construída em *Python*. Para integrá-la desta forma, seria

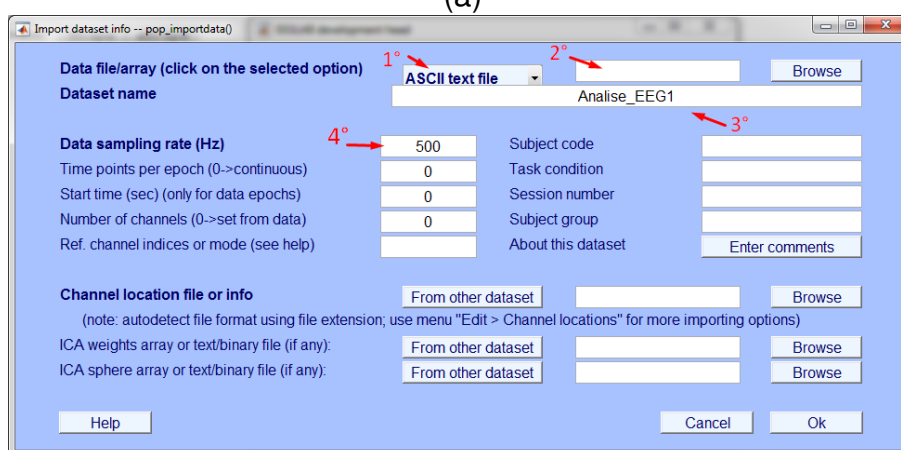
necessário transcrever os métodos da *toolbox* para a linguagem da plataforma NBS-Mx. Além disso, seria necessário construir todas as interfaces da *toolbox* novamente. Diante desse inconveniente, a solução adotada para integrar a ferramenta ao software foi utilizar a versão executável da mesma. A versão executável apenas foi concatenada a um atalho dentro do software NBS-Mx.

Para a *toolbox* poder processar o sinal de EEG adquirido pela plataforma, foi necessário realizar uma pequena modificação no pacote *RTGraph*. A modificação introduzida, faz com que o pacote produza dois arquivos de registro de dados. O primeiro registro é escrito conforme a versão original do pacote *RTGraph* e o segundo arquivo é escrito em um formato *.txt* compatível para ser aberto no *EEGLAB*. Desta forma, é possível realizar as análises dos sinais de EEG pela ferramenta seguindo os passos ilustrados na Figura 54.

Figura 54 – Ilustração de como abrir o arquivo de registro no *EEGLAB*, onde (a) ilustra o passo 1 e (b) os passos 2, 3, 4 e 5.



(a)



(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

A seguir são descritos os passos ilustrados pela Figura 54:

1. Na janela 1, abrir as abas *file* -> *Using EEGLAB functions and plugins* -> *From ASCII/float file or Matlab array*;

2. Na janela 2, selecione o tipo de dado como "ASCII text file";
3. Na janela 2, selecione o arquivo de texto "Arquivo\_EEGLAB.txt" clicando em *Browse*;
4. Na janela 2, defina o nome do *dataset* no campo "Dataset name";
5. Por fim, Na janela 2, defina a frequência de 500 ?? no campo "Data sampling rate (Hz)".

#### 3.4.4.2 Submódulo de análise do aEEG

No submódulo de análise do aEEG, para a construção do gráfico de aEEG, foi utilizada a classe *MpltWidget2* baseada no módulo *figure* da biblioteca *Matplotlib* da linguagem *Python*. Essa classe constrói o gráfico de aEEG conforme descrito na Seção 3.4.3.3, de forma parecida com a classe *MpltWidget*. No entanto, além de alaborar os elementos do gráfico, essa classe também possui outras funções baseadas nos seguintes métodos utilizados para atualizar o gráfico: *\_update\_plot\_cursor()* e *\_update\_plot\_margins()*

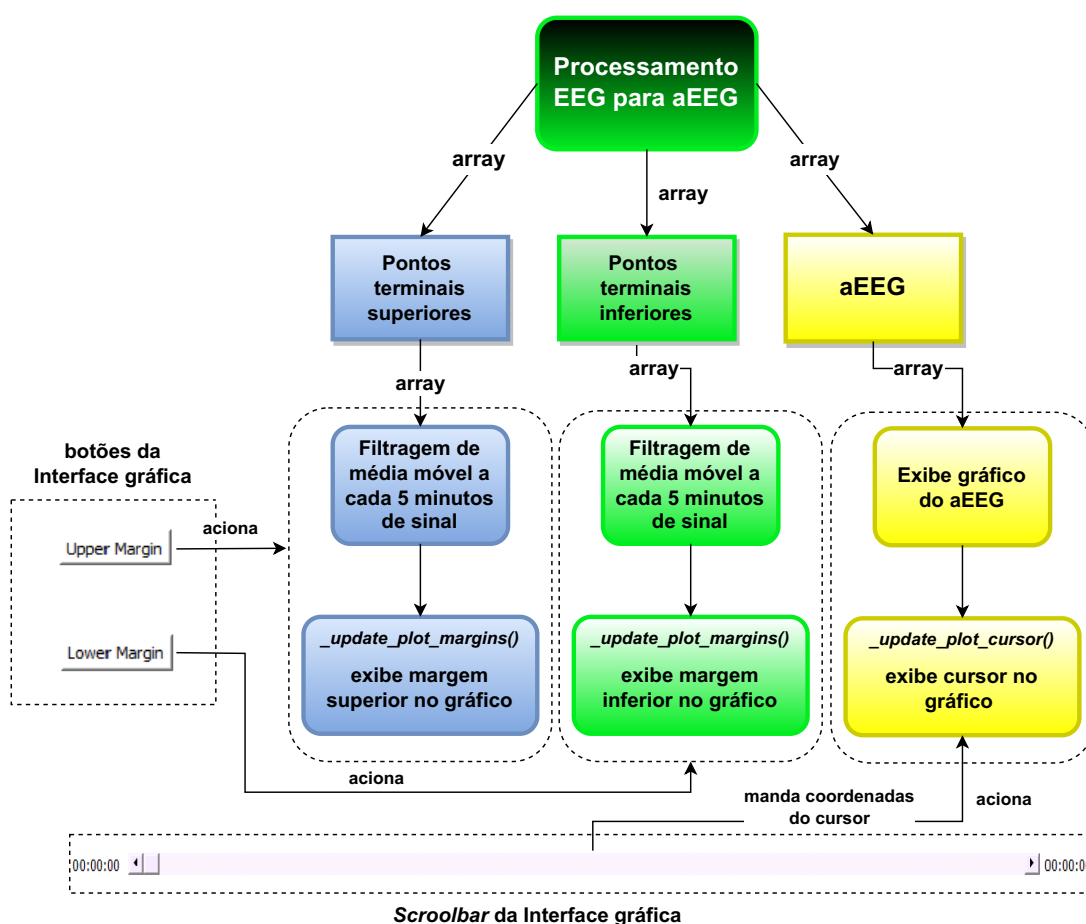
A função *\_update\_plot\_cursor()* está ligada a um objeto *scroll* horizontal. A medida que esse objeto vai sendo deslocado, os limites de visualização do gráfico de EEG vão mudando, e sobre o gráfico de aEEG um pequeno cursor vai sendo deslocado com a movimentação do *scroll*. Esse pequeno cursor exprime ao analista qual o trecho de EEG que está incluso sobre aquele segmento de aEEG. Isso foi feito para facilitar a interpretação do profissional de saúde sobre os dados, visto que algumas vezes o aEEG pode omitir eventos que só podem ser confirmados no sinal de EEG. Neste contexto, a função *\_update\_plot\_cursor()* é responsável por atualizar o cursor sobre o gráfico de aEEG.

A função *\_update\_plot\_margins()* é ligada a dois botões alocados na interface desse submódulo. Esses botões foram colocados na interface para que o profissional de saúde, ao clicar nos botões, possa obter uma estimativa das margens inferior e superior do sinal de aEEG exibidas sobre o mesmo. Essas margens são criadas para facilitar a interpretação dos padrões do aEEG e consequentemente a tomada de decisão. No cenário descrito, a função *\_update\_plot\_margins()* é responsável por exibir essas margens sobre o gráfico. No entanto, essas margens devem ser processadas para então serem exibidas.

As margens do sinais de aEEG foram construídas por um filtro de média móvel. Esse filtro realiza a média a cada 20 amostras (5 minutos) do sinal de aEEG para definir uma margem suave sobre o sinal. As margens foram suavizadas desta forma, pois o sinal de aEEG pode ter picos que não necessariamente representam o sinal de EEG e sim artefatos. Cabe salientar que ao ser realizado o processamento do EEG para aEEG foram elaborados em conjunto dois vetores para armazenar os pontos terminais.

Um dos vetores contém os pontos terminais superiores do aEEG e o outro os pontos terminais inferiores. Assim, o filtro de média móvel é aplicado a cada um dos vetores para obter as margens. O diagrama de blocos da Figura 55 ilustra a interação entre os elementos da interface e os métodos responsáveis por elaborar as margens e mudar a posição do cursor.

Figura 55 – Diagrama de blocos ilustrando a interação entre os elementos gráficos e os processos acionados pelos elementos.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

O submódulo de análise ainda permite que os analistas avaliem os padrões do traçado de base do EEG ou do aEEG e anotem observações pertinentes aos sinais e também ao estado de saúde do paciente. Essas anotações são realizadas em uma *textbox*, sendo que é necessário definir o intervalo de gravação pertinente a essa anotação. Após definidos os intervalos e anotadas as observações o software produz um arquivo .txt com as informações e os respectivos intervalos. Essa funcionalidade foi pensada para fins de análise e pesquisa, já que durante a produção de bancos de sinais é importante os registros médicos feito durante os intervalos. Sejam esses registros:

eventos epilépticos, mudanças no padrão de fundo do sinal, uso de anticonvulsivante, entre outros aspectos que são passíveis à análise.

Por fim, o submódulo ainda permite que o profissional faça análise sobre registros gravados por outras máquinas de eletroencefalografia, desde que o formato seja compatível com o formato de gravação da plataforma (.txt,.csv).

### 3.4.5 Módulo de classificação dos sinais e triagem automática dos pacientes

Esse módulo foi desenvolvido para auxiliar os profissionais de saúde durante o processo decisório. Embora o aEEG consiga reduzir o tempo de análise dos especialistas, a medida que os registros crescem, mais demoradas ficam as análises. Neste contexto, a análise automática de eventos epileptiformes e também dos padrões de fundo fornecidos pelo sinal de aEEG assistem os especialistas para concepção do diagnóstico ou para encaminharem o recém-nascido para outros exames.

No cenário descrito, foram desenvolvidos três algoritmos para a concepção deste módulo, sendo eles: algoritmo de detecção de eventos epileptiformes, algoritmo de classificação dos traçados de fundo do aEEG e algoritmo para triagem automática de recém-nascidos com provável acometimento neurológico. Embora o *software* contenha esses algoritmos automáticos é importante ressaltar que o processo decisório, seja para a triagem ou intervenção, sempre será realizado com base na expertise do especialista. Desta forma, as ferramentas de classificação automática e triagem dos pacientes possuem papel estritamente assistivo na plataforma desenvolvida.

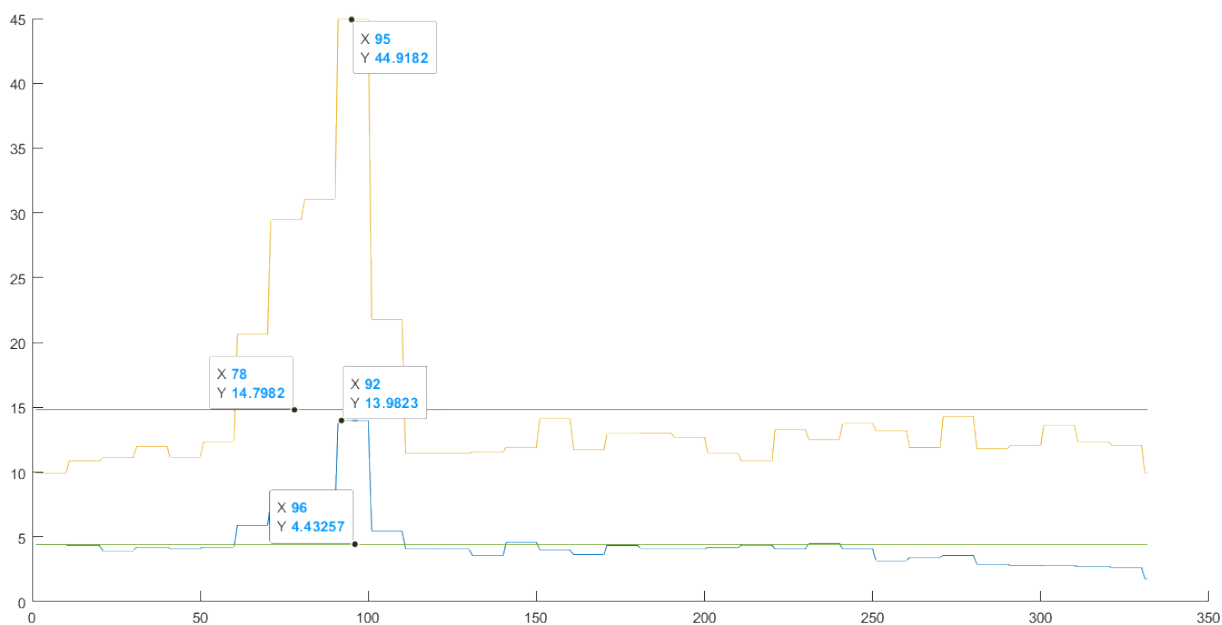
#### 3.4.5.1 Algoritmo para detecção de intervalos com eventos epileptiformes

O algoritmo para detectar os intervalos com eventos epileptiformes foi desenvolvido de forma experimental com base no processamento do sinal de aEEG reduzido com a finalidade de ofertar agilidade ao processamento. Neste sinal, a principal característica morfológica ao ocorrerem crises eletrográficas é uma elevação abrupta dos pontos terminais inferiores, ou seja, a margem inferior do aEEG é incrementada rapidamente (LOMMEN *et al.*, 2007; MELO, 2015). Também deve-se observar que a elevação da margem inferior deste sinal, normalmente ocorre em conjunto com a elevação da margem superior e sempre em relação a uma linha de referência que ilustra a tendência média de localização dos traçados (LOMMEN *et al.*, 2007; MELO, 2015). Desta forma, o algoritmo foi desenvolvido considerando esse conjunto de características, conforme descrito a seguir.

Primeiramente, as margens inferior e superior dos pontos terminais do aEEG são obtidas fazendo a mediana de segmentos compostos por 5 amostras, o equivalente a 1 minuto e 15 segundos de sinal. Após serem obtidas as margens, as linhas de base inferior e superior são calculadas. O cálculo dessas linhas de base é feito realizando a

média da margem inferior e superior. Os traçados descritos foram ilustrados na Figura 56.

Figura 56 – Ilustração da margem superior em laranja, linha de base superior em roxo, margem inferior em azul e linha de base inferior em verde em um trecho de aEEG.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

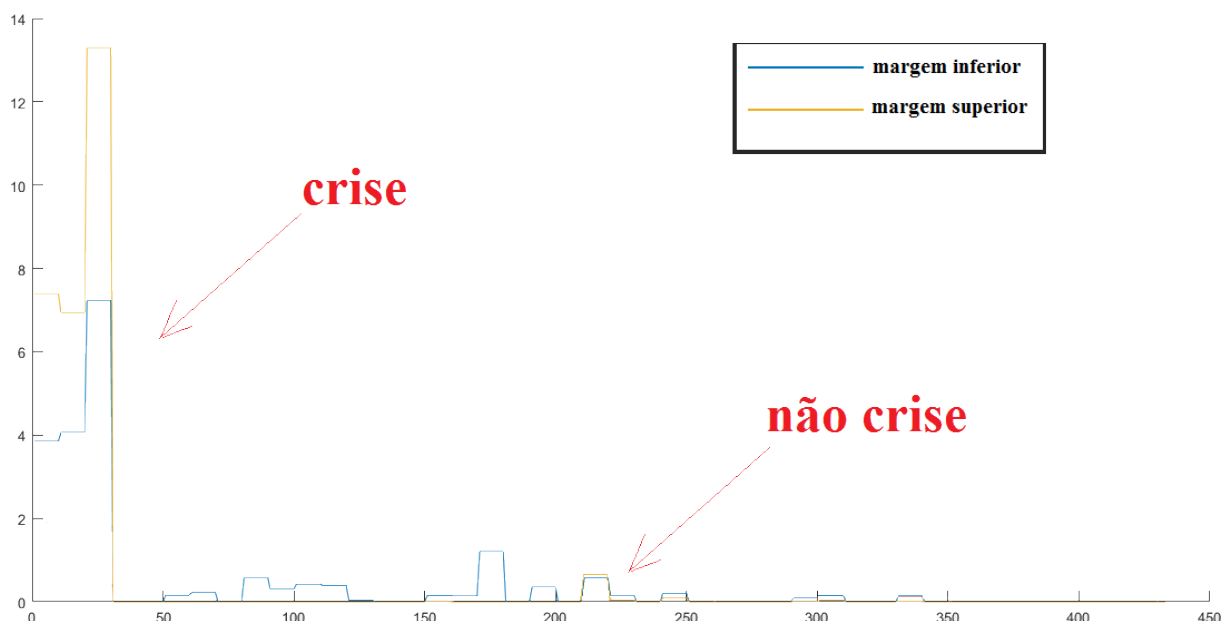
Após os procedimentos anteriores, os sinais das margens inferior e superior são deslocados de forma que sua linha de base fique centrada em zero. Desta forma, todo o sinal que estiver contido abaixo de zero, ou seja, abaixo das linhas de base serão classificados como trechos onde não ocorrem crises, visto que não há incremento das margens em relação a respectiva linha de base. A Figura 57 ilustra o deslocamento das margens inferior e superior de um trecho de 450 amostras de aEEG.

Depois de deslocar as margens, o algoritmo verifica ponto à ponto onde a margem superior é maior que a margem inferior. Deste modo, sempre que a margem superior for maior que a inferior no mesmo segmento, o algoritmo seleciona esse trecho como um evento em potencial, conforme ilustrado na Figura 57, no trecho contido antes da amostra de número 50. No entanto, não basta somente a margem superior ser maior que a inferior, já que podem haver segmentos em que não ocorre um incremento significativo de ambas as margens, como é o caso do segmento contido entre as amostras de número 200 a 250, ilustrado na Figura 57. Por esse motivo foi determinado experimentalmente que a margem inferior deve ser maior que  $4,5 \mu V$  e a diferença entre a margem superior e inferior deve ser menor que  $30 \mu V$  para que o algoritmo consiga discernir quando há ou não eventos epiléticos. Os experimentos



para definição dos limiares foram realizados analisando o aEEG de 23 pacientes do banco de sinais descrito no trabalho de STEVENSON *et al.* (2019).

Figura 57 – Ilustração das margens superior e inferior com suas linhas de base deslocadas até zero e uma crise ilustrada no início do trecho.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

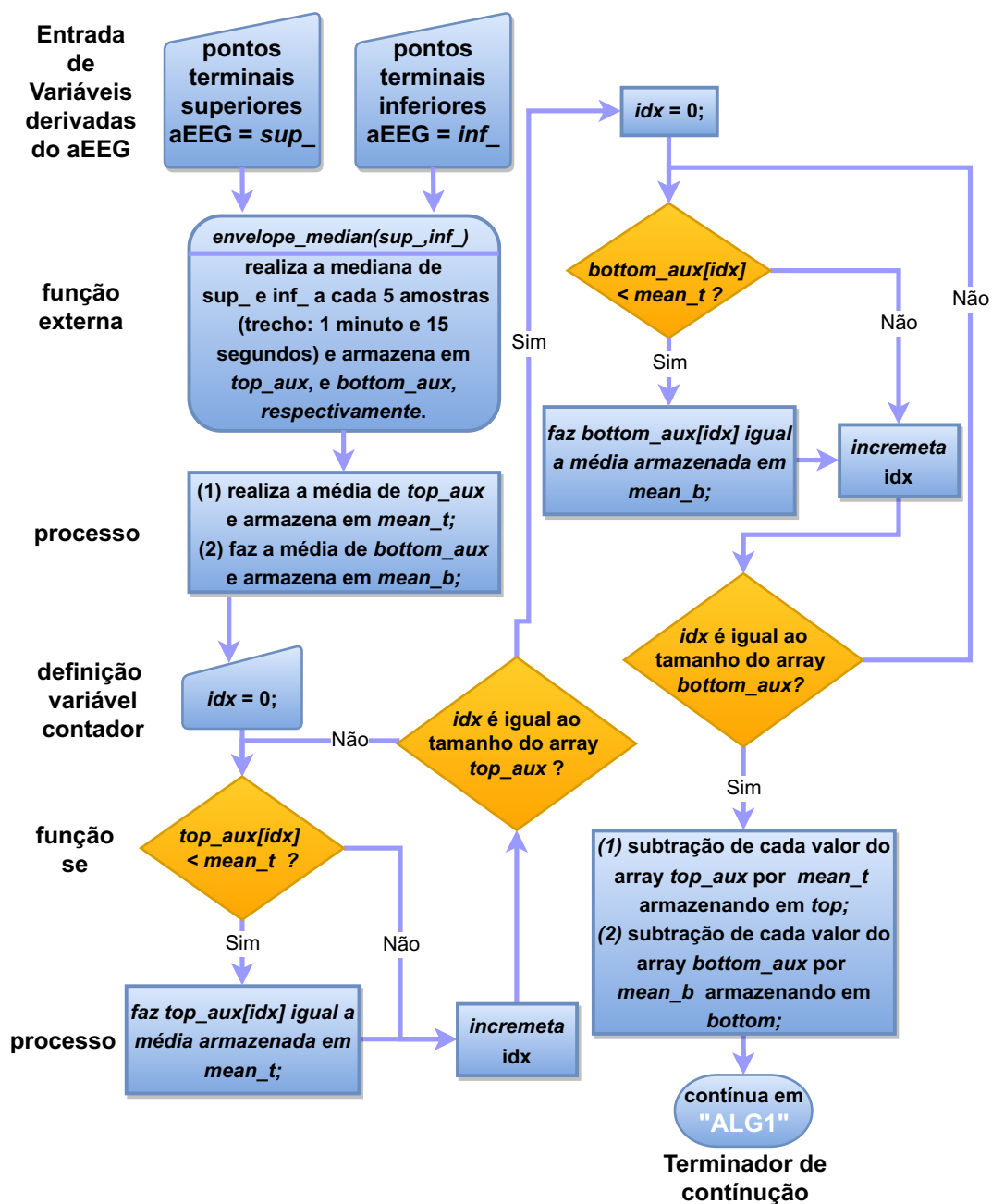
Por fim, após o algoritmo encontrar ao menos um trecho em que ocorra crise os limiares são reduzidos de 4,5 e 30  $\mu\text{V}$  para 2,5 e 40  $\mu\text{V}$ , respectivamente, a fim de encontrar eventos menos agudos. O desenvolvimento deste algoritmo se deu desta forma para oferecer maior agilidade ao processamento, visto que este é realizado sobre o sinal de aEEG que contém um conjunto reduzido de amostras. Os diagramas das Figuras 58 e 59 ilustram o fluxo de execução do algoritmo proposto para a detecção dos eventos epileptiformes.

No diagrama da Figura 59, ao final da execução do algoritmo, a variável (array) *seizure\_flag* será preenchida com "1" para cada posição de memória correspondente aos trechos do aEEG em que foi detectado um evento epileptiforme e "0" onde não foi. Já a variável (bool) *flag\_detect* do mesmo diagrama, será preenchido com "1" para indicar se algum evento foi detectado durante a gravação e com "0" para indicar que não houve.

No código desenvolvido, a variável *seizure\_flag* é utilizada de forma que ao ser detectado ao menos um evento epileptiforme, a cada segmento de 80 amostras, todo o trecho correspondente será marcado em um gráfico *broken\_barh* para avisar ao analista que ele deve analisar o sinal de aEEG/EEG naquele trecho para melhores conclusões. O segmento de 80 amostras é marcado pois o aEEG sozinho não con-

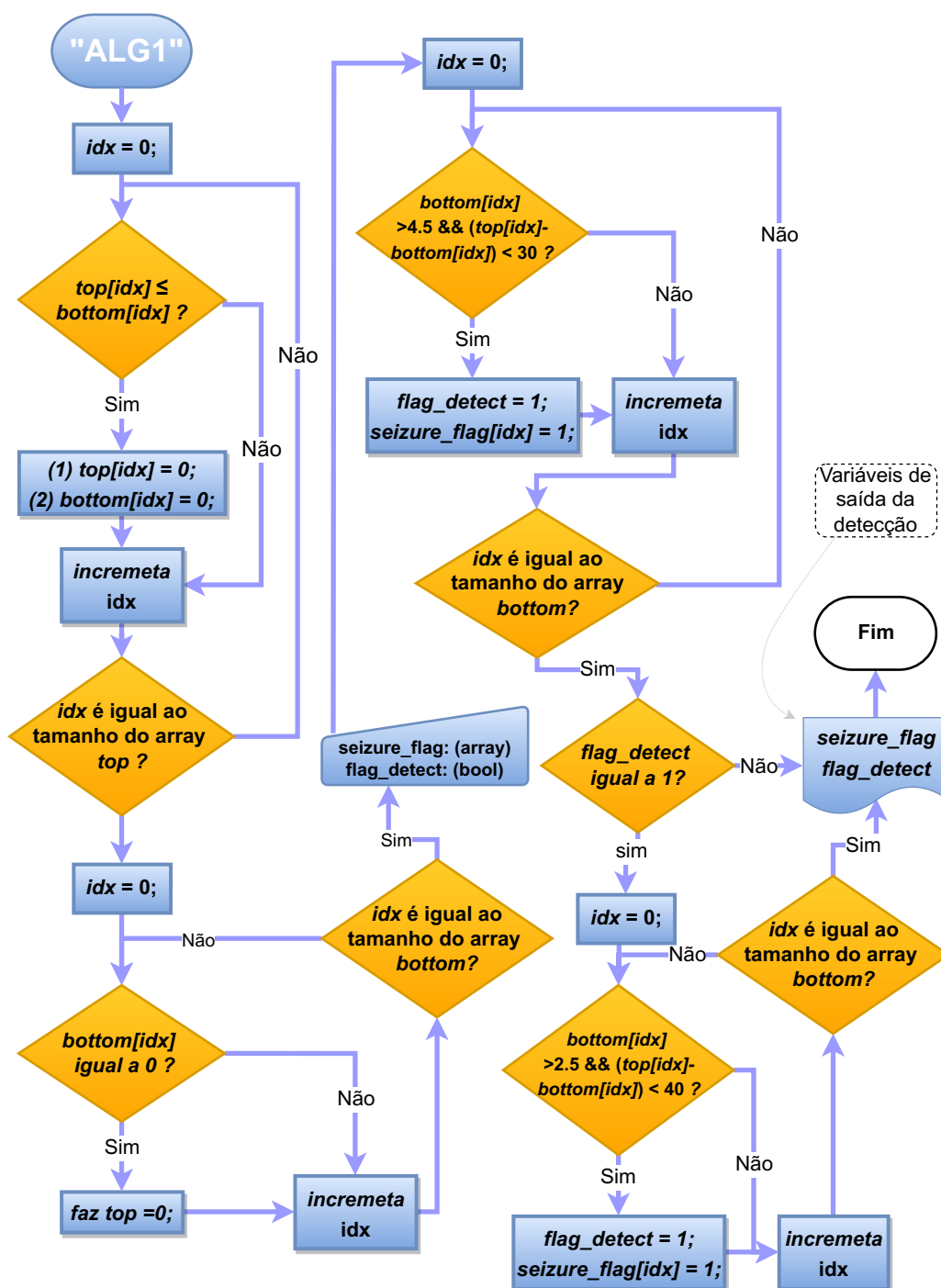
segue especificar o instante de tempo exato onde ocorre a crise e se existe algum artefato sobressaliente, devendo ser utilizado em conjunto com o traçado de EEG (RAKSHASBHUVANKAR *et al.*, 2015; KADIVAR *et al.*, 2019; BRUNS, 2019). Sob essa mesma perspectiva, a variável *flag\_detect* é utilizada no algoritmo de triagem dos pacientes que está descrito na Seção 3.4.5.3.

Figura 58 – Diagrama de blocos do fluxograma do algoritmo de detecção de crises epilépticas.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 59 – Continuação do diagrama de blocos do fluxograma do algoritmo de detecção de crises epilépticas.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

### 3.4.5.2 Algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados de fundo do aEEG

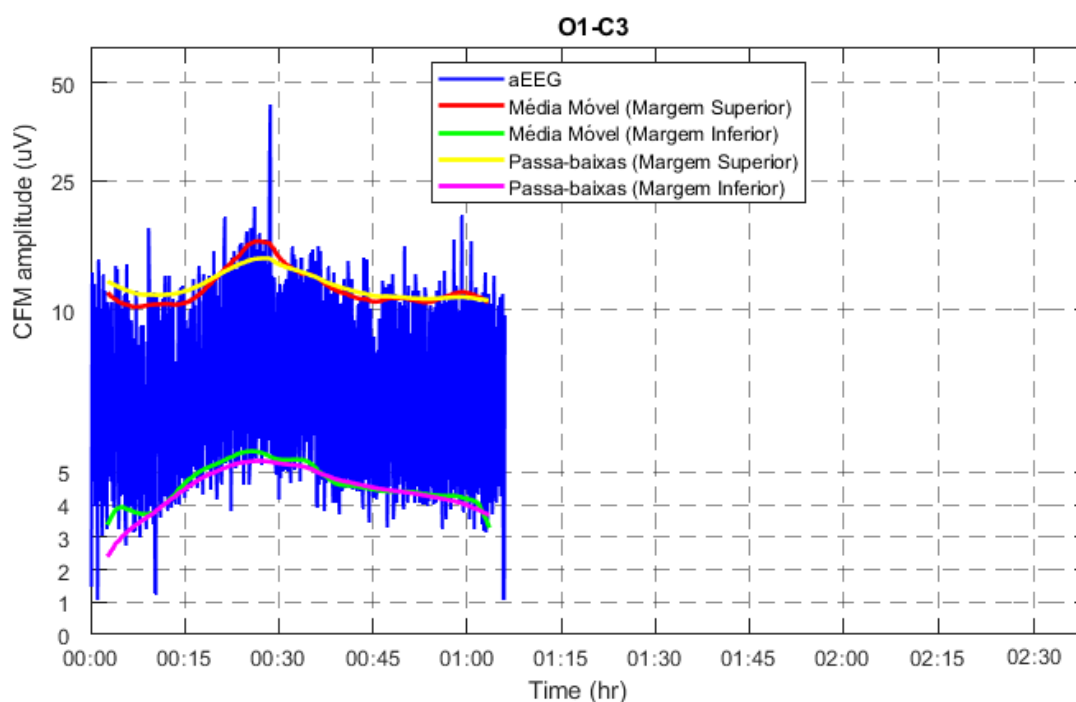
O desenvolvimento do algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados de fundo do aEEG foi baseado em técnicas simples de processamento

de sinais e limiares de tensão obtidos na literatura (HELLSTROM-WESTAS *et al.*, 2006; HELLSTRÖM-WESTAS; ROSÉN, 2006; CHEN, C. *et al.*, 2021). No módulo desenvolvido a classificação é feita apenas nas derivações longitudinais (O1-C3, O2-C4, C1-F1, C4-F2), embora seja possível observar os sinais de aEEG de derivações transversais também.

O algoritmo proposto realiza a classificação automática dos padrões de fundo dos traçados de aEEG com base em quatro procedimentos, sendo eles: (a) extração das margens inferior e superior do pontos terminais do sinal de aEEG (ver Figura 60); (b) segmentação das margens do aEEG em intervalos de 80 amostras (10 minutos) não sobrepostas; (c) avaliação simultânea, amostra à amostra, das margens superior e inferior em relação aos limiares definidos para cada padrão de fundo e (d) definição do padrão predominante no segmento para a classificação geral do intervalo.

A extração da margem inferior e superior foi implementada utilizando um filtro de média móvel com 20 *taps*, o que equivale a uma média de 5 minutos de sinal. Cabe salientar que durante o desenvolvimento do filtro para a extração das margens a partir dos pontos terminais, também foi utilizado um filtro passa-baixas *Butterworth* com constante de tempo igual a 60 segundos, no entanto não foram observadas diferenças significativas (ver Figura 60), conforme descrito em CHEN *et al.* (2021). Neste contexto, foi mantido o filtro de média móvel para a extração das margens.

Figura 60 – Comparação das margens inferior e superior obtidas com o filtro de média móvel e com o filtro passa-baixas *Butterworth*.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Depois de obtidas as margens, o algoritmo segmenta o sinal em trechos de 10 minutos. Após isso, são criadas variáveis acumuladoras para cada um dos padrões: contínuo, descontínuo, surto-supressão, baixa voltagem e inativo. Desta forma, ao comparar amostra à amostra, as margens inferior e superior, o algoritmo soma 1 a variável acumuladora relativa ao padrão obtido pela comparação dos limiares apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 – Classificação do aEEG conforme atividade de base

<b>Padrão</b>	<b>Amplitude mínima</b>	<b>Amplitude máxima</b>	<b>Interpretação</b>
<b>Contínuo</b>	$> 5 \mu V$	10 a $25 \mu V$	normal
<b>Descontínuo</b>	$< 5 \mu V$	$> 10 \mu V$	normal $IG \leq 31$ anormal $IG > 31$ (alteração moderada)
<b>Padrões Patológicos</b>			
<b>Surto-supressão</b>	0 a $2 \mu V$	$> 25 \mu V$	anormal (alteração moderada)
<b>Baixa voltagem</b>	$< 5 \mu V$	$< 10 \mu V$	anormal (alteração grave)
<b>Inativo</b>	$< 5 \mu V$	$< 5 \mu V$	anormal (alteração grave)

Fonte – (HELLSTRÖM-WESTAS; ROSÉN, 2006; HELLSTROM-WESTAS *et al.*, 2006)

Após obter as classificações amostra por amostra, dentro do segmento de 10 minutos, o algoritmo faz uma comparação entre as variáveis acumuladoras para verificar qual é a predominante no segmento. Esse processo é realizado para construir um gráfico em forma de barras dispostas horizontalmente ao longo do tempo para indicar a classificação em cada um dos segmentos contidos na gravação. Para isso, são realizadas as tarefas descritas, conforme a execução das sentenças a seguir:

**1. Se (contínuo > demais variáveis), então:**

- i. o padrão predominante é contínuo;
- ii. colocar uma barra com duração de 10 minutos na cor azul no gráfico de classificação gerado;

**Se não:**

- i. executa 2.

**2. Se (descontínuo > demais variáveis), então:****i. Se (surto\_supressão > 1 ), então:**

- 1°. significa que pelo menos 2 pontos terminais superiores foram classificados como surto-supressão, portanto padrão predominante é surto-supressão;
- 2°. colocar uma barra com duração de 10 minutos na cor verde no gráfico de classificação gerado;

**Se não:**

- 1°. o padrão predominante é descontínuo;
- 2°. colocar uma barra com duração de 10 minutos na cor verde no gráfico de classificação gerado;

**Se não:**

- i. executa 3.

**3. Se (baixa\_voltagem > demais variáveis), então:**

- i. o padrão predominante é baixa voltagem;
- ii. colocar uma barra com duração de 10 minutos na cor vermelha no gráfico de classificação gerado;

**Se não:**

- i. executa 4.

**4. Se (inativo > demais variáveis), então:**

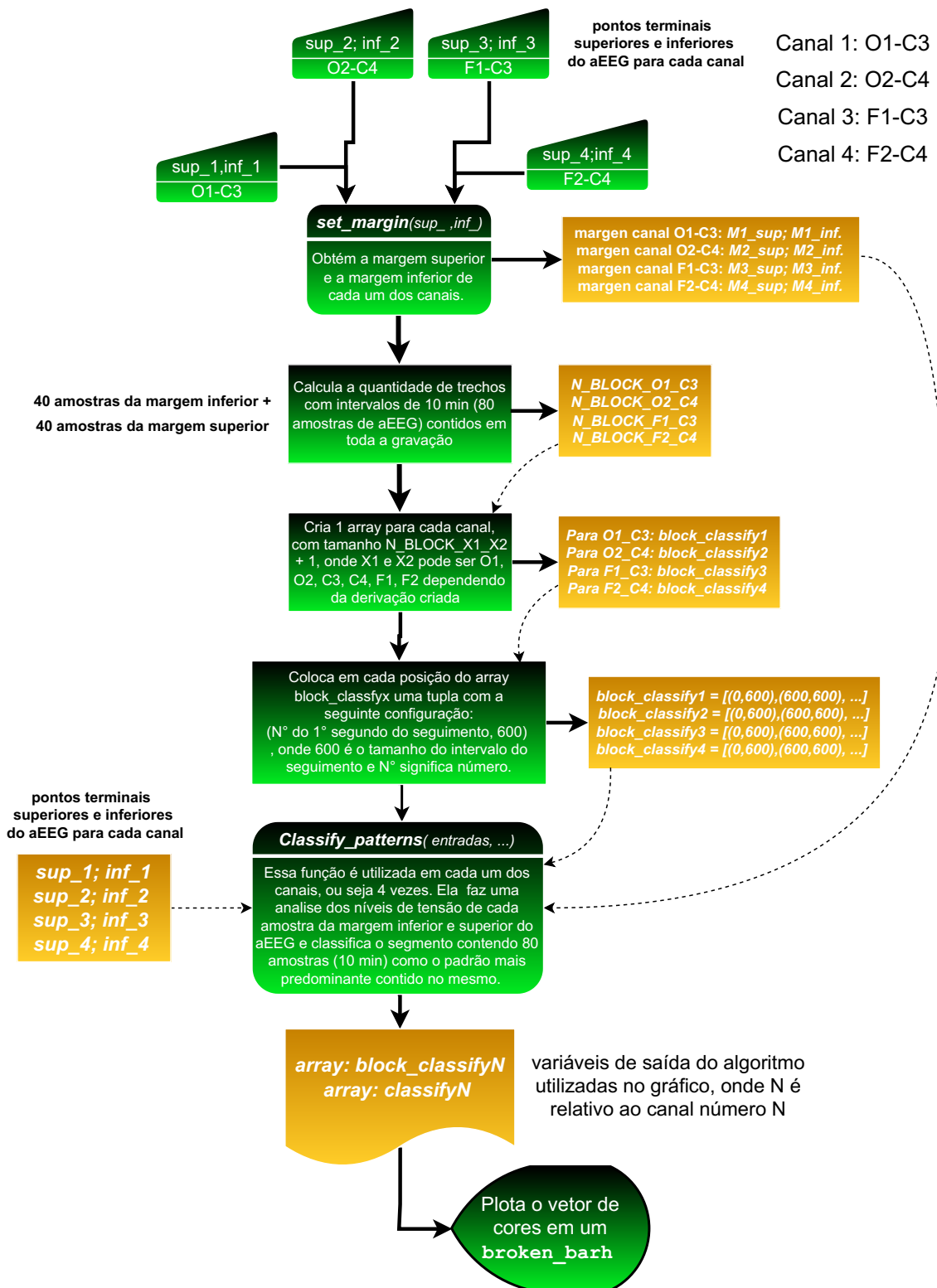
- i. o padrão predominante é inativo;
- ii. colocar uma barra com duração de 10 minutos na cor violeta no gráfico de classificação gerado;

**Se não:**

- i. o padrão não está bem definido e não será considerado na análise;
- ii. colocar uma barra com duração de 10 minutos na cor cinza no gráfico de classificação gerado;

Para a confecção do código foram avaliados experimentalmente os sinais de aEEG de 5 pacientes do banco de sinais descrito no trabalho de STEVENSON *et al.* (2019), visto que os 5 sinais referentes aos 5 pacientes continham todos os padrões de fundo a serem classificados. O diagrama de blocos simplificado sobre o funcionamento do algoritmo foi ilustrado nas Figuras 61 e 62 para melhor compreensão.

Figura 61 – Diagrama de blocos simplificado sobre o algoritmo de classificação dos traçados de fundo do aEEG.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).





### 3.4.5.3 Algoritmo para triagem automática de recém-nascidos com possíveis encefalopatias

Durante o monitoramento cerebral dos recém-nascidos em UTINs a revisão contínua da atividade de base do EEG é fundamental para o acompanhamento e para as intervenções. Neste cenário, o algoritmo descrito nessa seção busca sinalizar ao especialista, anormalidades ou não no estado atual de saúde do neonato. No entanto, o processo decisório, seja para a triagem ou intervenção, sempre será realizado com base na expertise do especialista. Desta forma, essa ferramenta possui papel estritamente assistivo.

O algoritmo em questão aproveita as saídas dos outros dois algoritmos descritos nas Seções 3.4.5.1 e 3.4.5.2 para identificar neonatos com possíveis problemas realizando uma análise geral dos padrões de fundo do aEEG sobre as derivações longitudinais. Desta forma, para fornecer uma visão integrada sobre o estado do paciente, o algoritmo atribui pesos a cada um dos padrões dos traçados de fundo, conforme o grau de alteração relativo a cada padrão para realizar a classificação.

Os pesos atribuídos a cada um dos padrões foram avaliados com base nas análises clínicas realizadas no trabalho de TER HORST *et al.* (2004). No trabalho desse autor a maioria dos neonatos que apresentavam, na maior parte do tempo, o padrão contínuo, não tiveram alterações neurológicas. Além disso, grande parte dos neonatos em que o padrão predominante era descontínuo e estava alternando para o contínuo, ao longo de 72 horas, também não sofreram alterações neurológicas. No entanto, em 2 casos em que houve a transição dos dois padrões citados, surgiram anormalidades leves nos neonatos. Durante a análise feita no artigo ainda foi possível observar 2 casos em que o padrão descontínuo alternou para o surto-supressão e as crianças foram acometidas com problemas que resultaram anormalidades moderadas. Em relação ao padrão baixa voltagem, apenas um neonato migrou, ao longo de 72 horas, desse padrão para o padrão descontínuo e contínuo, sofrendo com anormalidades moderadas. Ainda na análise do artigo ocorreram 8 casos em que o padrão de fundo permaneceu predominantemente inativo ou com baixa voltagem e eventos epiléticos, o que fez com que todos os recém-nascidos apresentassem deficiências severas.

A partir da análise realizada sobre o artigo de TER HORST *et al.* (2004), para o traçado contínuo o peso foi definido como 1, ou seja, sem nenhuma alteração (gravidade) no traçado. Por outro lado, o traçado descontínuo está relacionado a alterações leves e moderadas, portanto o peso atribuído foi 2. Por fim, para os traçados patológicos surto-supressão, baixa voltagem e inativo foram atribuídos os pesos 3, 4 e 5, respectivamente, conforme sua gravidade (TER HORST *et al.*, 2004). A atribuição desses pesos é feita para os sinais de cada uma das derivações longitudinais analisadas. No caso do dispositivo desse trabalho isso é feito para as derivações O1-C3, O2-C4, F1-C3, F2-C4, ou utilizando P3-C3 e P4-C4 em detrimento das duas primeiras.

Após os pesos serem atribuídos, o algoritmo verifica sobre cada derivação, segmento (10 minutos) à segmento, qual o padrão classificado possui maior peso. Deste modo, o programa utiliza o padrão de maior peso de cada segmento para produzir um *array* (vetor) que exprime os padrões classificados em todas as derivações de forma compacta (ver Figura 63).

Figura 63 – Vetor de classificação de cada um dos canais e a formação do vetor resultante conforme a atribuição dos pesos definidos para o algoritmo.

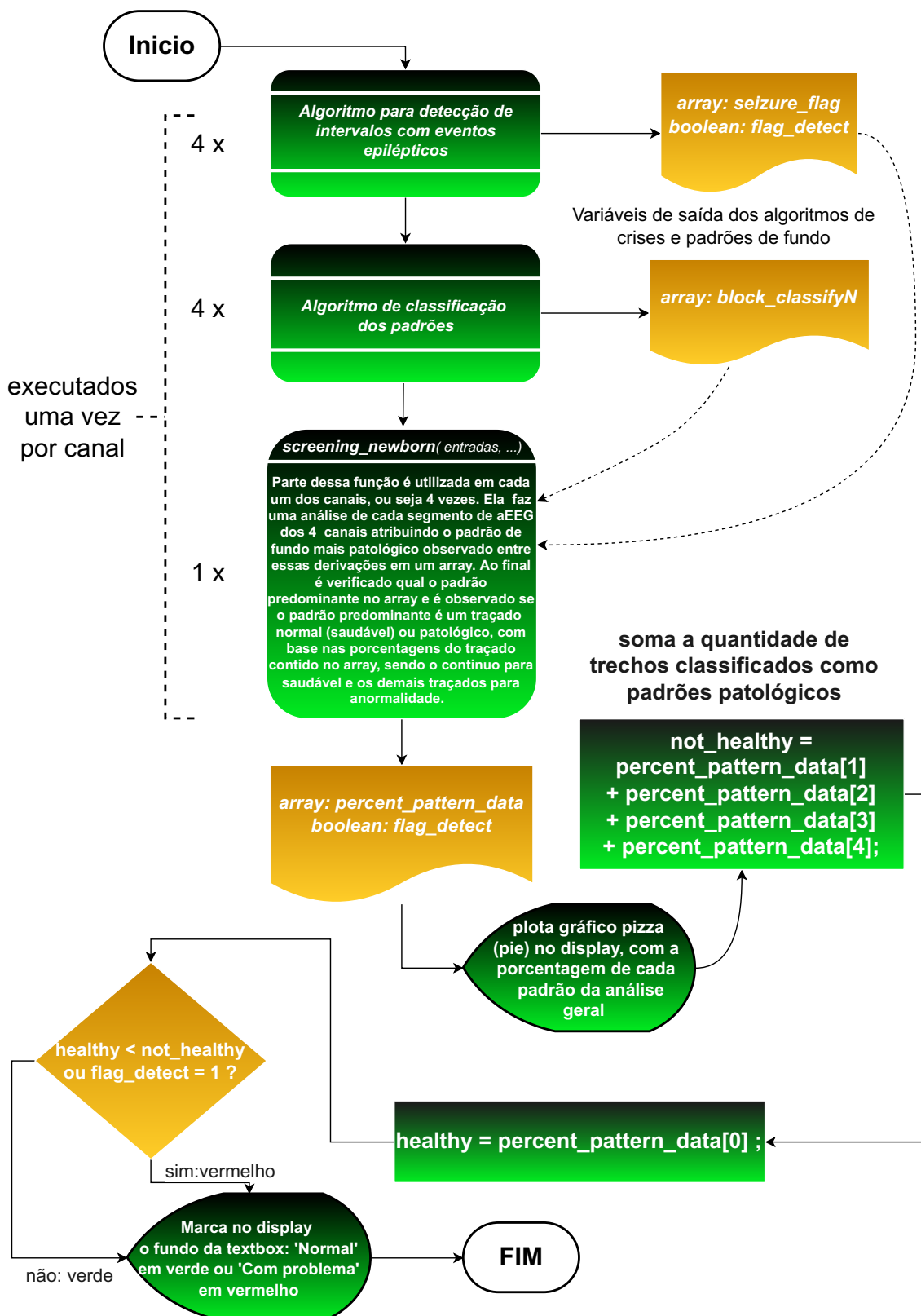
O1-C3	contínuo: 1	contínuo: 1	contínuo: 1
O2-C4	contínuo: 1	descontínuo: 2	contínuo: 1
C3-F1	contínuo: 1	baixa voltagem: 4	baixa voltagem:4
C4-F2	contínuo: 1	contínuo: 1	contínuo: 1
resultado	contínuo: 1 10 min	baixa voltagem: 4 10 min	baixa voltagem:4 10 min

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Uma vez composto o vetor resultante, o *software* faz a contagem de quantos trechos de 10 minutos foram classificados com os padrões descritos na Tabela 6. A contagem é realizada em acumuladores com o nome de cada um dos padrões. Após isso, esses padrões são expressos em porcentagem do total de trechos contidos na gravação (Ex.: gravação 60 minutos terá 6 trechos de 10 minutos). Computadas as porcentagens, a aplicação produz um gráfico em forma de pizza, para fornecer a macro-visão dos padrões de fundo ao analista.

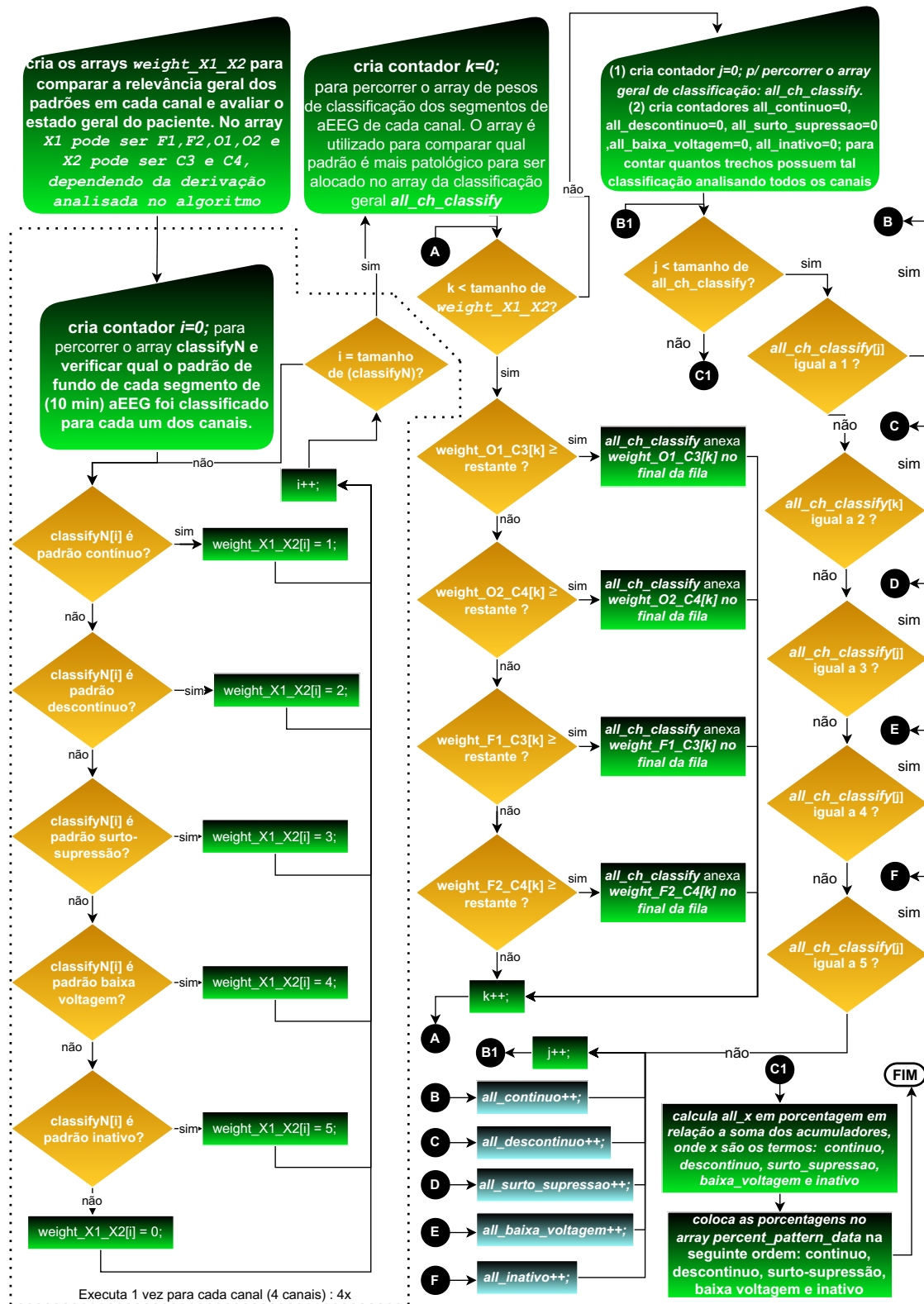
Ao final, o algoritmo utiliza as porcentagens computadas para apurar o estado neurológico do neonato e sinalizar ao responsável pelas análises clínicas, possíveis anormalidades. Para isso, o programa computa o montante das porcentagens relativas aos padrões descontínuo e patológicos para posterior comparação com o padrão contínuo e isso é sinalizado no *display*. Assim, sempre que realizada essa comparação e o padrão contínuo permanecer nas gravações por tempo inferior aos demais traçados é possível que o recém-nascido esteja passando por um evento adverso. Além disso, a aplicação também avalia se existem eventos epileptiformes agudos, pois esses também podem indicar problemas neurológicos (KOELFEN; FREUND; VARNHOLT, 1995). As etapas de execução da aplicação estão ilustradas nos diagramas das Figuras 64 e 65.

Figura 64 – Diagrama de blocos simplificado sobre o algoritmo de triagem automática dos recém-nascidos com possíveis encefalopatias.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 65 – Diagrama com o fluxo de execução da função *Screening\_Newborn* aplicada as derivações O1-C3, O2-C4, F1-C3, F2-C4.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

### 3.5 ENVÓLUCRO DOS MÓDULOS FÍSICOS E CONECTORES

O invólucro dos componentes do hardware foi construído sobre um conceito modular para facilitar possíveis alterações do protótipo ou mesmo permitir a modificação do sistema de referência do equipamento. Considerando o fato do MAq-Gd possuir apenas um ADS1299 como *Front-end* para a aquisição dos sinais fisiológicos, o equipamento fica limitado a aquisição de oito sinais, visto que o ADS1299 possui apenas oito canais. Embora exista essa limitação, vale lembrar que na aplicação original do EEG/aEEG em recém-nascidos se fazem necessários apenas duas derivações (C3-P3/O1, C4-P4/O2), o que implica no uso de dois canais. Desta forma, caso o especialista necessite da informação de mais derivações de EEG ou de outros sinais como o ECG, ou o EMG para investigação de possíveis artefatos, também é possível com o sistema proposto. No entanto, é possível desde que as ligações dos canais sejam modificadas por uma PCI ligada ao ADS1299 (ver Figura 66) para gerar as derivações necessárias. Com essas conexões físicas realizadas externamente ao ADS1299 é possível modificar as derivações.

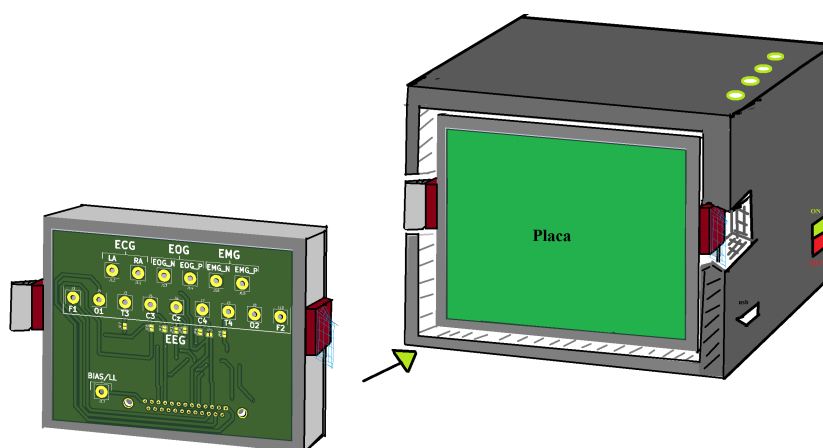
Considerando essa premissa de projeto para proporcionar mais flexibilidade ao protótipo sem alterar o custo com o uso de mais *Front-ends*, a parte frontal do equipamento, onde os eletrodos são ligados, foi projetada de forma modular ao gabinete onde se encontra o MAq-Gd e o MReg-Gc. Para isso, foi desenvolvido uma PCI que se encaixasse ao MAq-Gd para realizar as conexões dos canais. Essa mesma placa foi confeccionada com *jumpers* que possibilitaram ao dispositivo 2 configurações distintas para aquisição dos sinais. A primeira configuração foi proposta para utilizar os 8 canais do dispositivo nas seguintes derivações de EEG: F1-C3, F2-C4, C4-O2, C3-O1, C3-Cz, Cz-C4, T3-C3 e C4-T4. A segunda configuração foi moldada para o uso de 7 derivações de EEG e uma derivação simples de ECG, sendo as derivações de EEG as seguintes: F1-C3, F2-C4, C4-O2, C3-O1, C3-C4, T3-C3 e C4-T4. Todas essas derivações foram dispostas de forma bipolar, visto que essa configuração é mais apropriada para definir potenciais de amplitude relativamente pequenas (GOMES; BELLO, 2008). Além disso as derivações bipolares *push-pull* facilitam a caracterização dos padrões de fundo do EEG, o que é de suma importância para as análises sobre os sinais de aEEG (GOMES; BELLO, 2008).

A confecção do gabinete e do envólucro da PCI frontal que vai encaixada ao MAq-Gd foram elaborados no *software* livre de desenho *FreeCAD* versão 0.18. O gabinete foi desenvolvido de forma que o envólucro de plástico que envolve a PCI frontal fosse encaixado no gabinete. Já a PCI frontal, fica apenas encaixada nesse envólucro. Tal fato, fornece mais flexibilidade ao aparelho, visto que o MAq-Gd fica independente da placa frontal, bastando ao usuário trocar a placa frontal caso precise de outras derivações.

Para a confecção da placa frontal foram utilizados conectores DIN 42802-1 com

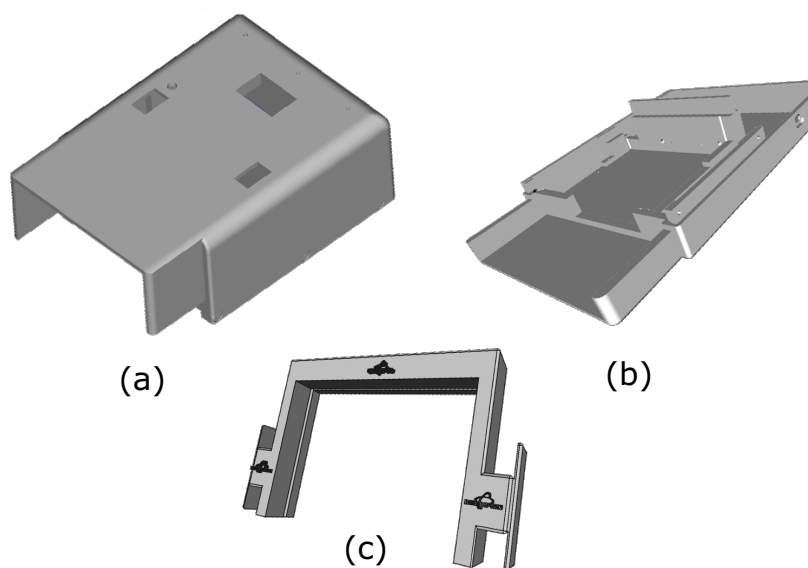
pino de 1,5 mm para serem utilizados com eletrodos comerciais reutilizáveis banhados a ouro da marca *MaxxiGold* ou modelos similares que encaixem no conector em questão. No trabalho, o modelo utilizado foi o *MaxxiGold*. Por outro lado, o conector utilizado para encaixar a placa frontal no MAq-Gd foi do tipo DB25 devido a quantidade de pinos do ADS1299. O esboço do gabinete descrito é ilustrado na Figura 66, já os desenhos das peças impressas que compõe o gabinete foram ilustradas na Figura 67.

Figura 66 – Esboço do gabinete modular em que a placa frontal vai encaixada.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 67 – (a) Parte superior do gabinete, (b) Parte inferior do gabinete. (c) Envolvucro da placa frontal para encaixe no MAq-Gd.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

## 3.6 AVALIAÇÃO DO SISTEMA E CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

Essa seção descreve os aspectos éticos envolvidos no trabalho e também esclarece os critérios metodológicos para a validação do *hardware* de eletroencefalografia e dos algoritmos do software do sistema NBS-Mx.

### 3.6.1 Considerações éticas do trabalho

Para a avaliação do sistema proposto, inicialmente cogitou-se a realização de coletas de sinais em crianças de termo, conforme o protocolo de coletas aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (CAAE: 45367521.5.0000.0121). No entanto, para conseguir validar o sistema de classificação automática de forma efetiva, seriam necessárias diversas coletas com uma grande quantidade de crianças com problemas neurológicos leves, moderados e graves. Desta forma, sobre o ponto de vista ético e prático, tal fato, agregaria riscos, além dos previstos, aos voluntários. Considerando esse cenário, a solução adotada para a validação do sistema foi reformulada em duas etapas alternativas. A primeira etapa considerou a validação do *software* e de seus algoritmos sobre um ou mais bancos de coletas de sinais de EEG em crianças com diversos problemas neurológicos. E a segunda etapa, contemplou a validação do *hardware* em pacientes adultos e saudáveis, visto que o projeto submetido (CAAE: 45367521.5.0000.0121) também abria espaço para a realização destas coletas. Para realizar as coletas todos os participantes assinaram o termo de consentimento esclarecido (Apêndice A) antes da participação.

### 3.6.2 Metodologia de validação do *hardware*

Para realizar o EEG, o paciente necessita de pouca preparação, no entanto deve-se tomar cuidado, pois existem preceitos de qualidade na rotina de eletroencefalografia. Neste contexto, vários métodos de ativação podem ser aplicados para acentuar ou precipitar atividades (ritmos) no EEG para garantir que o sinal possui a qualidade necessária para o exame (GOMES; BELLO, 2008).

Os processos de ativação são úteis para aumentar ou precipitar essas atividades no EEG e por conseguinte para a diferenciação de eventos fisiológicos de eventos anormais. Tais ações de ativação permitem ao analista prever os achados que devem se manifestar no sinal de EEG ou em seu espectro de frequência quando a ação de ativação é realizada (GOMES; BELLO, 2008). Tendo em vista o efeito de causa e ação sobre o sinal de EEG, o *hardware* da máquina de eletroencefalografia foi validado com o uso da técnica de ativação de Abertura Ocular (AO), a qual é bastante efetiva, segura, sensível e é utilizada rotineiramente para validação do traçado produzido pelo equipamento (GOMES; BELLO, 2008).

Desta forma, a validação do traçado foi feita pela análise realizada sobre a coleta de sinal de EEG, na derivação O1-C3 de um voluntário com 29 anos de idade.

Para realizar a ativação por AO o voluntário precisou abrir e fechar os olhos por pelo menos 10 segundos em 4 momentos diferentes (no 2°,10°,15°,20° minuto do exame) para análises posteriores sobre o sinal de EEG coletado (GOMES; BELLO, 2008).

Para considerar o bom funcionamento do *hardware* de eletroencefalografia é necessário visualizar os seguintes achados sobre o sinal de EEG: (a) quando o voluntário estiver em repouso vigil e de olhos fechados, sobre o sinal de EEG deve surgir o ritmo alfa; (b) Por outro lado, quando o voluntário abrir os olhos, o ritmo alfa deve desaparecer ou ao menos ficar menos proeminente e (3) ao voluntário realizar movimentações oculares como a abertura palpebral deve ser promovido a alteração do ritmo posterior ocorrendo a atenuação e a reposição do sinal por uma atividade rápida de baixa voltagem sobre o EEG (GOMES; BELLO, 2008).

A forma mais prática de observar o efeito da ativação por AO é evidenciando um incremento de energia sobre a banda de frequência de 8 a 13Hz (ritmo alfa) no espectro de potência do sinal de EEG, quando o voluntário estiver com os olhos fechados. Em contrapartida, quando o voluntário estiver com os olhos abertos a energia contida na banda deve reduzir (BERGER, 1933; KIRSCHFELD, 2005). Desta maneira, é possível validar a qualidade do sinal adquirido.

Ainda cabe salientar que além de utilizar a ativação por AO para validar as leituras de EEG com base no espectro de potência e na morfologia do sinal, também foram feitas coletas de outros sinais com morfologias mais delineadas como o ECG e o EMG, para avaliar o funcionamento do hardware.

### **3.6.3 Metodologia de validação dos algoritmos do *software***

Para realizar a validação dos algoritmos descritos nas seções 3.4.5.1, 3.4.5.2 e 3.4.5.3, foram realizados testes sobre os sinais de dois bancos de dados conhecidos para posterior avaliação dos respectivos desempenhos. O banco de sinais principal (B1), o qual é constituído por dados de recém-nascidos, foi empregado na validação de todos os algoritmos. Por outro lado, o banco de sinais secundário (B2), foi utilizado somente para auxiliar a validação do algoritmo para triagem automática de recém-nascidos com possíveis encefalopatias. As características dos bancos de dados e os procedimentos realizados para a validação de cada um dos algoritmos estão descritos nas seções a seguir.

#### **3.6.3.1 Banco de dados B1**

O banco de dados B1, descrito no trabalho de STEVENSON *et al.* (2019), contém sinais de eletroencefalografia de 79 neonatos que foram admitidos na unidade de



terapia intensiva neonatal do *Helsinki University Hospital*, na Finlândia. Esses neonatos admitidos neste banco possuem IG entre 36 e 45 semanas, sendo que o tempo mediano de duração das gravações é de aproximadamente 1 hora e 15 minutos.

Para as gravações foi utilizado o sistema NicoletOne EEG (*Natus Medical Incorporated*, USA). A frequência de amostragem para as coletas foi de 256 Hz. Foram utilizadas 19 derivações com ligações bipolares dos eletrodos para a concepção do banco de sinais, sendo elas: Fp2-F4, F4-C4, C4-P4, P4-O2, Fp1-F3, F3-C3, C3-P3, P3-O1, Fp2-F8, F8-T4, T4-T6, T6-O2, Fp1-F7, F7-T3, T3-T5, T5-O1, Fz-Cz, Cz-Pz.

Além das gravações, esse banco de dados contém anotações feitas por 3 especialistas sobre os trechos das gravações onde ocorrem crises convulsivas. Cabe salientar também que ainda há outras anotações importantes retiradas do prontuário do paciente, como idade gestacional, diagnóstico, achados de neuroimagem, entre outras informações clínicas.

Para o estudo proposto neste trabalho, as derivações de interesse para validação dos algoritmos foram consideradas as seguintes: Fp2-C4, Fp1-C3, C4-O2 e C3-O1, todas longitudinais. No entanto, o *software* em questão também exibe em seu monitor os sinais das derivações transversais: T3-C3, C3-Cz, Cz-C4 e C4-T4. Embora o banco de sinais não possua diretamente as derivações pretendidas foi possível obtê-las por manipulações algébricas realizando a soma ou subtração dos sinais das derivações originais (WU *et al.*, 2019). Também foi necessário realizar a reamostragem do sinal de EEG original, visto que sua frequência de amostragem é de 256 Hz e o sistema opera o processamento considerando a frequência de amostragem de 500 Hz. Essa reamostragem de 256 amostras/segundo para uma média de 500 amostras/segundo foi realizada no *software Matlab* Versão R2021a, utilizando a função *resample*. Após a reamostragem, os sinais foram salvos em arquivos .txt com formatação compatível com o *software*.

Com relação aos aspectos éticos do banco de dados B1 é importante salientar este é aberto e possui a União Europeia como fundo financiador. Portanto, durante todo o processo de concepção do mesmo foram seguidos os requisitos éticos estabelecidos pela comissão europeia, sendo o seu registro identificado pelo código 656131.

### 3.6.3.2 Banco de dados B2

O banco de dados B2 é composto por dados disponíveis no repositório PhysioNet (GOLDBERGER *et al.*, 2000; SHOEB, 2009). Esse banco de dados foi concebido durante o desenvolvimento do trabalho de SHOEB (2009). Na ocasião, o estudo seguiu o protocolo aprovado pelo o comitê de investigações clínicas do *Beth Israel Deaconess Medical Center (BIDMC)*, Boston, Massachusetts, EUA, e do *Massachusetts Institute of Technology (MIT)*, Cambridge, Massachusetts, EUA. Esta base de dados consiste

de 23 coletas, sendo 22, de pacientes pediátricos do *Boston Children's Hospital* e a restante de um paciente adulto do *Beth Israel Deaconess Medical Center*. Os pacientes possuíam idade entre 1,5 e 24 anos e os registros do banco foram amostrados à 256 Hz. O banco de sinais em questão foi marcado por especialistas e particionado em trechos em que a atividade neurológica dos pacientes é tipicamente normal e em trechos onde eventos epileptiformes estavam contidos.

Em relação as derivações utilizadas, assim como no banco de dados B1, neste banco (B2) de dados também não existiam todas as derivações de interesse avaliadas neste trabalho. Assim, algumas das derivações de interesse foram obtidas conforme descrito no trabalho de WU *et al.* (2019). Além disso, também foi necessário reamostras os dados para obter 500 amostras/segundo para o correto processamento do sinal pelo *software*. Por fim, cabe salientar que este banco de dados foi utilizado em conjunto com o banco B1, para validar o algoritmo da Seção 3.4.5.3.

### 3.6.3.3 Metodologia de validação do algoritmo para detecção de intervalos com eventos epileptiformes

Para validar o algoritmo foram utilizados os dados contidos no banco de dados B1, pois dentre os dados disponibilizados neste banco havia um arquivo com a interpretação de 3 especialistas a cerca das crises epileptiformes. Neste arquivo, os intervalos em que os especialistas definiram como " *trecho de crise*" foram marcados com 1 e com 0 para " *trecho sem crise*". A avaliação foi realizada em intervalos de 1 segundo e a concordância interobservador entre os profissionais foi estimada por meio do coeficiente estatístico *kappa* de Fleiss. O valor obtido para a concordância foi de 0,767 ( $p < 0.05$ ) (FLEISS, 1971; STEVENSON *et al.*, 2019). Desta forma, considerando a existência desse arquivo, a validação do algoritmo proposto foi realizada somente sobre essa base de dados, visto que essa contemplava todos os aspectos necessários para o teste do algoritmo.

Para a validação, os sinais de EEG de 36 pacientes foram escolhidos aleatoriamente da base de dados. Cabe salientar que entre os 36 sinais escolhidos, não havia nenhum sinal dos 23 pacientes que foram utilizados durante os teste experimentais dos limiares do algoritmo (Seção 3.4.5.1). Após a escolha, os sinais foram reamostrados conforme descrito na Seção 3.6.3.1. Depois disso, os sinais foram abertos no software NBS-Mx e processados. Durante o processamento, o programa realiza a avaliação das crises e sempre que as mesmas forem detectadas, um intervalo de 10 minutos é sinalizado para indicá-la. Sendo assim, foi necessário avaliar o algoritmo em trechos de 600 segundos e não em trechos de 1 segundo conforme marcado no arquivo com as interpretações dos especialistas. Logo, a classificação das crises foi realizada da seguinte forma: sempre que ocorrer pelo menos um evento epileptiforme dentro de um intervalo de 10 minutos a classificação está correta. Em contrapartida, se o intervalo

acusar um evento e não houver crise ou se houver um evento verdadeiro e ele não for detectado a classificação é considerada incorreta.

Por fim, os resultados do algoritmo foram avaliados em função da matriz de confusão binária. Essa matriz expressa o quão correto ficaram as classificações realizadas nos intervalos com os rótulos "crise" e "não crise". Assim, a partir dessa matriz também foram retirados outros parâmetros importantes como: sensibilidade (*SE*), especificidade (*SP*), acurácia (*AC*), precisão (*PR*) e *Score-F1*.

#### 3.6.3.4 Metodologia de validação do algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados de fundo do aEEG

Para validar este algoritmo foram escolhidos aleatoriamente sinais de EEG de 35 pacientes do banco de dados B1. Para essa aplicação específica não existia um arquivo com a classificação dos padrões de fundo de cada um dos sinais coletados. Desta forma, foi necessário realizar a classificação antes do algoritmo ser testado. Para isso, dois profissionais treinados fizeram a classificação do traçado em planilhas, especificando os padrões predominantes contidos a cada intervalo de 10 minutos. A concordância interobservador calculada foi de 0,842 ( $p < 0.05$ ) para o índice *kappa* de Fleiss.

Após o processo descrito anteriormente, os sinais de EEG foram colocados no software e processados. Em seguida, as classificações dos padrões dos sinais de aEEG foram realizadas pelo algoritmo e a matriz de confusão relativa a estes dados foi construída. Por fim, a avaliação do algoritmo foi feita com base nesta matriz e nos seguintes parâmetros: *SE*, *PR*, *Score-F1*, precisão média ponderada total ( $PR\bar{p}_{total}$ ), sensibilidade média ponderada total ( $SE\bar{p}_{total}$ ) e *Score-F1* médio ponderado total ( $Score - F1\bar{p}_{total}$ ).

#### 3.6.3.5 Metodologia de validação do algoritmo para triagem automática de recém-nascidos com possíveis encefalopatias

Para a validação deste algoritmo foram utilizados ambos os bancos de dados descritos nas seções 3.6.3.1 e 3.6.3.2. O banco de dados B1 continha entre os seus arquivos o diagnóstico de cada um dos pacientes. Entretanto, não foi possível utilizar todas as coletas (uma por paciente), pois nem todos os recém-nascidos possuíam diagnóstico especificado. Por tanto, um total de 64 recém-nascidos do banco B1 foram avaliados pelo algoritmo. Para completar os dados e utilizar 70 coletas distintas, o restante dos sinais foram escolhidos aleatoriamente dos arquivos do banco de dados B2. Neste conjunto de 70 gravações, em 62 delas os pacientes foram diagnosticados com problemas pelos especialistas. Os demais pacientes não possuíam problemas neurológicos aparentes até aquele momento.

Após a escolha dos bancos de dados, os sinais reamostrados de cada uma das gravações foram processados pelo software. Computado o processamento, o algoritmo sinaliza a classificação do recém-nascido em dois rótulos distintos: "*com problema*" e "*sem problema*". Com essas informações é possível avaliar o desempenho do algoritmo comparando o rótulo predito com o verdadeiro, sendo esse último definido nos dados cadastrados nas bases de dados. A partir deste ponto foi construída a matriz de confusão das classificações com esses dados. Por fim, a avaliação é feita analisados os parâmetros *SE*, *SP*, *AC*, *PR* e *Score-F1*, extraídos da matriz de confusão.

Uma questão importante e que vale ser lembrada é o fato de que no banco de dados B2 os pacientes não eram recém-nascidos. No entanto, os padrões de fundo do aEEG para adultos saudáveis ou adultos que apresentam lesões cerebrais são os mesmos utilizados durante a avaliação dos neonatos: contínuo, descontínuo, surto-supressão, baixa voltagem e inativo, sendo os 3 últimos padrões patológicos observados em adultos também (YOU *et al.*, 2018). Desta forma, ainda é possível validar o algoritmo sob essas circunstâncias, visto que o efeito da classificação será similar (YOU *et al.*, 2018). Além disso, Cabe salientar que embora exista um desbalanceamento entre as classes utilizadas o desenvolvimento do algoritmo (modelo) foi baseado em um treinamento onde foram utilizados 5 pacientes do banco B2 saudáveis e 5 com problemas, portanto o algoritmo desenvolvido foi implementado considerando um conjunto de dados balanceado para não produzir viés ao algoritmo classificador.

### 3.6.3.6 Métricas de avaliação do desempenho

Essa seção descreve mais detalhadamente as métricas utilizadas para avaliar o desempenho dos algoritmos descritos nas Seções 3.4.5.1, 3.4.5.2, 3.4.5.3. A avaliação do desempenho é uma etapa importante e requerida para a validação do algoritmo, antes que o mesmo possa ser implantado sobre a versão inicial de um equipamento hospitalar comercial (SÖRNMO; LAGUNA, 2005).

A primeira métrica utilizada foi a matriz de confusão, a qual pode ser definida como a matriz que resume o desempenho de classificação de um algoritmo classificador em relação a alguns dados de teste. Geralmente é uma matriz bidimensional que é indexada em uma dimensão pela classe verdadeira de um determinado objeto de estudo (condição clínica) e a outra dimensão é indexada pelas classes que o algoritmo atribuiu (SHULTZ *et al.*, 2011). No caso de um estudo clínico, para relacionar a condição clínica que o algoritmo atribuiu aos sujeitos com a condição clínica real deles, deve-se representar sobre a matriz os indicadores de Verdadeiros-positivos (VP), Verdadeiros-negativos (VN), Falsos-negativos (FN) e Falsos-positivos (FP). O "*positivo*" descrito nestes indicadores implica no fato de que o sujeito positivou para a condição clínica (doença) e o "*negativo*" que o mesmo negativou. Já os termos "*verdadeiros*" e "*falsos*" indicam que a classificação da condição clínica foi realizada de forma correta

e incorreta, respectivamente. A matriz de confusão e os indicadores foram ilustrados na Figura 68.

Figura 68 – Matriz de confusão dimensão 2x2.

		Doença (condição clínica)	
		Positivo	Negativo
Teste	Positivo	VP	FP
	Negativo	FN	VN

Fonte – Produzido pelo autor (2022).

A matriz bidimensional pode sumarizar problemas em que a classificação feita pelo algoritmo é binária (duas classes). Por outro lado, quando o problema de classificação envolve mais classes, a matriz de confusão deve aumentar suas dimensões conforme o número de classes. Assim, para o caso específico do algoritmo apresentado na Seção 3.4.5.2 a dimensão da matriz avaliada é 5x5, visto que a quantidade de classes é 5.

O desempenho do algoritmo ainda foi avaliado através de outros parâmetros extraídos da matriz de confusão binária. Esses parâmetros descrevem a habilidade que o algoritmo possui para discriminar uma classe de outra, como por exemplo, a discriminação de sujeitos saudáveis de sujeitos doentes. Entre os parâmetros retirados dessa matriz utilizados durante a avaliação, destacam-se os seguintes: sensibilidade (*SE*), especificidade (*SP*), acurácia (*AC*), precisão (*PR*) e *Score-F1*. Cada um destes parâmetros estão detalhados abaixo.

A sensibilidade é definida pela razão entre a quantidade de previsões verdadeiramente positivas e a quantidade total de casos positivos, conforme a equação (3). Portanto, esse parâmetro expressa em porcentagem, a quantidade de casos positivos que foram previstos corretamente.

$$SE = \frac{VP}{VP + FN} \quad (3)$$

Diferente da sensibilidade, a especificidade é definida pela razão entre a quantidade de casos verdadeiramente negativos e a quantidade total de casos negativos, conforme a relação (4). Essa relação expressa em porcentagem, a quantidade de casos negativos que foram previstos corretamente.

$$SP = \frac{VN}{VN + FP} \quad (4)$$

A acurácia do algoritmo expressa, percentualmente, o total de acertos em relação as duas classes (positiva e negativa), conforme a equação (5).

$$AC = \frac{VP + VN}{VP + VN + FP + FN} \quad (5)$$

A precisão por sua vez, expressa em porcentagem, a seguinte condição: de todos os casos que foram previstos como positivos, quantos realmente são positivos. Essa condição é definida pela equação (6).

$$PR = \frac{VP}{VP + FP} \quad (6)$$

O parâmetro *Score-F1*, é uma medida que expressa a média harmônica entre a precisão e a sensibilidade do algoritmo de classificação. Assim, esse parâmetro pode ser importante para se avaliar o equilíbrio entre a precisão e a sensibilidade do algoritmo. Essa média harmônica é descrita pela equação (7).

$$Score - F1 = \frac{2.(SE.SP)}{SE + SP} \quad (7)$$

Por fim, para problemas com classificação multi-classe, como foi o caso do algoritmo de classificação dos padrões de fundo do aEEG, a *SE*, *PR* e o *Score-F1* foram calculados para cada uma das classes. Ao final, para se ter uma visão geral do desempenho do algoritmo sobre todas as classes, deve-se realizar a média da *SE*, *SP* e *Score-F1* obtidos para cada uma das classes. No entanto, quando há um desbalanceamento entre classes é importante fazer a ponderação da média em relação a quantidade de elementos de cada uma das classes ( $N_j$ ). As equações (8), (9) e (10) ilustram a *SE* média ponderada, *PR* média ponderada e o *Score-F1* médio ponderado, respectivamente:

$$SE\bar{p}_{total} = \frac{\sum_{i=1}^K N_i \cdot SE_i}{K} \quad (8)$$

$$PR\bar{p}_{total} = \frac{\sum_{i=1}^K N_i \cdot PR_i}{K} \quad (9)$$

$$Score - F1\bar{p}_{total} = \frac{\sum_{i=1}^K N_i \cdot Score - F1_i}{K} \quad (10)$$

onde  $N_i$  é a quantidade de elementos da classe número  $i$  e  $SE_i$ ,  $PR_i$  e  $Score - F1_i$  são os índices avaliados sobre a classe número  $i$ .

## 4 RESULTADOS

Ao longo deste capítulo serão apresentados os resultados obtidos neste trabalho. A fim de facilitar a análise dos mesmos, os resultados foram descritos em três seções, sendo elas: (a) *Hardware*: Eletroencefalógrafo de 8 canais, (b) *Software* e (c) Avaliação prática da plataforma.

A primeira seção, descreve os resultados do desenvolvimento e da validação do *hardware*. A segunda seção, ilustra alguns aspectos da interface gráfica e relata os resultados obtidos durante a avaliação dos algoritmos da plataforma. Por fim, a última seção relata a avaliação da plataforma sobre pacientes saudáveis.

### 4.1 HARDWARE: ELETROENCEFALÓGRAFO DE 8 CANAIS

Nesta seção serão ilustrados os resultados do desenvolvimento do MAq-Gd, MReg-Gc e os demais componentes que constituem o *hardware* do eletroencefalógrafo desenvolvido. Ainda serão apresentados os resultados do protótipo final, bem como os resultados obtidos durante a validação.

#### 4.1.1 Desenvolvimento dos módulos MAq-Gd e MReg-Gc

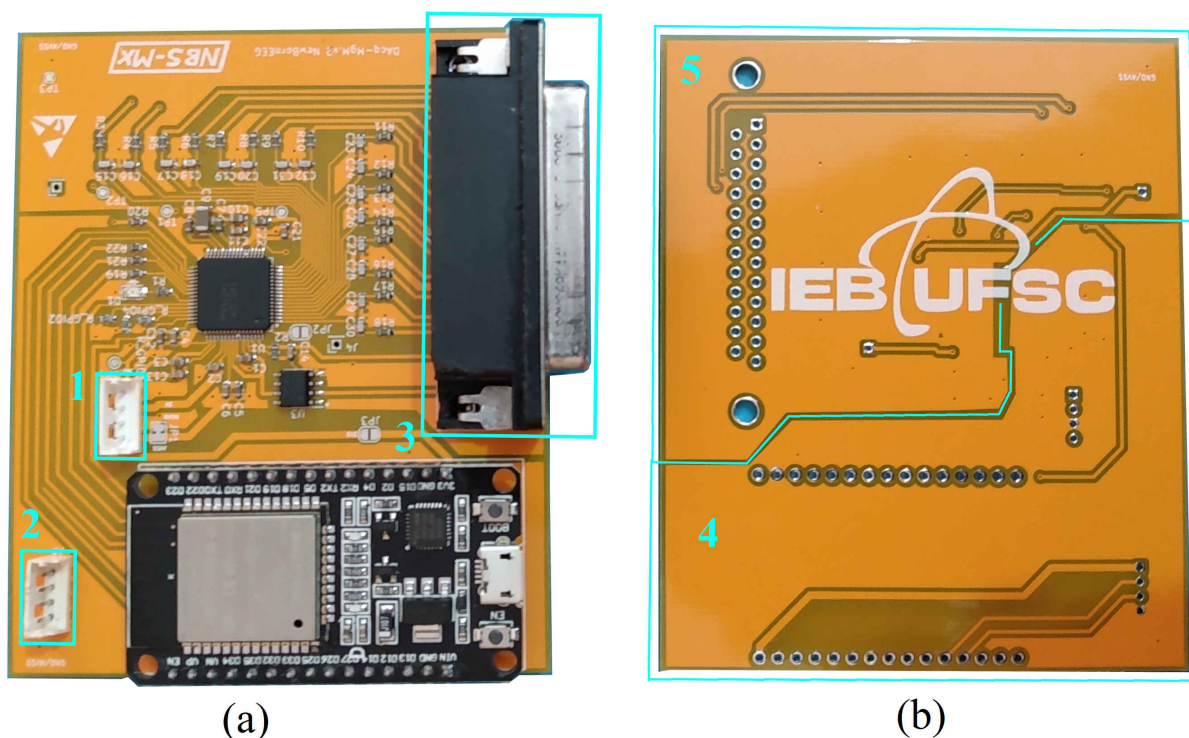
Com a finalidade de desenvolver um sistema flexível e modular, foi elaborado uma PCI para cada um dos módulos descritos nas seções 3.2 e 3.3. A escolha por desenvolver o sistema físico dessa forma, se deu assim, visto que qualquer alteração/correção necessária no MAq-Gd ou no MReg-Gc, não implicariam na construção de uma nova PCI para o módulo que foi desenvolvido corretamente.

O MAq-Gd foi desenvolvido em duas versões: V1 e V2. Tanto a versão V1, como a V2, foram desenvolvidas seguindo as recomendações das folhas de dados dos fabricantes dos componentes. No entanto, apenas na versão V2 os planos de terra digital e analógico foram separados e outras questões de compatibilidade eletromagnética foram utilizadas com maior rigor, conforme determina a boa prática para a concepção de PCIs de equipamentos hospitalares (KESTER; BRYANT; BYRNE, 2009). Além disso, na versão V1 da PCI foi utilizada um único ponto para alimentação digital com a finalidade de alimentar o ESP32 e o ADS1299. Neste contexto, o modelo V1 funcionou bem utilizando a comunicação serial, no entanto, via *Wi-Fi* surgiram algumas interferências devido a picos de consumo do ESP32 que causavam oscilações na tensão da fonte de alimentação e sub-alimentavam o ADS1299. Desta forma, foi elaborado a versão V2 da placa com as correções, na qual foram adicionados conectores com entradas de alimentação individuais para o ESP32 e para o ADS1299. Assim, a alimentação foi feita por duas baterias distintas e ligadas aos elementos de condicionamento de tensão definidos na Seção 3.3.



A versão V2 do MAq-Gd foi desenvolvida com dimensões de 8,8 x 7,3 cm. A disposição dos componentes praticamente não mudou em relação a versão V1. Entretanto, com as alterações da alimentação foi necessário colocar mais um conector, no qual foram alocadas a alimentação do ESP32 e as conexões dos botões de reinicializar o *firmware* do eletroencefalógrafo e o de selecionar o *Wi-Fi* ou serial para as aquisições. A Figura 69(a), ilustra a versão V2 do MAq-Gd, onde a região 1 abrange o conector com as alimentações digital e analógica do ADS1299 e a região 2 ilustra o conector para alimentação do ESP32 e para a conexão dos botões do equipamento de eletroencefalografia. Ainda na Figura 69(a), a região 3 contempla o conector DB25 que está ligado aos canais do ADS1299. Por fim, na Figura 69(b), as regiões 4 e 5, ilustram os planos de terra digital e analógico, respectivamente.

Figura 69 – (a) ilustração da face superior do MAq-Gd, versão 2, onde a região 1, contempla o conector das alimentações digital e analógica do ADS1299; a região 2 envolve o conector de alimentação do ESP32 e a região 3 envolve o conector DB25, onde a placa frontal é conectada para realizar as conexões dos canais; (b) ilustração da face inferior do mesmo módulo, no qual as regiões 4 e 5, abrangem os planos de terra digital e analógico, respectivamente.



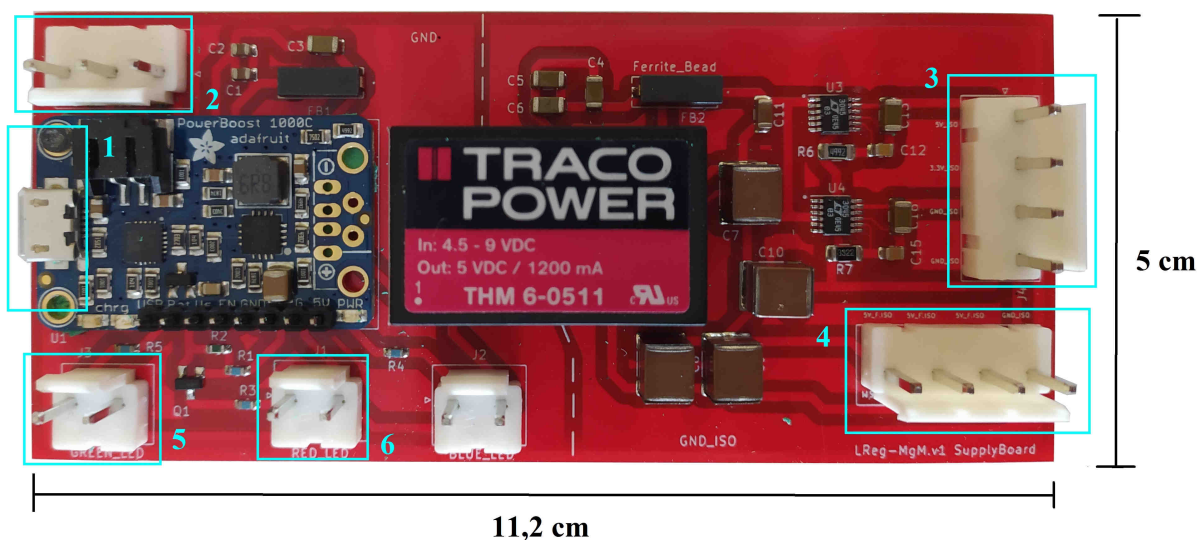
Fonte – Produção do próprio autor (2022).

O módulo de regulação e gerenciamento de carga foi elaborado em dois conjuntos: alimentação do ADS1299 e alimentação do ESP32. A alimentação do ESP32 não foi ilustrada aqui, pois uma parte dos módulos que fazem o condicionamento da tensão

e carga para bateria são aparafusados nas paredes da caixa e outra parte é ligada a uma placa de prototipação. Já para a alimentação do ADS1299 foi desenvolvido uma PCI que contempla o Powerboost 1000c (módulo azul, ver Figura 70), e o isolador THM6-0511 (marca *TracoPower* ver Figura 70).

A Figura 70 ilustra a PCI desenvolvida para alimentar o ADS1299, com as suas respectivas medidas. Na placa, a região 2, delimitada em azul, contempla o conector que liga e desliga o equipamento de eletroencefalografia ativando a saída do Powerboost 1000c. Já a região 1, envolve a entrada de carga do sistema onde será conectado o carregador. Enquanto a região 1 envolve a entrada de carga, as regiões 3 e 4 abrangem os conectores de saída para alimentação. O conector presente na região 3, fornece as tensões de 5V e 3,3 V isolados que derivam da saída dos reguladores de carga que estão próximos a essa região. A região 4 contempla o conector de tensões suplementares de 5V isolados, mas derivados diretamente da saída do isolador de tensão. Essas tensões suplementares foram utilizadas para ligar o relé da alimentação do ESP32. A região 5, abrange o conector do LED sinalizador que sinaliza que a entrada de carga está conectada ao carregador fazendo com que as baterias do sistema carreguem. Por fim, a região 6 ilustra o conector do LED sinalizador de que a carga da bateria está baixa.

Figura 70 – PCI do MReg-Gc utilizada para fornecer as tensões digital e analógica do ADS1299.

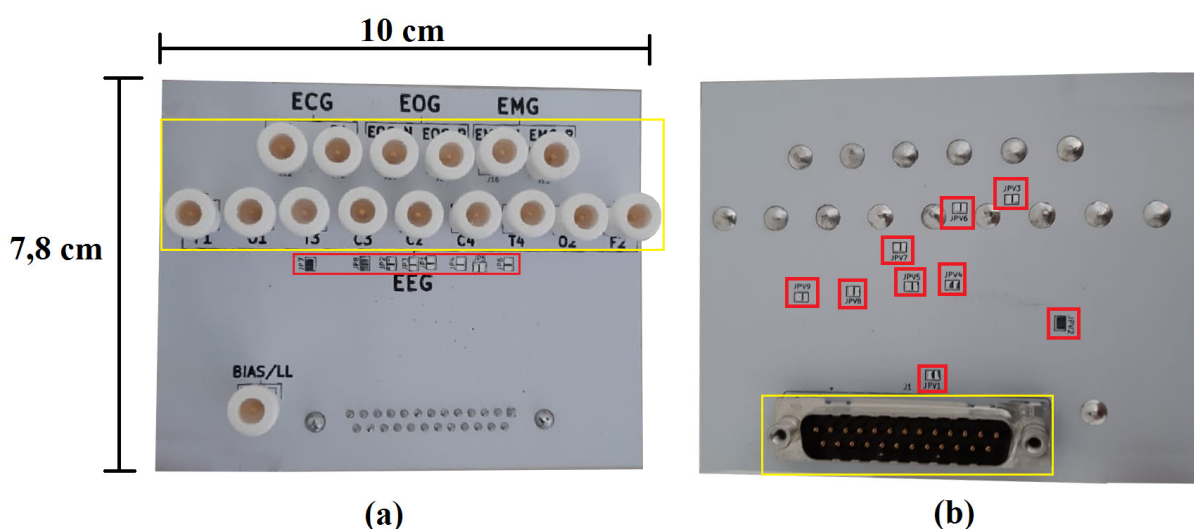


Fonte – Produção do próprio autor (2022).

### 4.1.2 Desenvolvimento da PCI frontal para adaptação do MAq-Gd

Para realizar as conexões dos terminais do ADS1299 foi confeccionado uma PCI frontal. Essa PCI foi desenvolvida para modificar as derivações utilizadas durante as coletas. Na camada frontal foram colocados os conectores padrão DIN 42802-1 para a conexão dos eletrodos (região amarela na Figura 71(a)). Já na parte inferior foram alocados a maioria dos *jumpers* para obter as derivações necessárias (Ver regiões delineadas em vermelho na Figura 71).

Figura 71 – PCI frontal para modificar as derivações adicionadas ao MAq-Gd.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Conforme as ligações dos *jumps* destacados em vermelho na placa ilustrada na Figura 71, as derivações bipolares do eletroencefalógrafo podem ser configuradas de 4 formas distintas, conforme a Tabela 7.

Tabela 7 – Configurações do eletroencefalógrafo e os *jumps* que devem ser fechados para obter cada uma das configurações.

Configuração	Derivações EEG	Label dos Jumps	Ligação
8 canais para EEG	F1-C3, C3-O1, F2-C4, C4-O2, T3-C3, C3-Cz, Cz-C4, C4-T4	JP1, JP2, JP3, JP4, JP5, JP6, JP7, JP8	bipolar
7 canais para EEG + 1 ECG	F1-C3, C3-O1, F2-C4, C4-O2, T3-C3, C3-C4, C4-T4	JPV1, JPV2, JPV3, JP2, JP5, JP6, JP7, JP8	bipolar

continua na próxima página

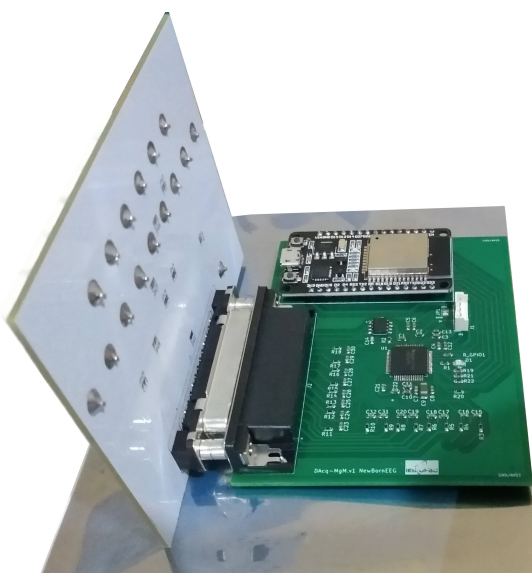
Tabela 7: Configurações do eletroencefalógrafo e os *jumps* que devem ser fechados para obter cada uma das configurações.

6 canais para EEG + 1 ECG + 1 Livre(EOG)	F1-C3, C3-O1, F2-C4, C4-O2, T3-C3, C4-T4	JPV5, JPV4, JPV3, JPV2, JP5, JP6, JP7, JP8	bipolar
5 canais para EEG + 1 ECG + 2 Livres(EOG,EMG)	F1-C3, C3-O1, F2-C4, C4-O2, C3-C4	JPV1, JPV2, JPV3, JPV6, JPV7, JPV8, JPV9, JP2	bipolar

Fonte – Produção do próprio autor, (2022).

Ainda na Figura 71(b) é possível observar o conector DB25 macho, delineado em amarelo, o qual é conectado ao MAq-Gd, conforme ilustrado na Figura 72.

Figura 72 – PCI frontal conectada ao MAq-Gd.

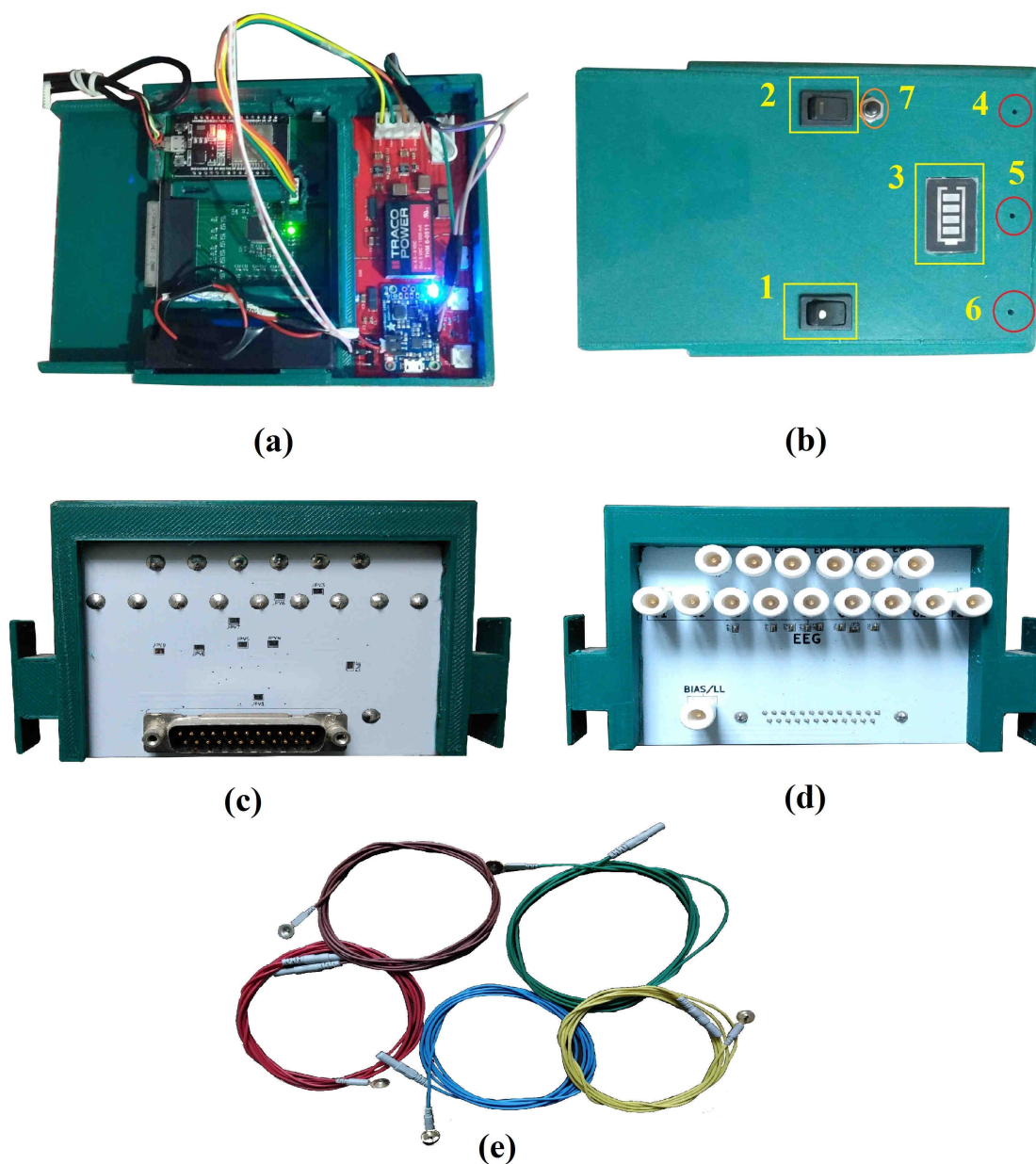


Fonte – Produção do próprio autor (2022).

#### 4.1.3 Gabinete, cabos e protótipo final

A Figura 73, ilustra em (a) a parte inferior do gabinete desenvolvido para o tamanho exato do MAq-Gd e do MReg-Gc; já em (b) é ilustrado o lado superior do gabinete, onde a região 1 delimita o botão *on-off*, a região 2 o botão de seleção do *Wi-Fi* ou serial, a região 3 o marcador do nível de bateria, a região 4 o LED sinalizador de bateria baixa, a região 5 o LED sinalizador de carga em curso, a região 6 o LED de carga completa e a região 7 o botão de *reset*. Ainda na Figura 73 em (c) e (d) é ilustrado a placa frontal dentro do envólucro que encaixa no gabinete e em (e) foi ilustrado os cabos que são conectados a placa frontal do eletroencefalógrafo.

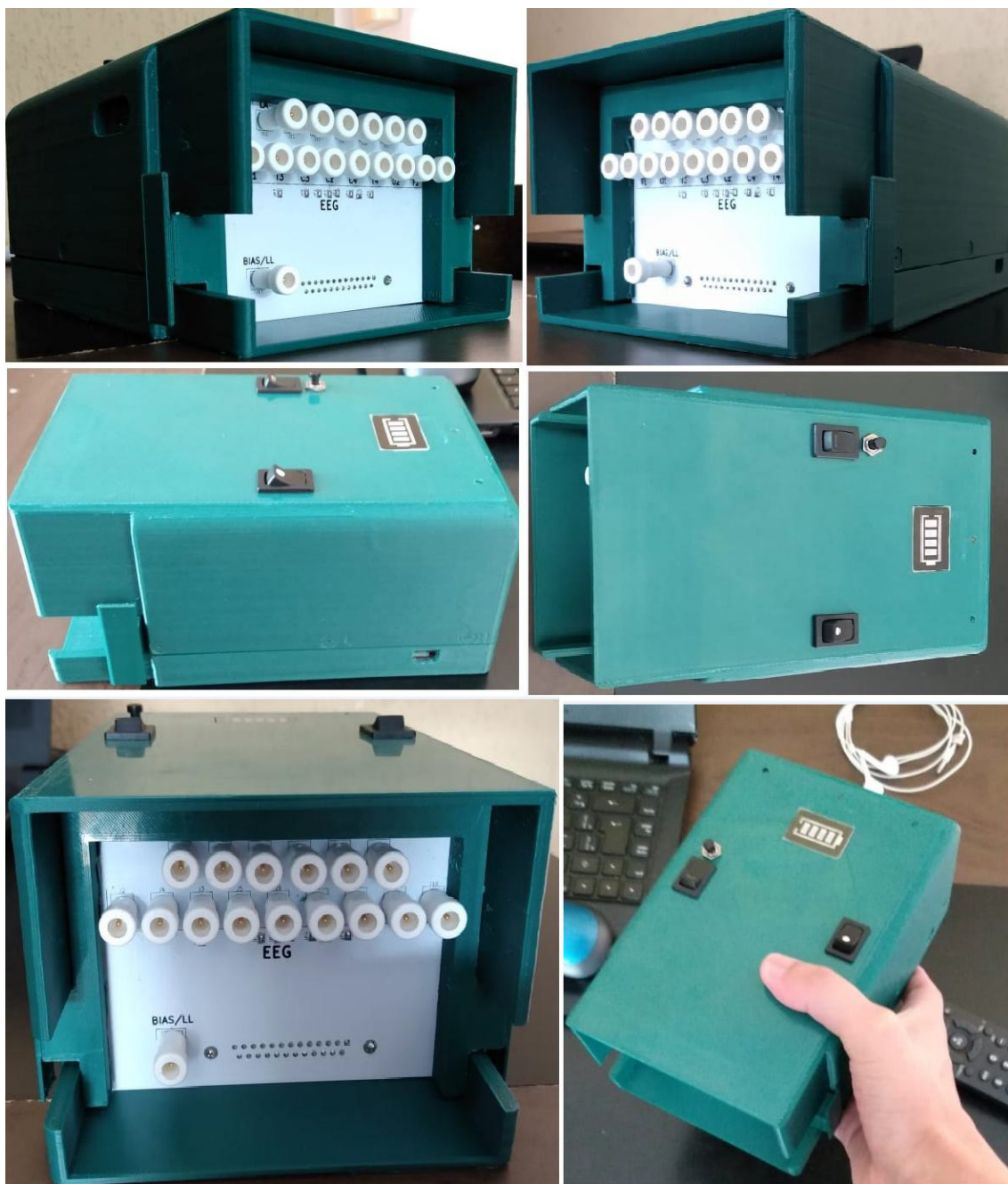
Figura 73 – (a) Lado inferior do gabinete, (b) lado superior do gabinete, (c) lado do envólucro que encaixa no gabinete e faz a placa frontal encaixar no MAq-Gd, (d) lado externo do envólucro da placa frontal e (e) cabos que são conectados ao lado externo da placa frontal.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

O protótipo final desenvolvido com dimensão 23 cm x 13 cm é ilustrado sobre várias vistas na Figura 74.

Figura 74 – Protótipo final do eletroencefalógrafo de 8 canais ilustrado sob várias perspectivas.



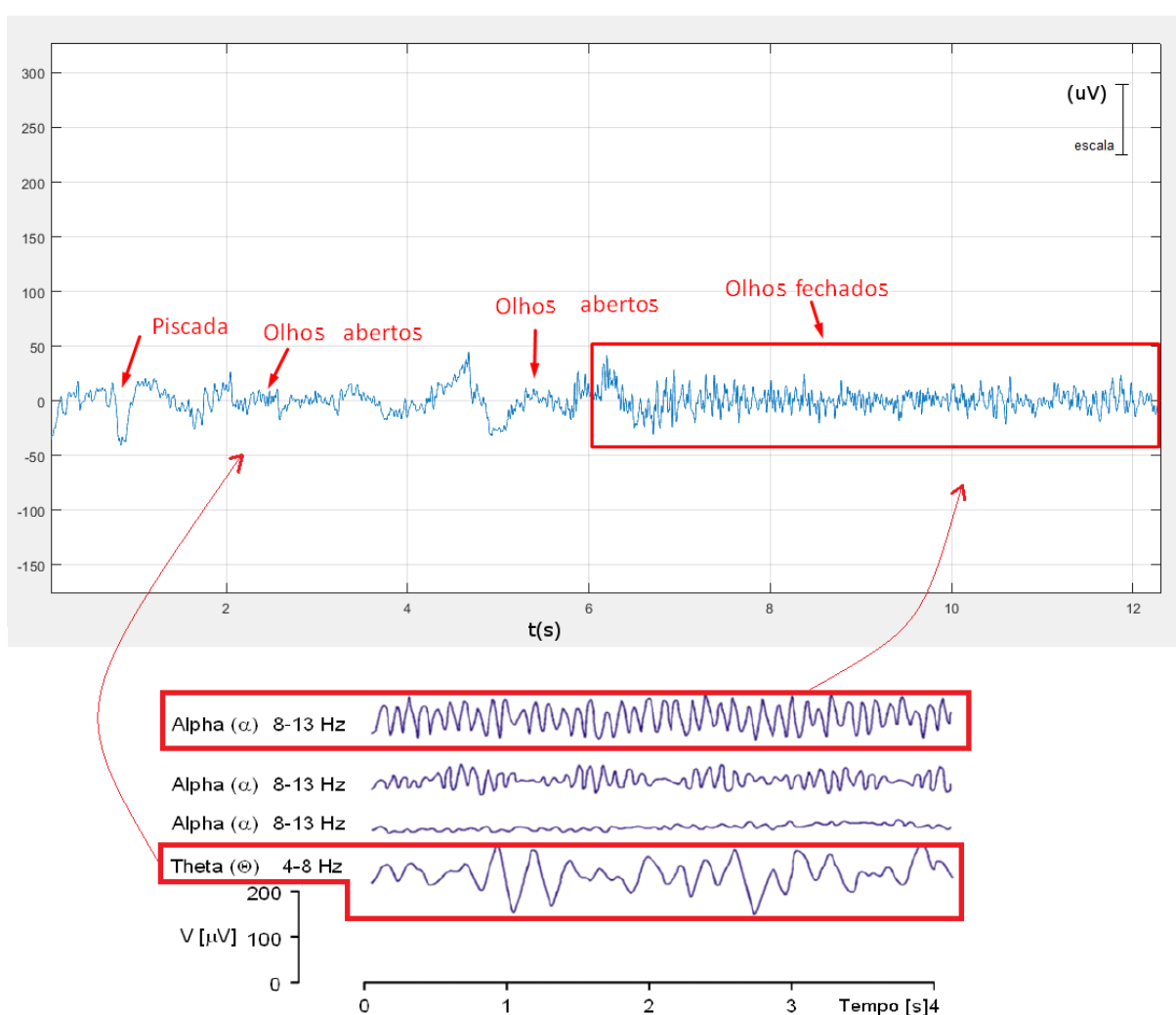
Fonte – Produção do próprio autor (2022).

#### 4.1.4 Validação do *Hardware*

Para validar o funcionamento do hardware de encefalografia foi realizado uma série de testes com diferentes sinais. Primeiramente foi realizada uma coleta de 30 minutos, na qual o voluntário fechou e abriu os olhos, conforme descrito na Seção 3.6.2. Ao voluntário fechar os olhos por alguns instantes e abri-los posteriormente

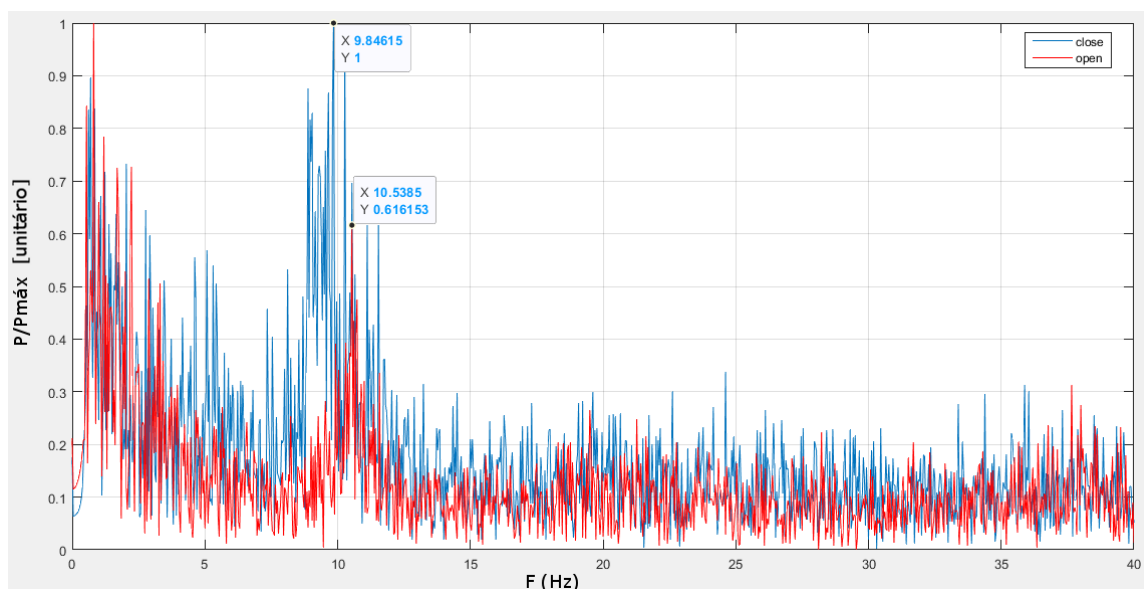
foram observados os seguintes achados durante a coleta: (a) aumento do ritmo alpha no EEG quando os olhos fecham e (b) aumento significativo na banda de 8 a 13 Hz do espectro de potência do sinal de EEG, com um pico característico em torno de 10 Hz, quando os olhos estão fechados (GOMES; BELLO, 2008). A Figura 75 ilustra os ritmos do EEG quando os olhos estão fechados ou abertos sendo comparado aos ritmos característicos Alpha e Theta. Já a Figura 76 ilustra o espectro de potência obtido durante a coleta.

Figura 75 – Ilustração dos achados do processo de ativação no domínio do tempo, onde a área delimitada pelo retângulo vermelho demonstra o ritmo Alpha que surge ao voluntário fechar os olhos.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

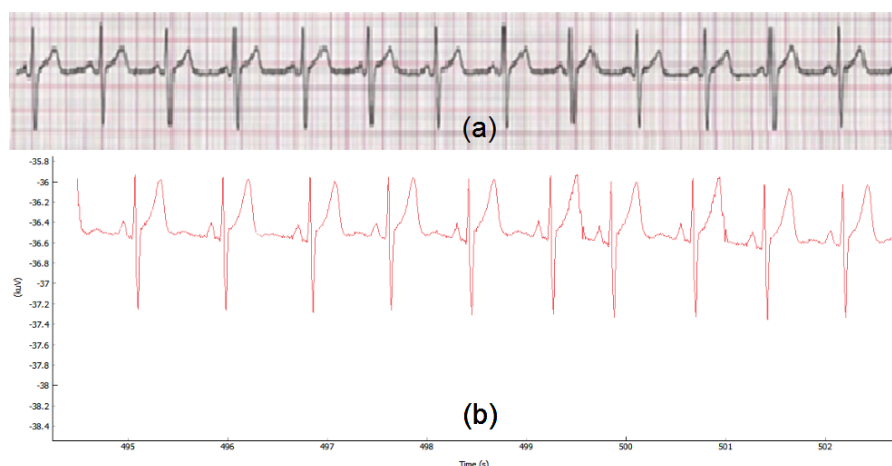
Figura 76 – Ilustração do espectro de potência da gravação de EEG, em que o traçado azul é o espectro de potência do EEG quando o voluntário encontrava-se de olhos fechados e o traço em vermelho o espectro de potência quando o voluntário encontrava-se de olhos abertos.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Além do uso do método de ativação AO para validar o sistema, também foram aferidos sinais com características morfológicas mais definidas, como os sinais de ECG e EMG (ver Figuras 77 e 78).

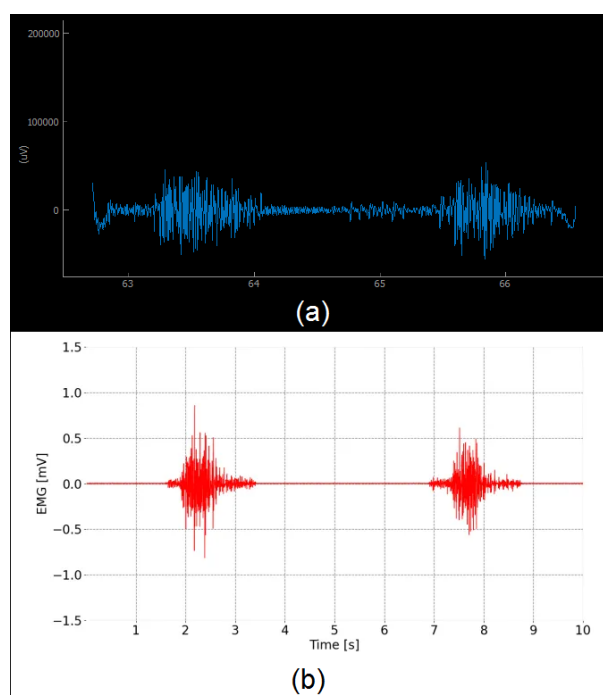
Figura 77 – (a) Sinal de ECG obtido no eletrocardiógrafo modelo *Compassus 3000* da marca *Alfamed* e (b) ECG obtido no protótipo desenvolvido neste trabalho.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).



Figura 78 – (a) EMG obtido com o protótipo desenvolvido neste trabalho e (b) sinal de EMG aferido pelo sensor de eletromiografia *biosignalsplux*.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

## 4.2 SOFTWARE

Esta seção demonstra os resultados sobre cada um dos módulos da interface desenvolvida. Além disso, esta seção também descreve os resultados obtidos sobre o processamento dos sinais de EEG para aEEG, bem como os resultados adquiridos durante a validação dos algoritmos para detecção de eventos epiléticos, classificação dos padrões de fundo do aEEG e de triagem automática de pacientes com possíveis lesões neurológicas.

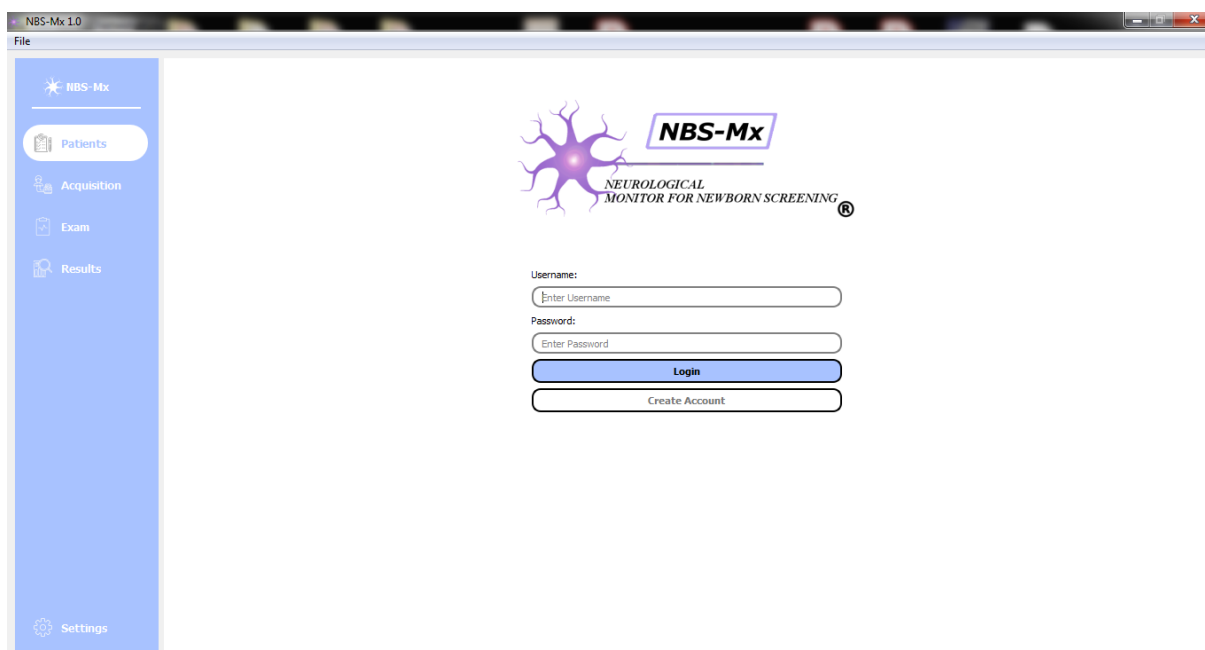
### 4.2.1 Interface Gráfica

A interface gráfica foi desenvolvida em 4 módulos distintos, sendo eles: (a) módulo de registro dos pacientes, (b) módulo de aquisição e visualização de sinais em tempo real, (c) módulo de análise e processamento de sinais e (d) módulo de classificação dos sinais e triagem automática dos pacientes. As janelas que compõem cada um destes módulos serão ilustradas a seguir em sua respectiva seção.

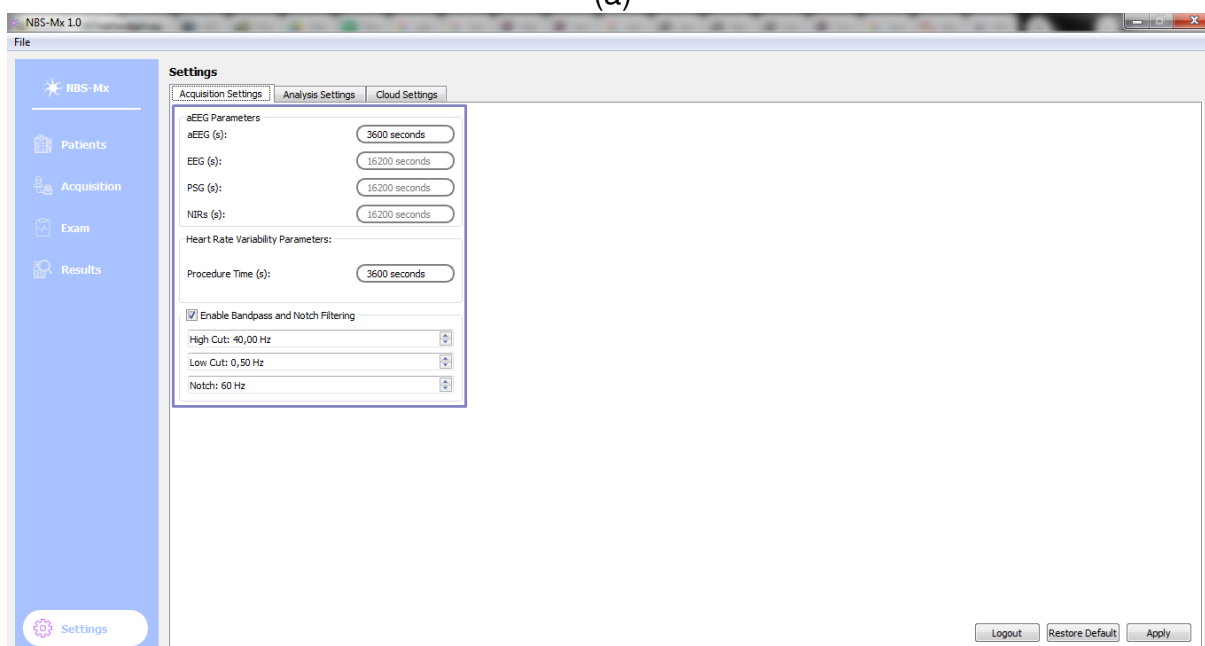
Para navegar sobre cada um dos módulos, inicialmente o usuário precisa realizar o *login* no sistema. Para isso foi desenvolvida uma interface com uma tela de *login*, onde o usuário deverá colocar seu nome de usuário e senha (ver Figura 79(a)) para poder entrar no módulo de registro de pacientes. Sobre o canto esquerdo desta janela

(ver barra lateral azul na Figura 79(a)) existem 5 botões onde é possível navegar pelos 4 módulos principais ou ir para o menu de configuração (ver Figura 79(b)).

Figura 79 – (a) Tela de login do sistema, onde sobre a barra lateral em azul ficam os botões de navegação e (b) interface de configuração de tempo das coletas e do uso ou não dos filtros, onde a área delimitada pelo retângulo roxo compreende os *textbox* para definir o tempo das coletas e habilitar os filtros.



(a)



(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

### 4.2.1.1 Interface do módulo de registro dos pacientes

A Figura 80(a) apresenta o módulo de registro de pacientes. Neste módulo existem cinco botões, sendo eles: *New*, *Edit*, *New Exam*, *Load Data*, *Send to Cloud*

Figura 80 – (a) Módulo de cadastro do paciente, em que a seleção é realizada pressionando o cursor do mouse sobre o ID do paciente (b) interface de registro dos dados gestacionais e do paciente recém-nascido.

ID	Name	Code	Date of Birth	Gestacional Age (weeks)	Gender	Multiple Pregnancy	Height	Weight	Health
1	iddddd	12123123	17/09/2021	23	Male	no	0.4	2.8	no
2	dddddd	12123123	16/09/2021	23	Male	no	0.4	2.8	no
3	ccccccc	cccccccc	14/09/2020	23	Female	no	0.1	0.004	yes
4	ssgg	ssgg	15/09/2020	35	Female	no	0.1	0.001	yes
5	ssdomeles	1111111	14/09/2020	27	Male	no	0.5	1.5	yes
6	aaaaaa	1111111	14/09/2020	27		no	0.0	0.0	yes
7	sscardosos	sssl	14/09/2020	35	Female	no	10.0	0.0	yes
8	sscardoso	1101	24/05/2021	30	Male	no	0.0	0.0	yes
9	ecg_aa	1102	14/09/2020	30	Male	no	0.0	0.0	yes
10	eeg_cardoso	1103	14/09/2020	30	Male	no	0.0	0.0	yes
11	eeg_cardoso_b	1104	14/09/2020	30	Male	no	0.0	0.0	yes
12	eeg_cardoso_c	1104	14/09/2020	30	Male	no	0.0	0.0	yes
13	eeg_cardoso_d	1105	14/09/2020	30	Female	no	0.0	0.0	yes
14	eeg_eye_open	1106	14/09/2020	28	Male	no	0.0	0.0	yes

(a)

**Subject's Data**

Mother's Name  
 Initials: [ ] [ ] Last name: [ ]

Patient Code  
 Initials: [ ] [ ] Code: [ ]

Date of Birth: 14/09/2020  
 Gestacional Age (weeks): 0

Gender:  Male  Female  
 Multiple Pregnancy:  yes  no

Birth Height/Weight  
 Height: 0,00 cm Weight: 0,000 kg

Neonatal factors  
 Asphyxia Diagnosis:  yes  no  healthy patient  
 Apgar (1<sup>o</sup> min): 0,00 Apgar (5<sup>o</sup> min): 0,00

Neonatal factors  
 Resuscitation Time: 0,00 min  
 recorded pH:  yes  no pH level: 0,00  
 Ischemic Brain Vascular Accident ("AVC" pt-br):  yes  no  
 Atypical Hemorrhages:  yes  no  
 Hypoxic Ischemic Encephalopathy (HIE):  yes  no Degree:  I  II  III  
 Seizures:  yes  no start time after birth: 0,00 hrs  
 EEG/aEEG abnormal:  yes  no time to normalize background patterns: 0,00 hrs  
 Anticonvulsants were used:  yes  no 0,00 hrs

Ok Cancel

(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

e *Delete*. O botão *New* serve para cadastrar um novo paciente. Ao pressionar esse botão a janela de cadastro da Figura 80(b) irá abrir para que o usuário preencha as informações do paciente. Ainda neste módulo, o botão *Load Data* é responsável por carregar os dados para o módulo de análise e processamento dos sinais. Por fim, os botões *Send to Cloud* e *Delete* servem para enviar os dados para a nuvem e deletar o paciente cadastrado na base, respectivamente (TERRA, 2020).

#### 4.2.1.2 Interface do módulo de aquisição e visualização de sinais em tempo real

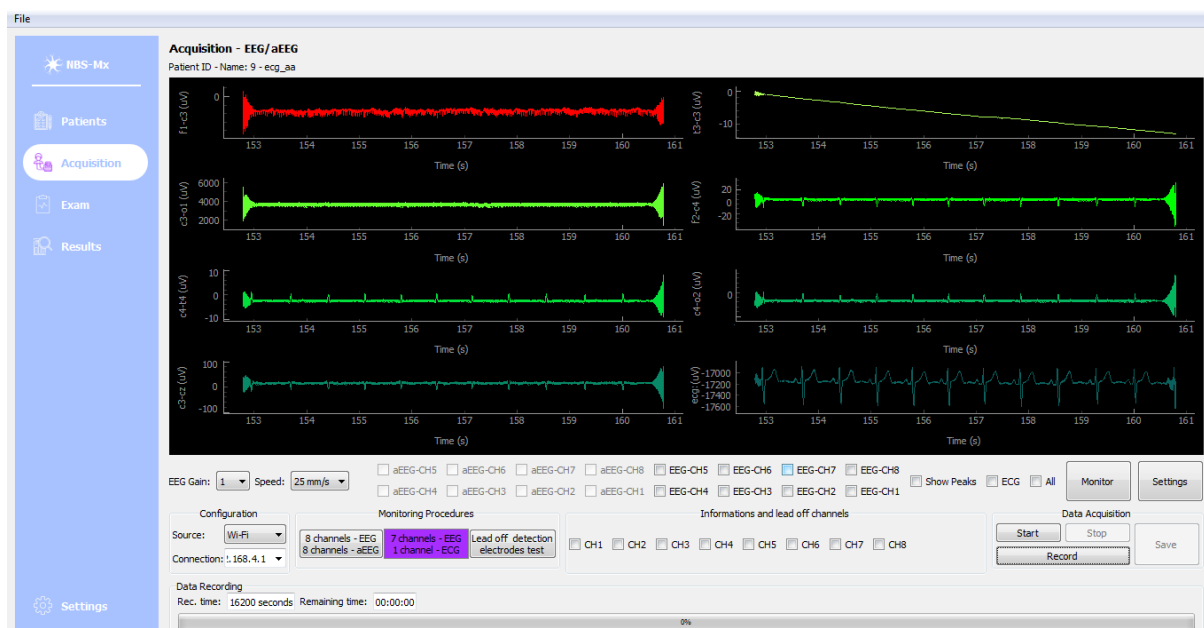
A interface do módulo de aquisição (ver Figura 81) conta com uma série de elementos utilizados para configurar a aquisição e visualizar os dados. Este módulo apresenta oito gráficos referentes a cada um dos canais do eletroencefalógrafo (ver região na cor preta da Figura 81). Nesta interface, para alterar o ganho do sinal de EEG, basta modificar o *ComboBox* nomeado como *EEG Gain*. Os ganhos apresentados neste *ComboBox* são os descritos no manual do ADS1299. Neste módulo, também é possível modificar a velocidade de plotagem dos sinais no *ComboBox* nomeado como *Speed*. Analisando a interface mais abaixo, os dois botões da esquerda contidos dentro do campo *Monitoring Procedures*, possibilitam ao usuário escolher se o último canal do ADS1299 será configurado para coleta de ECG ou se todos os canais serão utilizados para EEG. Neste mesmo campo ainda há o botão *Lead off detection*, o qual permite ao usuário averiguar a impedância de contato dos eletrodos. Quando esse botão é pressionado uma janela secundária é aberta ilustrando os canais com impedância adequada (ver Figura 82(a)). Além disso, ao lado do campo *Monitoring Procedures*, ainda foi alocado dentro do campo *Configuration* o *ComboBox source*, no qual o usuário escolhe se quer realizar a comunicação do eletroencefalógrafo via serial ou via *Wi-Fi* (ver Figura 81(a)).

Analisando o outro lado da interface da Figura 81(a), no canto direito foram alocados os botões *Settings*, *Record* e *Monitor*. O botão *Settings* serve para o usuário definir qual sinal será lido pelo eletroencefalógrafo, sendo estes sinais os seguintes: (a) sinais fisiológicos do paciente, (b) sinais de onda quadrada para teste e (c) sinais das alimentações do equipamento. O botão *Record* serve para iniciar a gravação dos sinais descritos e o último botão denominado como *Monitor* é responsável por abrir a janela secundária, a qual preenche toda a tela com um monitor para apresentar os sinais de EEG e aEEG. Além disso, cabe salientar que os *CheckBoxs* ilustrados na Figura 81, ligeiramente abaixo dos gráficos, servem para o usuário escolher quais dos sinais serão apresentados no *display* do módulo (ver exemplo na Figura 81(b)).

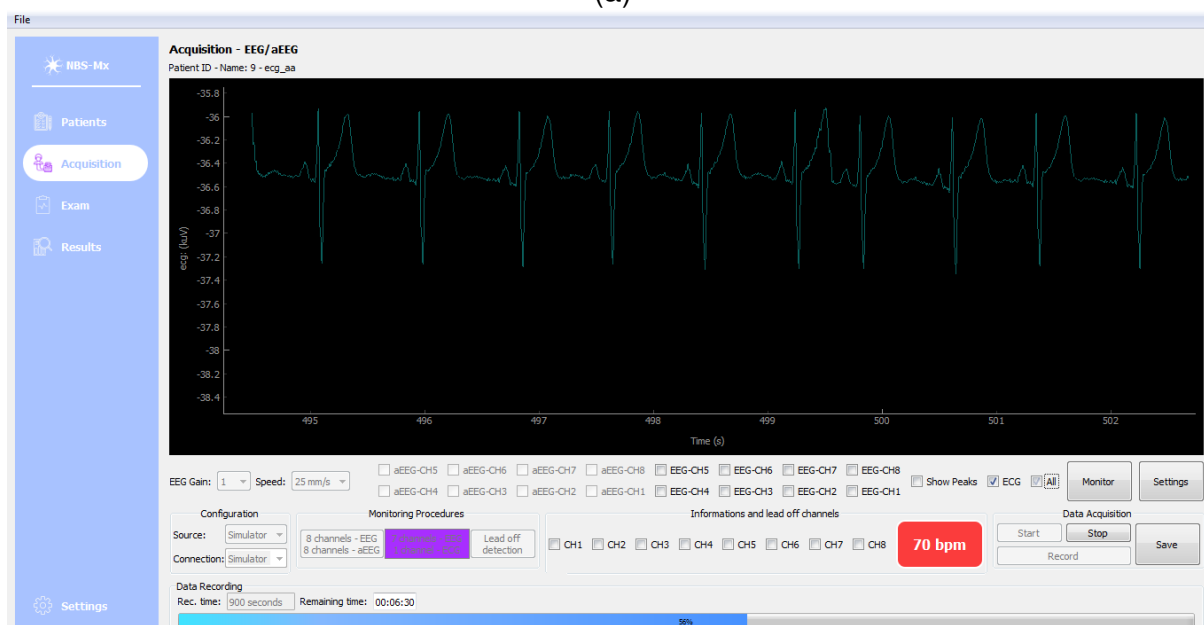
A janela secundária, na qual o monitor é aberto, possui três abas. A primeira aba serve para ilustrar o gráfico dos sinais de EEG e ECG em tempo real, de tal forma que todos os sinais fiquem no mesmo monitor (ver Figura 82(b) e 83(a)). A segunda aba é utilizada para ilustrar o gráfico do sinal de aEEG processado durante a coleta (ver

Figura 83(b)) e a terceira aba ilustra os canais que estão com a impedância adequada (ver Figura82(a)).

Figura 81 – (a) Interface do módulo de aquisição e visualização dos sinais em tempo real, onde são realizadas todas as configurações e apresentação dos sinais (b) interface de aquisição quando o *CheckBox* do ECG é selecionado de modo que o *display* mostre somente esse sinal.



(a)



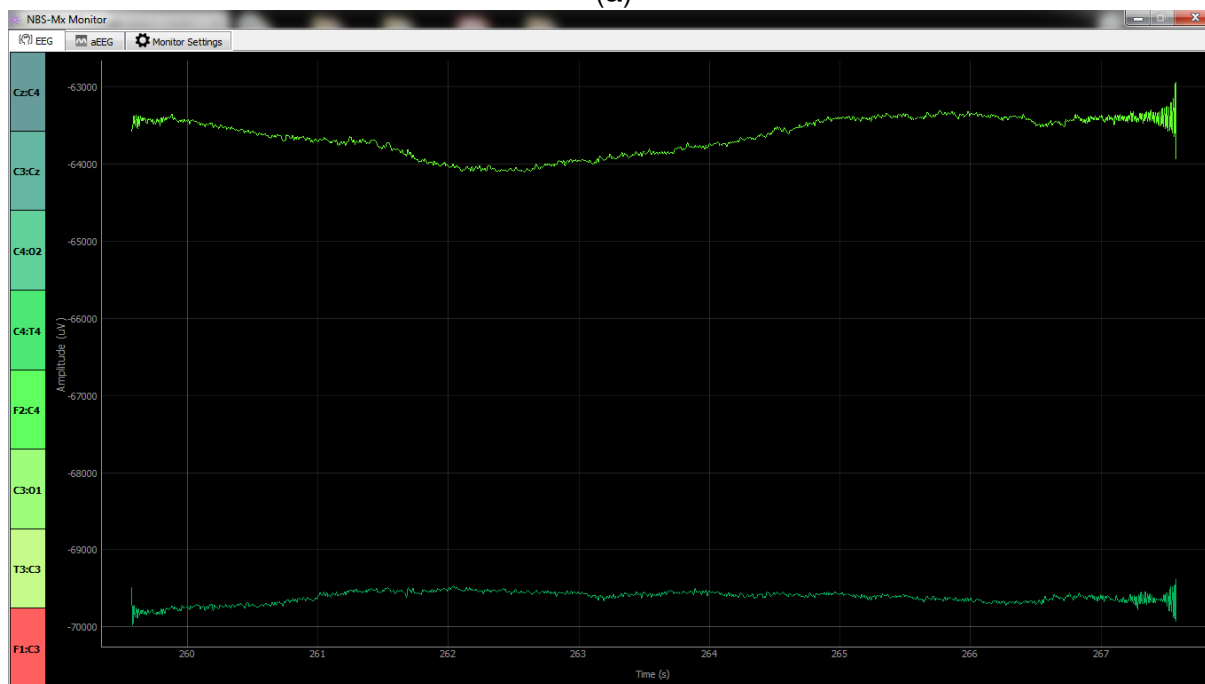
(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 82 – (a) Janela secundária para a visualização dos canais/derivações com a impedância adequada para o exame do exemplo da Figura 81 (b) interface da janela secundária com monitor aberto apresentando o sinal de EEG das derivações C3-O1 e C4-O2 de um voluntário saudável.



(a)



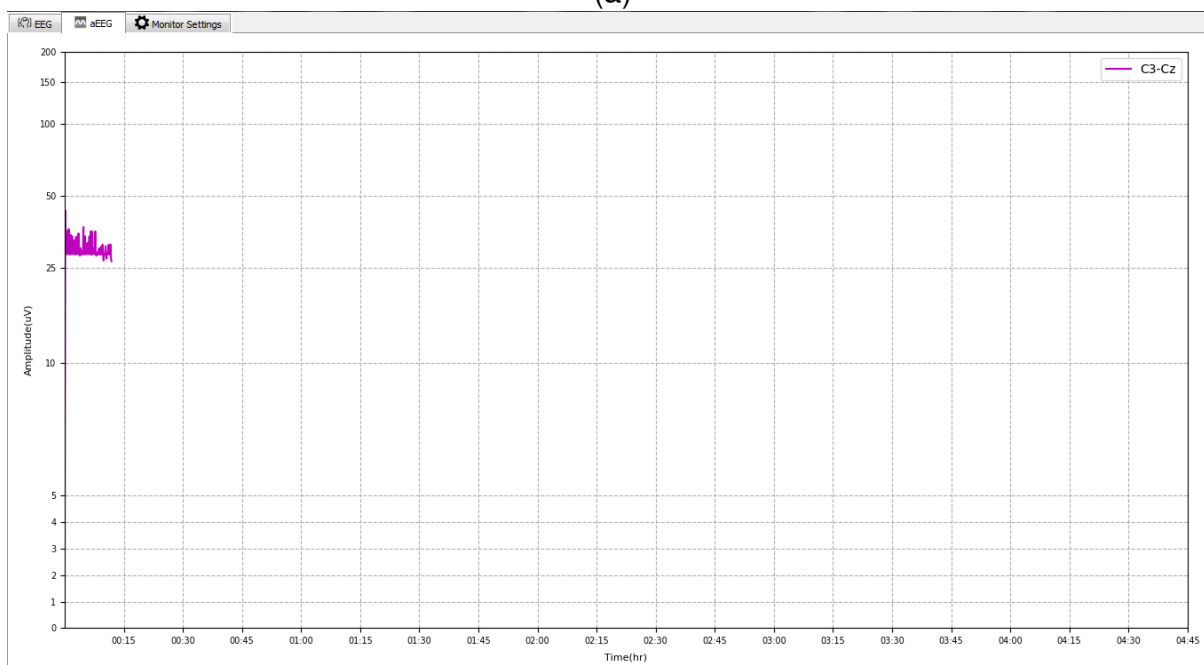
(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 83 – (a) interface da janela secundária com monitor de EEG e outros sinais fisiológicos apresentando o sinal de ECG de um voluntário adulto e (b) interface da janela secundária com monitor de aEEG aberto apresentando o sinal de aEEG da derivação C3-Cz de um voluntário adulto.



(a)



(b)

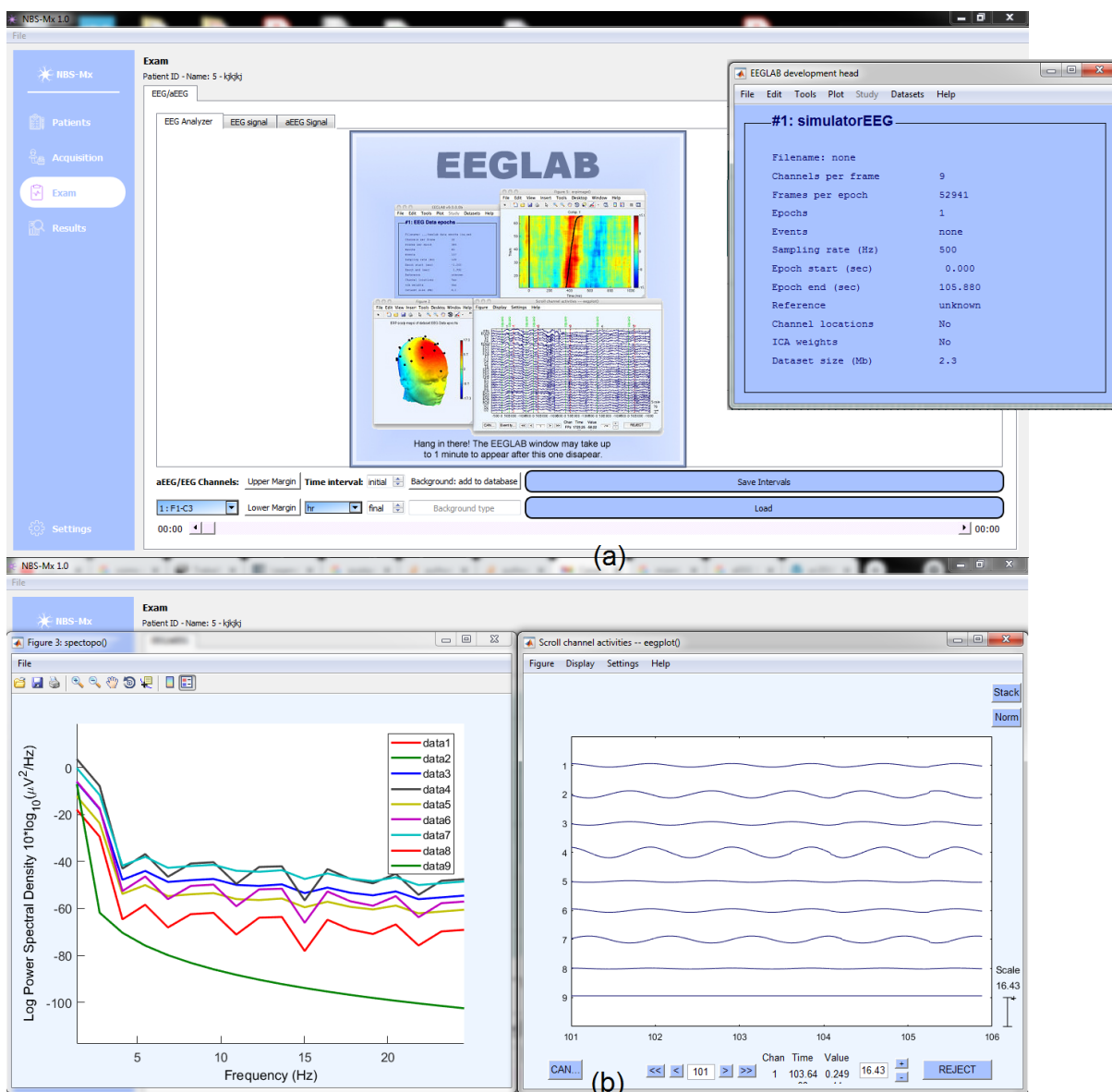
Fonte – Produção do próprio autor (2022).

#### 4.2.1.3 Interface do módulo de análise e processamento de sinais

A interface do módulo de análise e processamento de sinais conta com três ferramentas dispostas em três guias distintas que foram colocadas sobre a interface.

A primeira guia contempla um botão que abre o sistema EEGLAB para realizar análises. As imagens da primeira guia e um exemplo do uso do EEGLAB sobre sinais simulados foram ilustrados na Figura 84(a) e 84(b), respectivamente.

Figura 84 – (a) Interface da guia do submódulo EEGLAB utilizada no módulo de análise e processamento de sinais e (b) exemplo de análise espectral de alguns sinais senoidais simulados pela plataforma, sendo realizada com auxílio do submódulo EEGLAB.



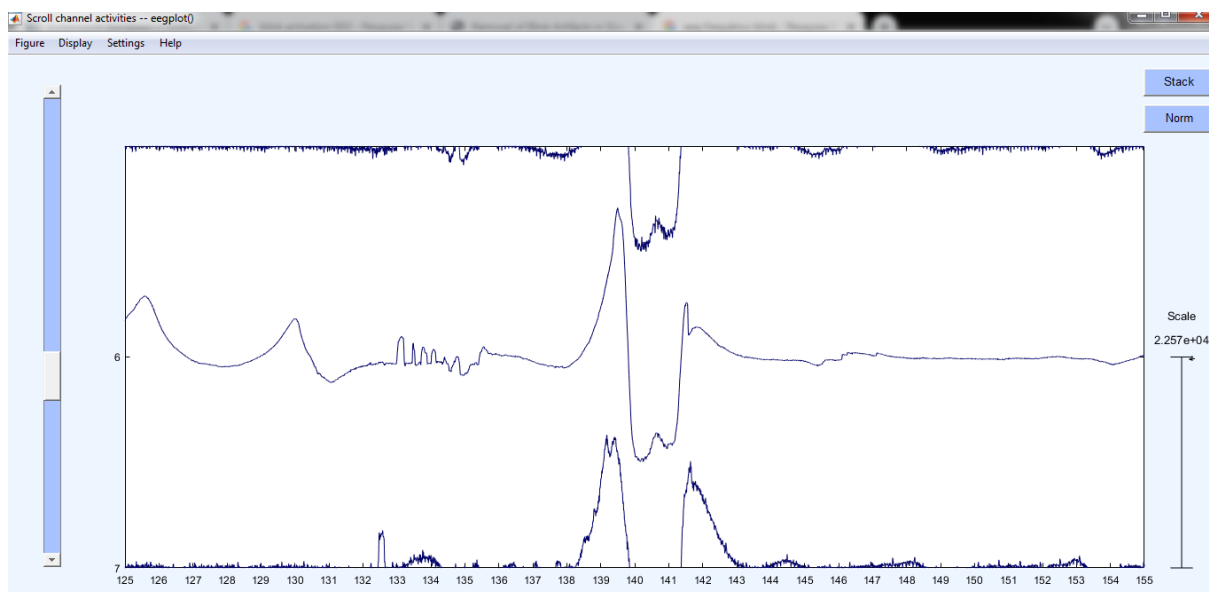
Fonte – Produção do próprio autor (2022).

A fim de observar o funcionamento do EEGLAB em sinais reais coletados pela plataforma foram abertos no programa os arquivos de gravação de EEG e ECG para avaliar a compatibilidade entre o arquivo gerado durante gravação realizada pela plataforma NBS-Mx, com a *toolbox* EEGLAB. A Figura 85(a) ilustra um trecho do sinal de

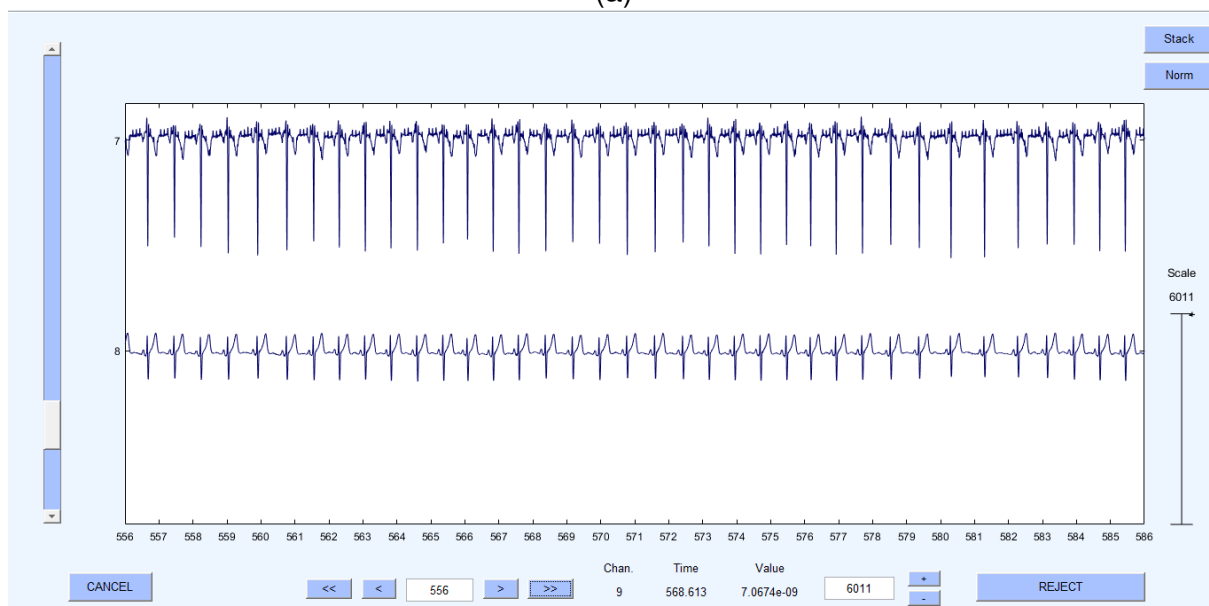


EEG em que ocorre um artefato ocular que foi processado no EEGLAB. Da mesma forma, na Figura 85(b) foi ilustrado um sinal de ECG filtrado com as ferramentas do EEGLAB.

Figura 85 – (a) interface do EEGLAB apresentando o sinal de EEG de um voluntário adulto com com um artefato ocular visível, sendo filtrado pela *toolbox* e (b) Sinal de ECG de um voluntário adulto filtrado no EEGLAB.



(a)



(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

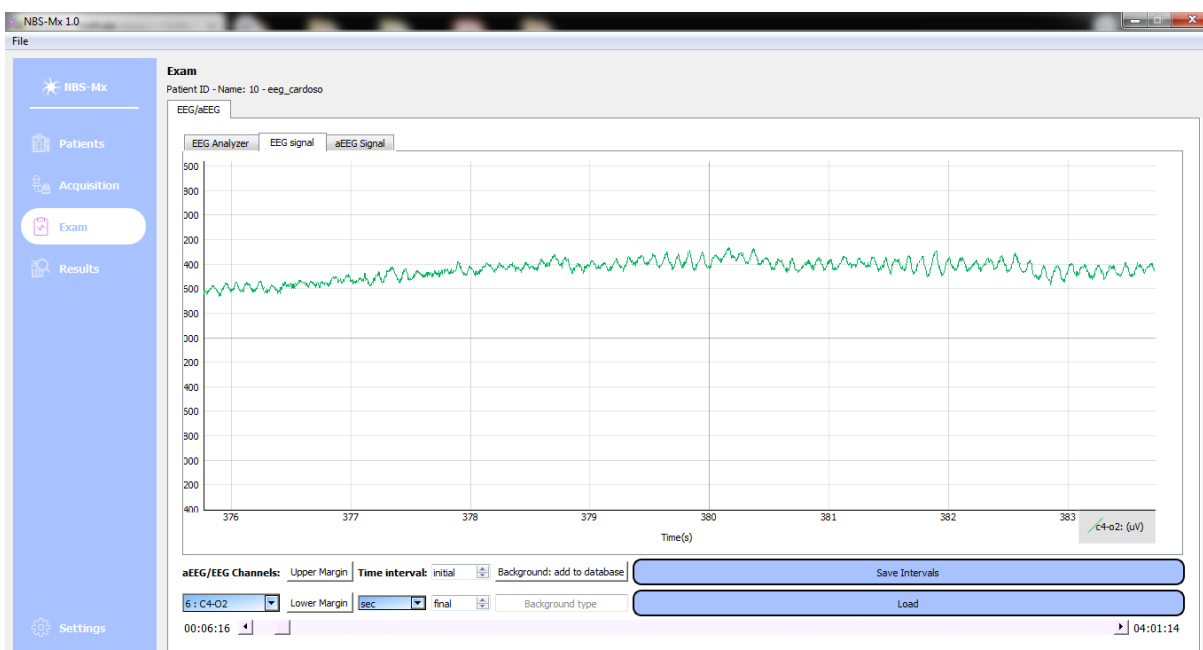
A segunda guia deste módulo abrange um gráfico interativo que ilustra os sinais de EEG ao longo do tempo. Este gráfico é ligado a um *scrollbar* horizontal que ao ser movido desloca o gráfico no tempo. A janela gráfica normalmente apresenta um

segmento de 8 segundos de sinal, mas também é possível aumentar o intervalo caso necessário para o usuário.

As Figuras 86, 87(a) e 87(b) ilustram a guia descrita durante uma coleta de EEG em um paciente saudável. Sendo que na Figura 86 é possível notar a predominância do ritmo Alpha presente na derivação C4-O2, enquanto na Figura 87(a) a derivação C3-O1 apresenta a transição do ritmo Alpha para outros ritmos a partir do instante de 384 segundos. Além disso, na Figura 87(b) é possível observar artefatos oculares sobre o sinal de eletroencefalografia do mesmo paciente.

Nas Figuras 86 e 87, abaixo do gráfico há uma barra fixa. Nesta barra abaixo do campo *aEEG/EEG channels* existe um *ComboBox* que é utilizado para trocar a derivação do sinal observado no gráfico. Ainda nessa barra, os botões (a) *Background: add to database*, (b) *Save Intervals* e (c) *Load*, possuem as seguintes funções: (a) adicionar comentários (padrões de fundo e etc) em um arquivo de texto .txt, (b) produzir o arquivo .txt com os comentários e (c) carregar um exame do paciente que foi selecionado no módulo de cadastro do paciente. Além disso, o comentário salvo no arquivo .txt sempre é relativo a um trecho do exame. Para anotar o instante de tempo inicial e final relativo ao trecho que está sendo comentado basta alterar as duas *SpinBox* ao lado do campo *Time interval*.

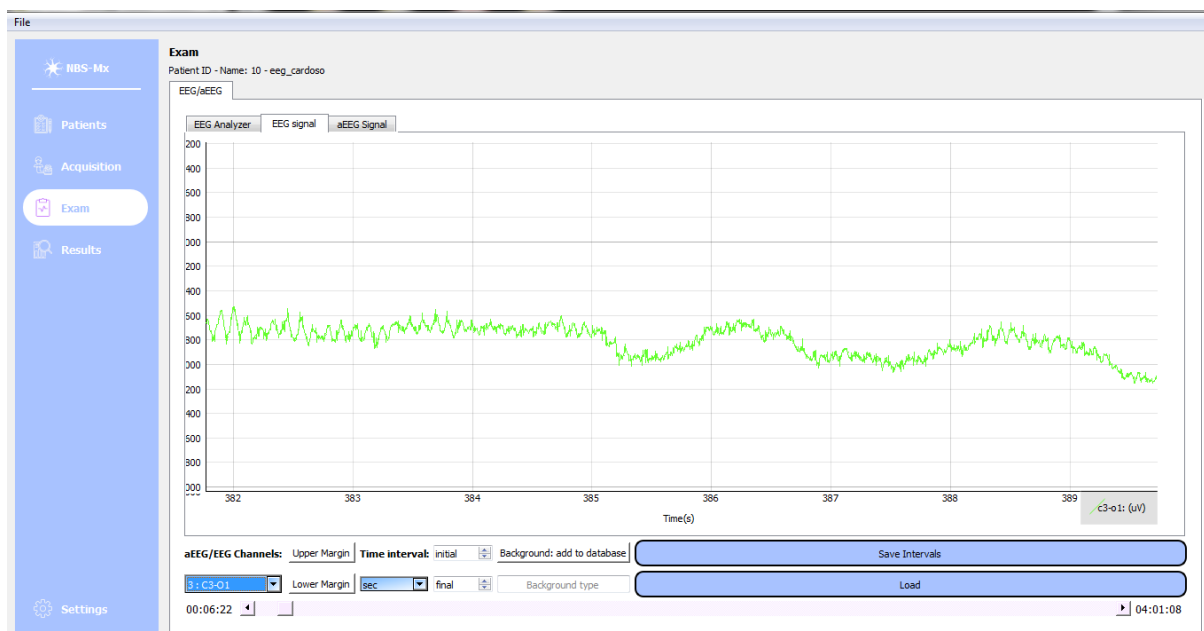
Figura 86 – Ilustração da guia de análise de EEG durante o exame em um paciente saudável, onde o sinal observado é pertinente a derivação C4-O2 com proeminência do ritmo Alpha.



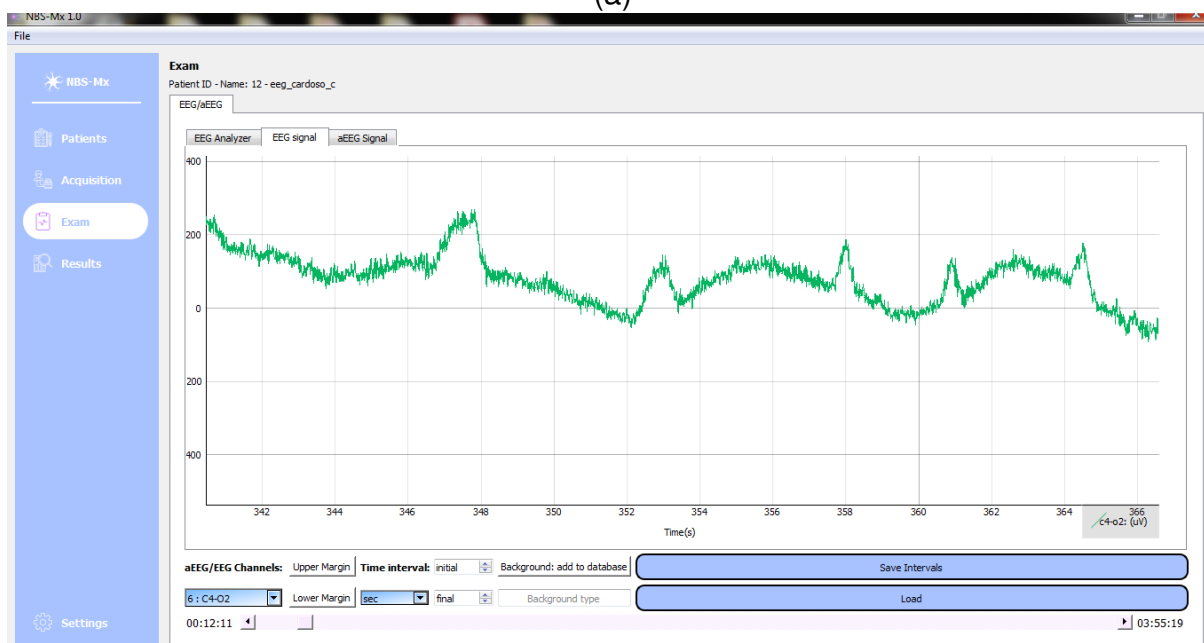
Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Por fim, a última guia apresenta dentro deste módulo da interface, o sinal gráfico

Figura 87 – Ilustração da guia de análise de EEG (a) durante o exame em um paciente saudável, onde o sinal observado é pertinente a derivação C3-O1 com ritmo Alpha reduzindo enquanto ondas mais lentas ficam mais proeminentes (b) durante uma coleta realizada em um paciente saudável quando o mesmo promove propositalmente artefatos oculares sobre o EEG.



(a)



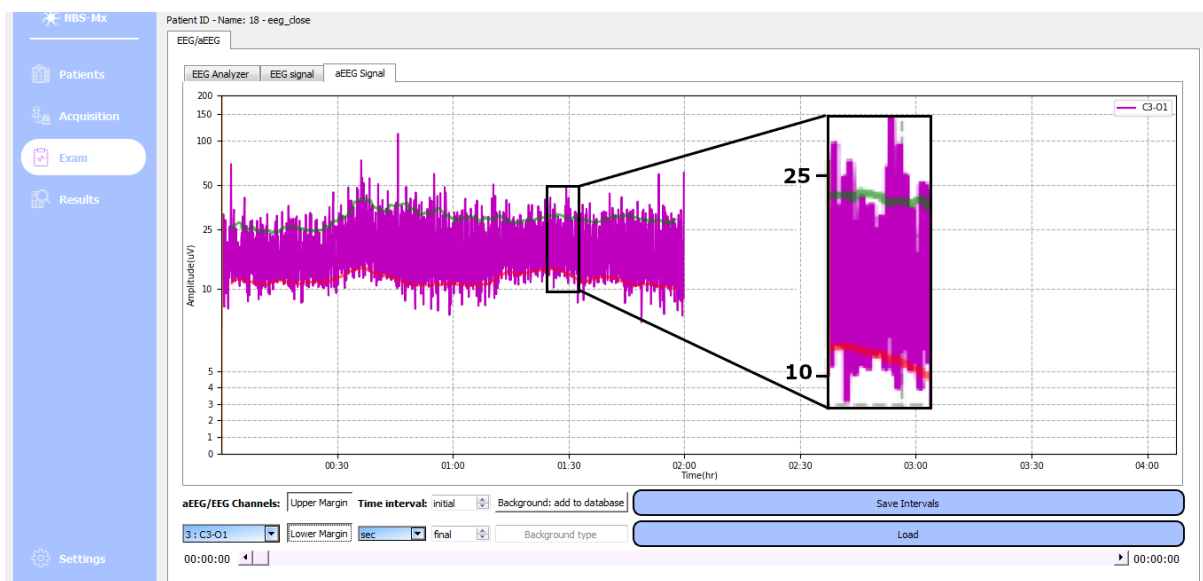
(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

de aEEG, no qual podem ser representadas algumas linhas de tendência das margens inferior e superior deste sinal para auxiliar as análises médicas. Essas linhas são

obtidas ao pressionar os botões *Upper Margin* e *Lower Margin* alocados na parte inferior da janela, ligeiramente abaixo do gráfico (ver Figura 88).

Figura 88 – Ilustração da interface da guia para análise de aEEG, onde é ilustrado o sinal de aEEG de uma paciente saudável em roxo, e as linhas de tendência para análise médica das margens inferior (traço vermelho) e superior (traço verde).



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

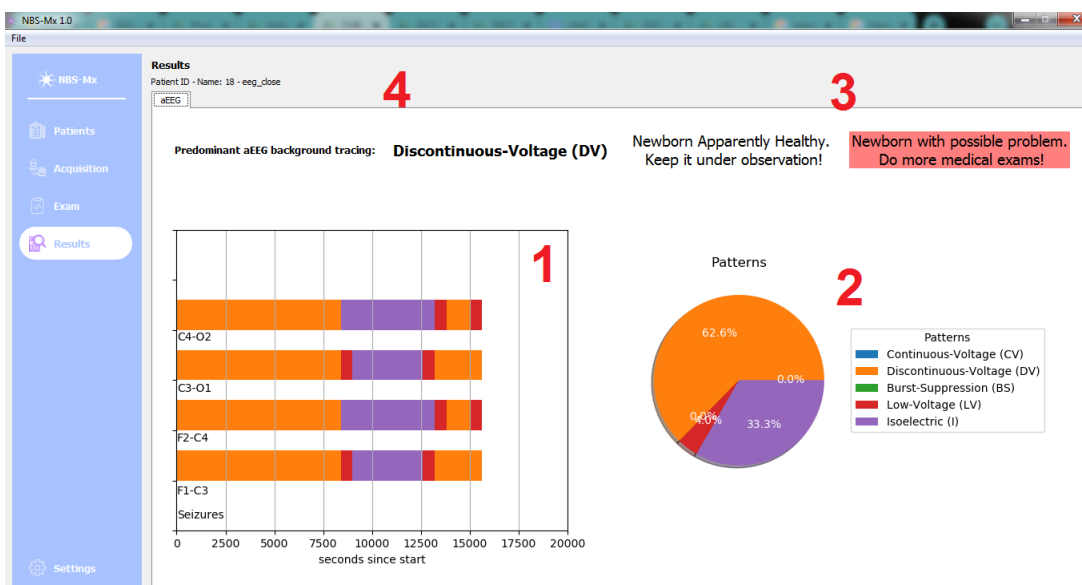
#### 4.2.1.4 Interface do módulo de classificação dos sinais e triagem automática dos pacientes

A interface do módulo de classificação dos sinais e triagem automática, possui apenas elementos informativos em formato gráfico ou de texto para auxiliar o profissional de saúde a avaliar o recém-nascido. Essa interface é ilustrada na Figura 89(a) e 89(b).

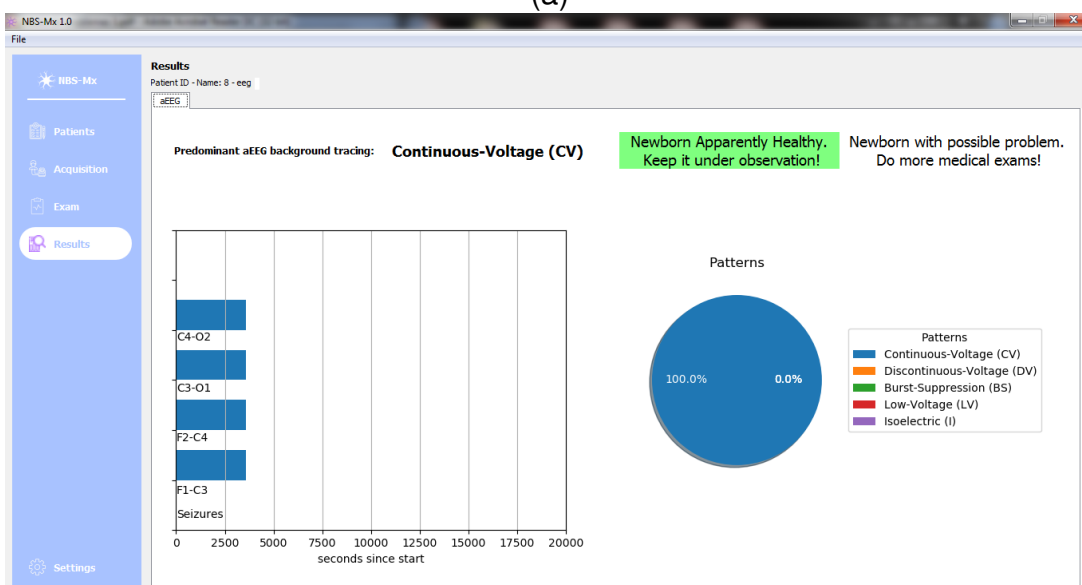
A interface ilustrada na Figura 89(a) contempla quatro elementos informativos para auxiliar as análises médicas. Entre esses elementos, o gráfico em formato de barra, localizado na região 1, ilustra a classificação do padrão de fundo predominante do aEEG a cada segmento com duração de 10 minutos. Dentro de cada linha vertical desse gráfico cabem um pouco mais que quatro barras horizontais com duração de 10 minutos. O intuito desse gráfico é fornecer uma visão espacial e temporal do que ocorreu durante o monitoramento. Já na região 2, o módulo apresenta um gráfico em formato de pizza ilustrado em porcentagem. Essa porcentagem é relativa a predomi-

nância dos padrões de fundo do aEEG durante toda a coleta sobre todas as derivações de interesse.

Figura 89 – (a) Interface do módulo de classificação dos sinais e triagem automática dos pacientes apresentando o resultado da análise feita em um paciente com problemas neurológicos e (b) ilustra o resultado de classificação em um paciente neurologicamente saudável.



(a)



(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

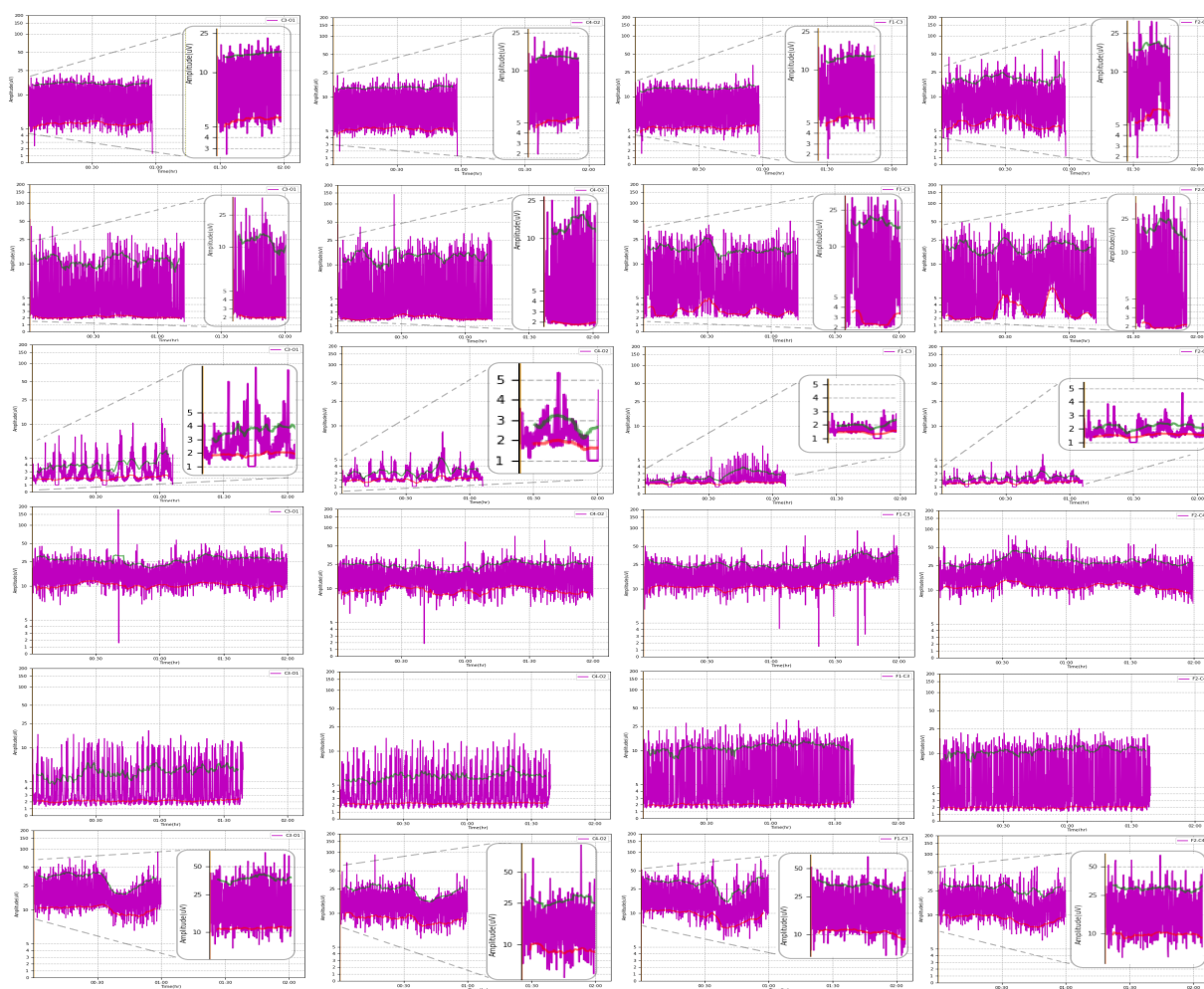
Na Figura 89(a) o padrão que mais apareceu durante as coletas em todos os canais foi o descontínuo, seguido do inativo e do baixa voltagem. O gráfico em questão (região 2), visa fornecer a macro-visão do estado neurológico do paciente durante o exame, sendo que as porcentagens são calculadas sobre o tempo total de duração do

exame. Diferentemente das regiões 1 e 2, a região 3 do gráfico apresenta apenas 2 rótulos de texto. Esses rótulos têm suas cores de fundo preenchidas em vermelho ou verde, conforme a avaliação que o algoritmo de triagem automática dos pacientes faz (ver Figuras 89(a) e 89(b)). Os rótulos de texto informam se há ou não anormalidades nos registros do paciente que podem corresponder a possíveis lesões neurológicas. Por fim, a área 4 informa em forma de texto qual o padrão de fundo do aEEG é o predominante no registro.

### 4.2.2 Resultados do processamento do EEG em aEEG

A Figura 90 ilustra alguns sinais de aEEG de pacientes saudáveis e com problemas das bases de dados B1 e B2 descritas na seções 3.6.3.1 e 3.6.3.2, respectivamente.

Figura 90 – Ilustração dos gráficos de aEEG processados, onde os gráficos apresentados nas linhas 2, 3 e 5 são de pacientes com problemas neurológicos e os gráficos das linhas 1, 4 e 6 são de pacientes neurológicamente saudáveis.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

### 4.2.3 Validação do Algoritmo para detecção de intervalos com eventos epileptiformes

A avaliação do algoritmo para a identificação dos intervalos com eventos epileptiformes foi feita com base na metodologia descrita na Seção 3.6.3.3. Os sinais de aEEG dos 36 pacientes foram segmentados em 344 trechos, sendo 125 trechos com crises e 219 trechos sem crise. A matriz de confusão da Figura 91 ilustra a classificação realizada pelo algoritmo. A partir dessa matriz foram calculados os parâmetros apresentados na Tabela 8.

Figura 91 – Matriz de confusão obtida durante a classificação dos segmentos de crise e não crise.

		Verdadeiro (referência p/ crise)	
		Crise	Não Crise
Classificado	Crise	89	36
	Não Crise	36	219

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Tabela 8 – Tabela dos parâmetros de avaliação do algoritmo para detecção de intervalos com eventos epileptiformes

<b>Sensibilidade - SE(%)</b>	71,2
<b>Especificidade - SP(%)</b>	85,9
<b>Acurácia - AC(%)</b>	81,1
<b>Precisão - PR(%)</b>	71,2
<b>Score-F1(%)</b>	71,2

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

#### 4.2.4 Validação do Algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados de fundo do aEEG

O algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados do aEEG foi validado com base na metodologia descrita na Seção 3.6.3.4. Os sinais de aEEG dos pacientes foram segmentados em 624 trechos. Destes trechos, o padrão é contínuo para 114, descontínuo para 239, surto-supressão para 6, baixa voltagem para 198 e inativo para 67. As matrizes de confusão absoluta e normalizada foram representadas na Figura 92.

Figura 92 – (a) Matriz de confusão absoluta obtida durante a classificação dos padrões de fundo do aEEG e (b) a mesma matriz de confusão correspondente, normalizada.

	Predito					Verdadeiro
	contínuo	descontínuo	surto-supressão	baixa voltagem	inativo	
contínuo	111	3	0	0	0	
descontínuo	2	223	0	14	0	
surto-supressão	0	0	6	0	0	
baixa voltagem	1	0	0	193	4	
inativo	0	0	0	0	67	

(a)

	Predito					Verdadeiro
	contínuo	descontínuo	surto-supressão	baixa voltagem	inativo	
contínuo	0,974	0,026	0,000	0,000	0,000	
descontínuo	0,008	0,933	0,000	0,059	0,000	
surto-supressão	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	
baixa voltagem	0,000	0,000	0,000	0,975	0,020	
inativo	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	

(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

A partir dessa matriz foram calculados os parâmetros apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 – Tabela dos parâmetros de avaliação do algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados de fundo do aEEG

Parâmetro	Classe	Porcentagem (%)
Sensibilidade - SE(%)	(Padrão Contínuo)	97,4
Sensibilidade - SE(%)	(Padrão Descontínuo)	93,3
Sensibilidade - SE(%)	(Padrão Surto-Supressão)	100

continua na próxima página



Tabela 9: Tabela dos parâmetros de avaliação do algoritmo para classificação automática dos padrões dos traçados de fundo do aEEG

<b>Sensibilidade - SE(%)</b>	(Padrão Baixa Voltagem)	97,5
<b>Sensibilidade - SE(%)</b>	(Padrão Inativo)	100
<b>Sensibilidade</b> <b>SE<math>\bar{p}_{total}</math>(%)</b>		96,2
<b>Precisão - PR(%)</b>	(Padrão Contínuo)	97,4
<b>Precisão - PR(%)</b>	(Padrão Descontínuo)	98,7
<b>Precisão - PR(%)</b>	(Padrão Surto-Supressão)	100
<b>Precisão - PR(%)</b>	(Padrão Baixa Voltagem)	93,2
<b>Precisão - PR(%)</b>	(Padrão Inativo)	100
<b>Precisão PR<math>\bar{p}_{total}</math>(%)</b>		97
<b>Score-F1(%)</b>	(Padrão Contínuo)	97,4
<b>Score-F1(%)</b>	(Padrão Descontínuo)	96
<b>Score-F1(%)</b>	(Padrão Surto-Supressão)	100
<b>Score-F1(%)</b>	(Padrão Baixa Voltagem)	95,3
<b>Score-F1(%)</b>	(Padrão Inativo)	100
<b>Score-F1<math>\bar{p}_{total}</math>(%)</b>		96,5

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

#### 4.2.5 Validação do Algoritmo para triagem automática de recém-nascidos com possíveis encefalopatias

Para a validação do algoritmo para triagem dos recém-nascidos foi utilizado a metodologia descrita na Seção 3.6.3.5. Dentre os grupos classificados, 8 pacientes não tinham problema e 62 tinham alguma alteração neurológica. As matrizes de confusão absoluta e normalizada foram representadas na Figura 93 e a partir dessa matriz foram calculados os parâmetros apresentados na Tabela 10.

Tabela 10 – Tabela dos parâmetros de avaliação do algoritmo para triagem dos pacientes

<b>Sensibilidade - SE(%)</b>	95,2
<b>Especificidade - SP(%)</b>	87,5
<b>Acurácia - AC(%)</b>	94,3
<b>Precisão - PR(%)</b>	98,3
<b>Score-F1(%)</b>	96,7

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 93 – (a) Matriz de confusão absoluta obtida durante a classificação dos pacientes com e sem problemas neurológicos e (b) a respectiva matriz normalizada.

		Verdadeiro (referência diagnóstico)	
		problema	saudável
Classificado	problema	59	1
	saudável	3	7

(a)

		Verdadeiro (referência diagnóstico)	
		problema	saudável
Classificado	problema	0,952	0,125
	saudável	0,048	0,875

(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

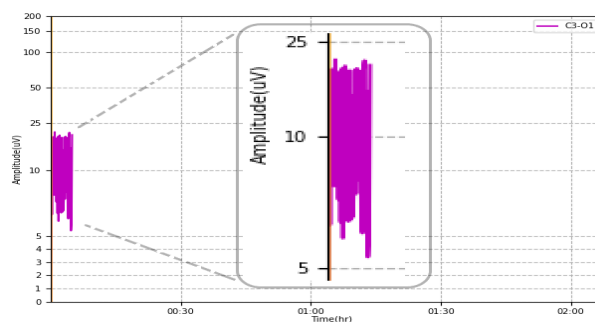
Cabe salientar que embora os resultados sejam promissores, o conjunto de dados utilizado para o teste do algoritmo é desbalanceado. Sendo assim, as métricas mais adequadas para avaliar o desempenho do algoritmo são a SE e a SP, visto que consideram a classificação dentro do subconjunto de testes positivos e testes negativos, respectivamente. Ainda vale lembrar que o processo de treinamento do algoritmo utilizou um conjunto de dados balanceado de modo a tentar evitar classificações enviesadas.

#### 4.3 AVALIAÇÃO PRÁTICA DA PLATAFORMA

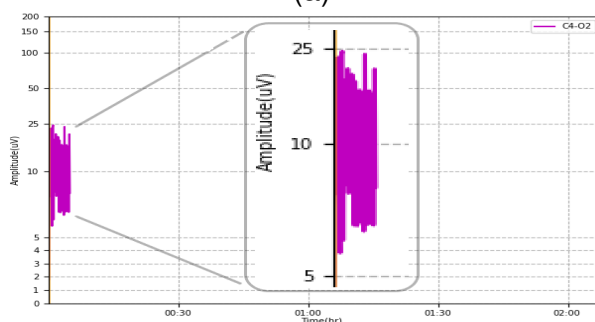
A fim de verificar o funcionamento da plataforma como um todo foram realizadas 4 coletas com diferentes durações em 2 voluntários saudáveis.

A primeira coleta foi realizada durante 8 minutos, com todas as derivações de interesse: C3-O1, C4-O2, F1-C3, F2-C4. Os sinais de aEEG obtidos e o resultado da classificação dos padrões de fundo e triagem do paciente foram ilustrados nas Figuras 94 e 95.

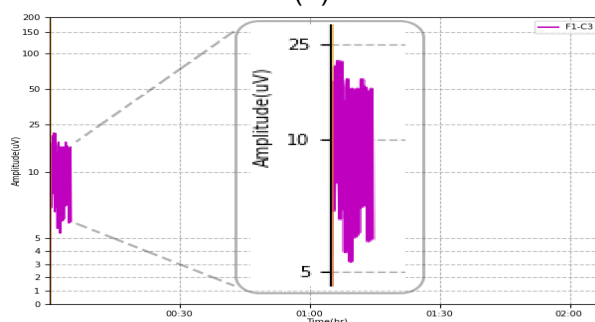
Figura 94 – Sinais de aEEG durante a primeira coleta relativos as derivações (a) C3-O1, (b) C4-O2, (c) F1-C3 e (d) F2-C4 .



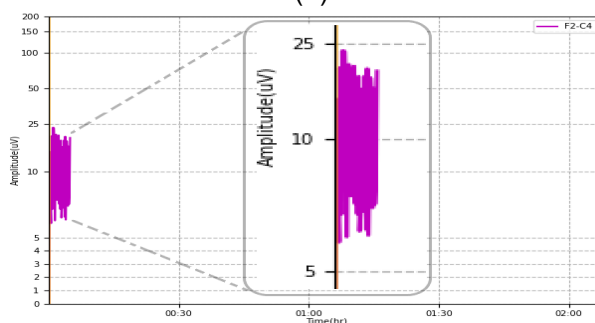
(a)



(b)



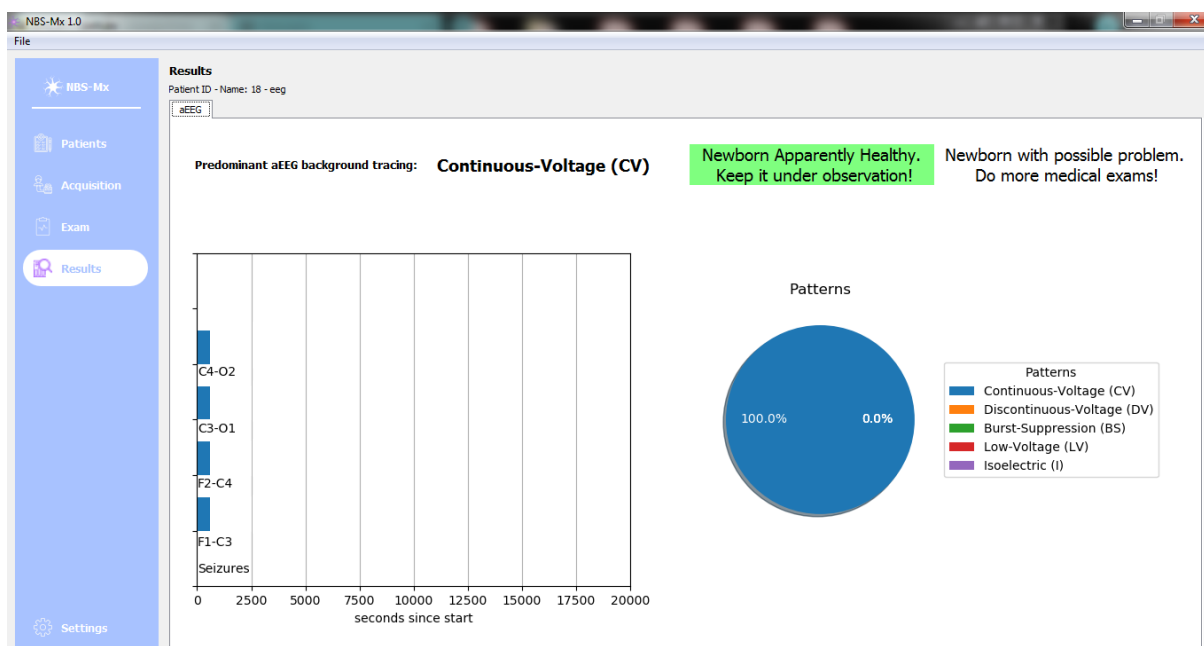
(c)



(d)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

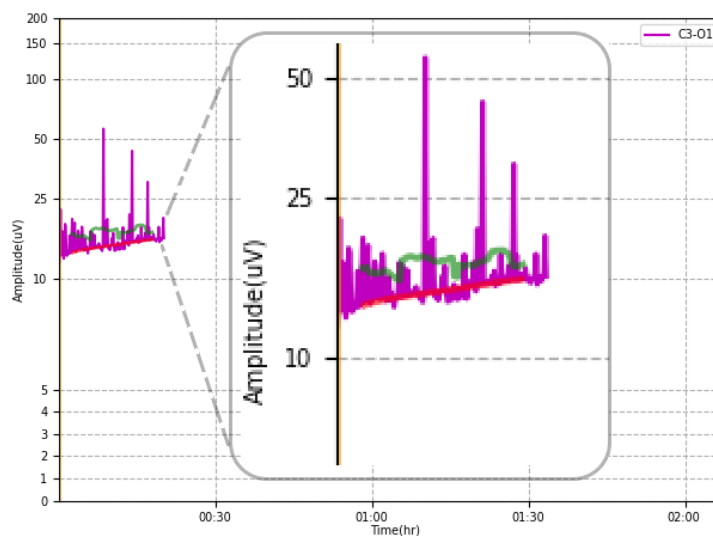
Figura 95 – Ilustração da classificação realizada pelo software classificando o paciente como neurologicamente saudável.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

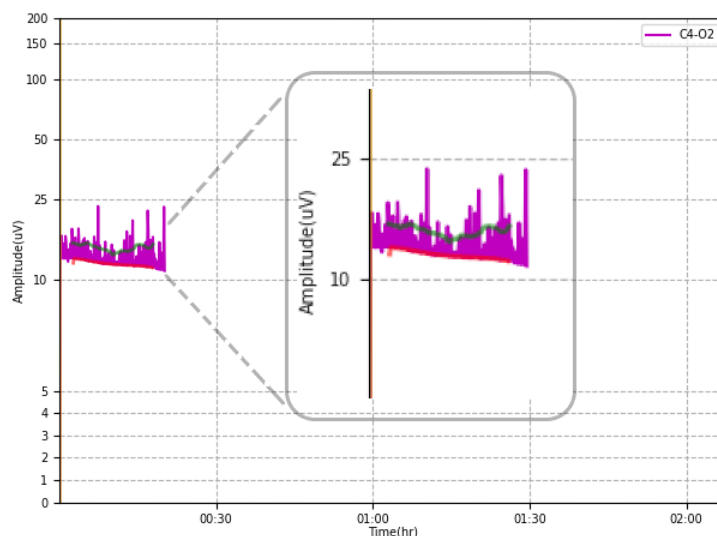
A segunda coleta foi realizada durante 23 minutos. As derivações utilizadas durante a gravação foram a C3-O1 e C4-O2. Os sinais de aEEG obtidos e o resultado da classificação realizado pelo *software* foram ilustrados nas Figuras 96, 97 e 98.

Figura 96 – aEEG relativo a derivação C3-O1 durante a segunda coleta.



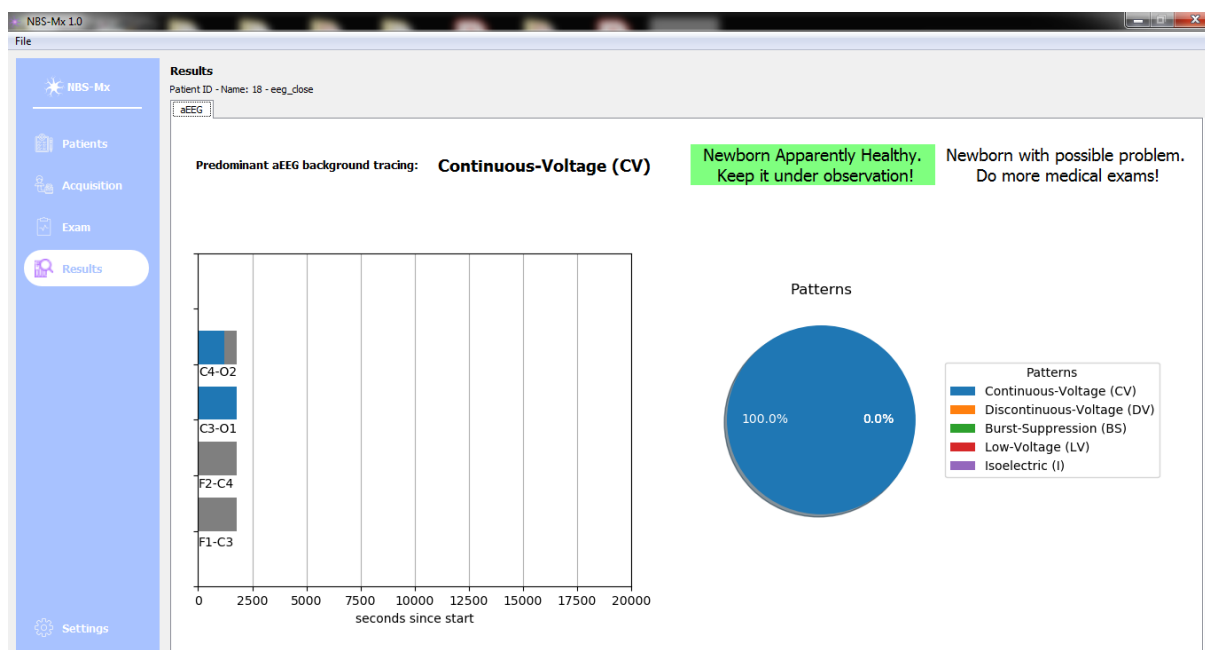
Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 97 – aEEG relativo a derivação C4-O2 durante a segunda coleta.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

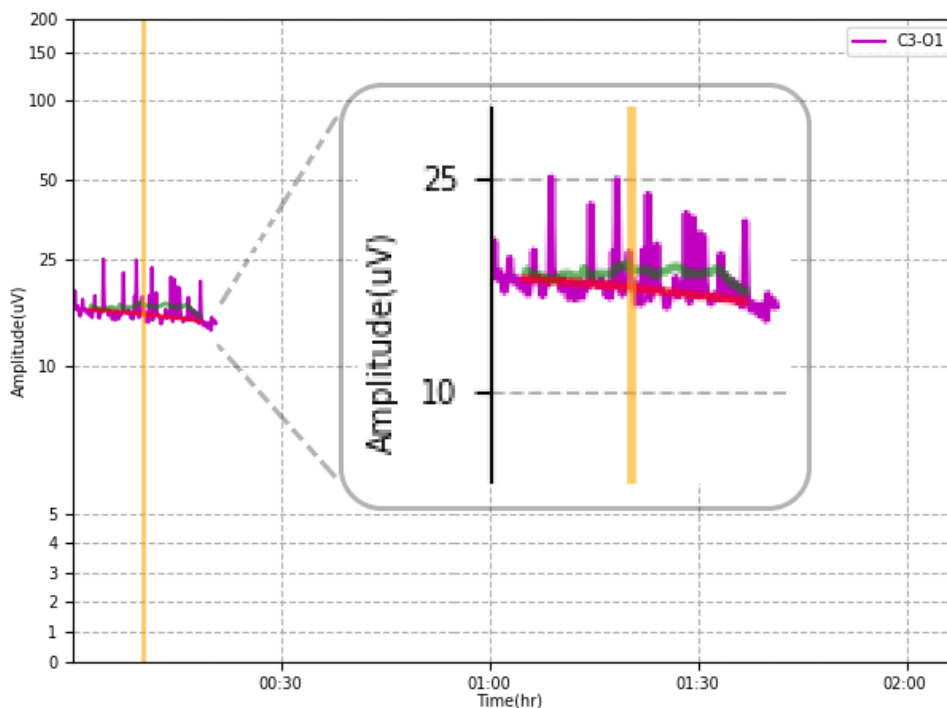
Figura 98 – Classificação realizada pelo software sugerindo um paciente neurologicamente saudável.



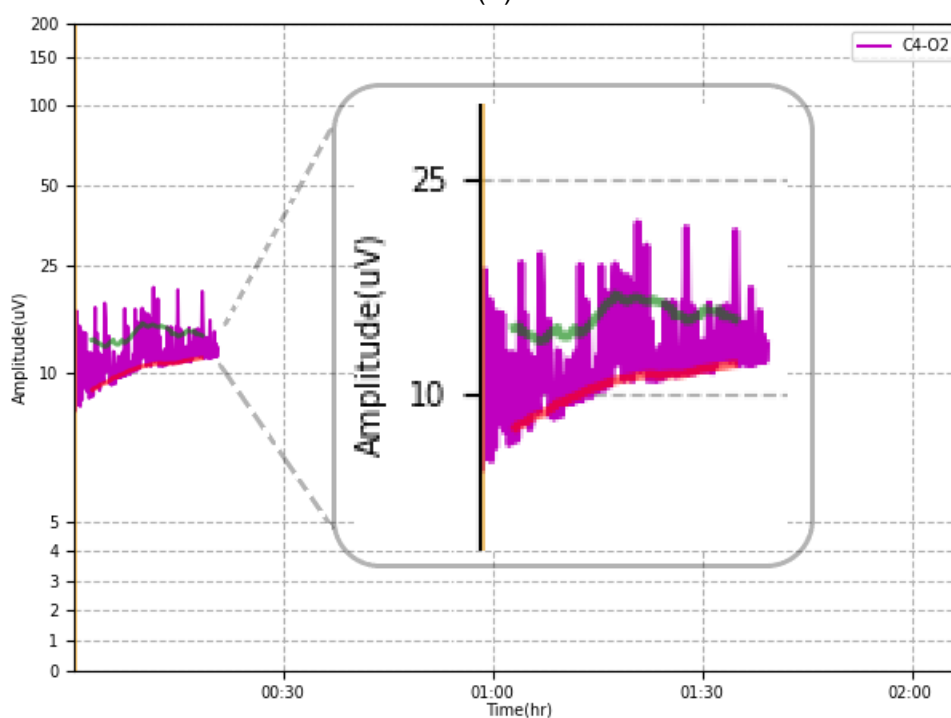
Fonte – Produção do próprio autor (2022).

A terceira coleta foi realizada durante 23 minutos. As derivações utilizadas durante a gravação foram a C3-O1 e C4-O2. Os sinais de aEEG obtidos e o resultado da classificação realizado pelo software foram ilustrados nas Figuras 99 e 100, respectivamente.

Figura 99 – aEEG relativo a derivação (a) C3-O1 e (b) C4-O2, durante a terceira coleta.



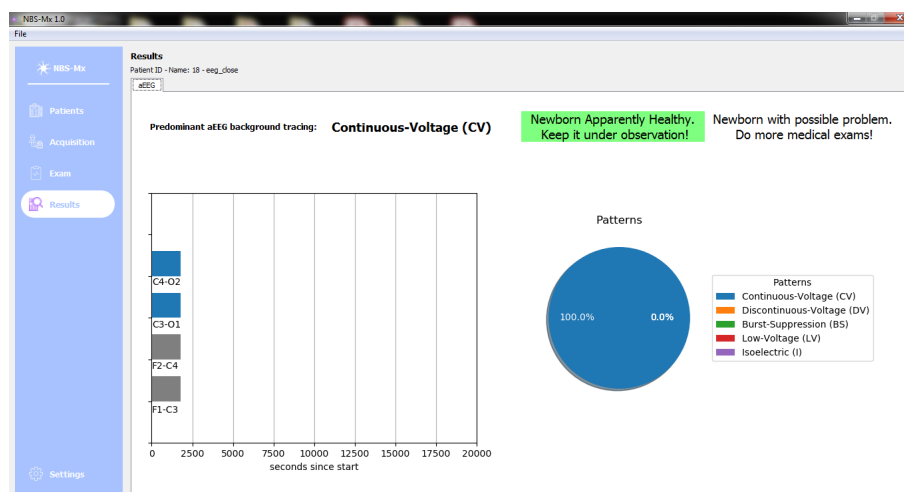
(a)



(b)

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

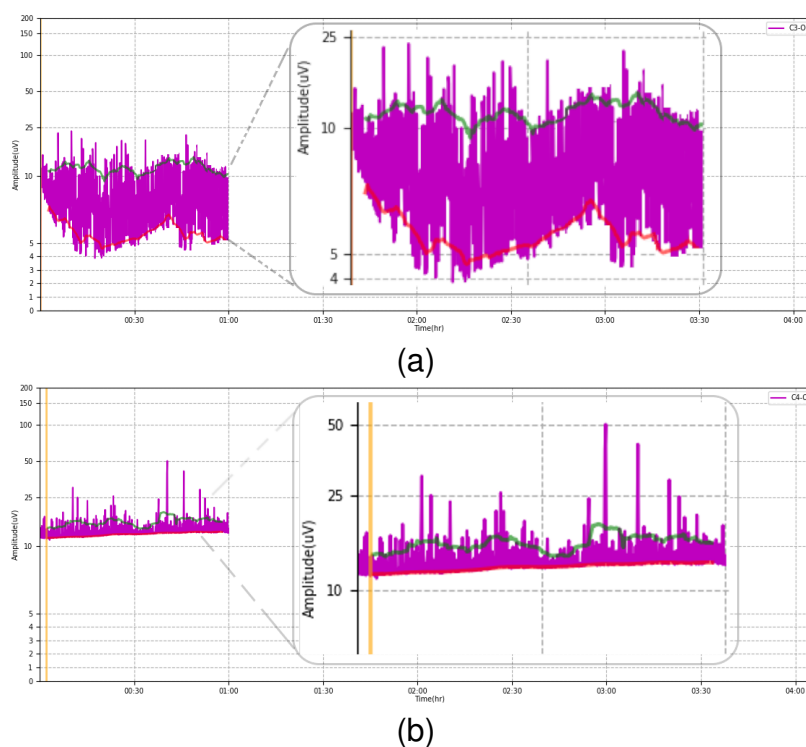
Figura 100 – Classificação realizada pelo *software* sugerindo um paciente neurologicamente saudável durante a terceira coleta.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

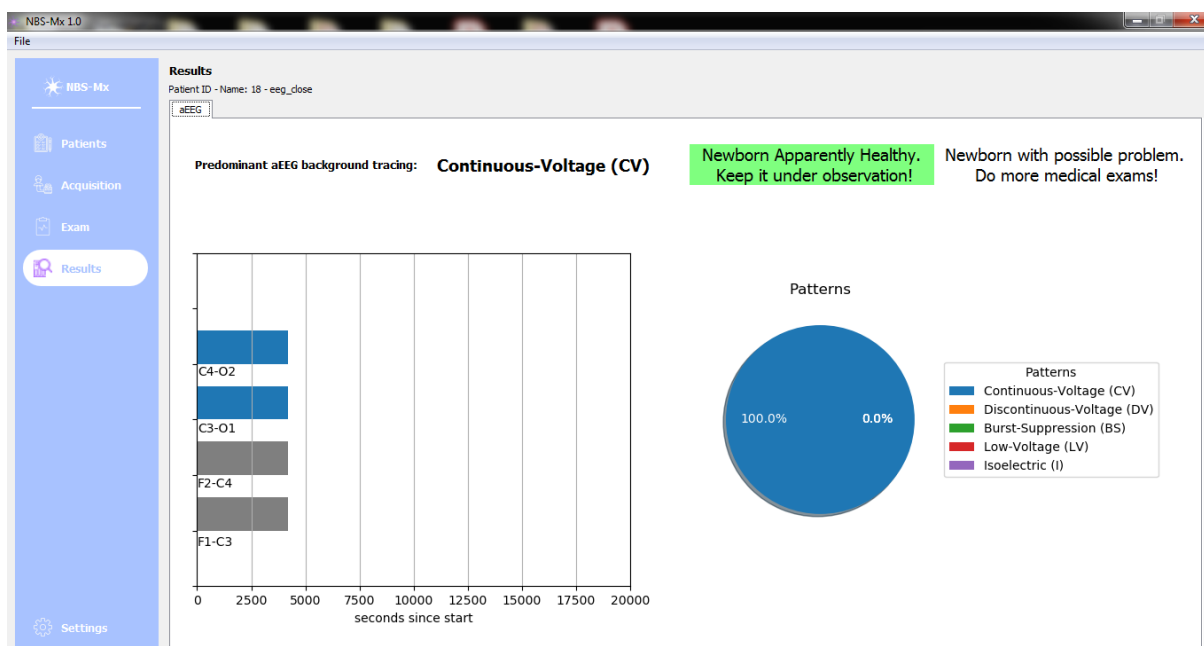
Por fim, a quarta coleta durou 1 hora. As derivações utilizadas durante a gravação foram as mesmas anteriores. Os sinais de aEEG obtidos e o resultado da classificação realizado pelo *software* foram ilustrados nas Figuras 101 e 102.

Figura 101 – aEEG relativo a derivação (a) C3-O1 e (b) C4-O2, durante a quarta coleta.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Figura 102 – Classificação realizada pelo *software* sugerindo um paciente neurologicamente saudável durante a quarta coleta.



Fonte – Produção do próprio autor (2022).



## 5 DISCUSSÃO

Neste capítulo são discutidos os resultados referentes ao desenvolvimento da plataforma, bem como os resultados relativos aos testes funcionais da mesma em voluntários sem alterações neurológicas.

O trabalho em questão descreveu o desenvolvimento de uma plataforma (*hardware* e *software*) para assistir aos profissionais de saúde em centros de terapia intensiva durante a avaliação neurológica de pacientes com suspeita de encefalopatias. Essa plataforma realiza a avaliação automática dos traçados de EEG e aEEG e sinaliza possíveis anormalidades ao especialista. Embora essa plataforma possa ser utilizada para avaliação de pacientes adultos com lesões agudas, a mesma foi criada para a avaliação neurológica do público neonatal. A plataforma é formada por um eletroencefalógrafo com 8 canais para a aquisição do sinal de EEG e um *software* instalado em um computador que processa esse sinal. O *software* em questão realiza a compressão do EEG para aEEG, classifica os padrões de fundo do sinal e sinaliza se há alguma anormalidade no exame do paciente.

### 5.1 AVALIAÇÃO DO ELETROENCEFALÓGRAFO

Entre as principais características apresentadas pelo eletroencefalógrafo para monitoramento de longa duração pode-se destacar: 8 canais de entrada com aquisição simultânea (sincronizada); resolução de 24 bit (286nV); frequência de amostragem de 500 Hz; ganho absoluto selecionável de 1, 2, 4, 6, 8, 12 e 24; CMRR de -110 dB, PSRR de -90 dB, além de possuir comunicação serial/USB e *Wi-Fi*.

Vale destacar que o dispositivo desenvolvido apresenta características similares a de dispositivos comerciais. A Tabela 4, ilustra as características do dispositivo desenvolvido em comparação a de outros equipamentos comerciais análogos.

Tabela 11 – Comparação entre dispositivos comerciais e o desenvolvido neste trabalho

Dispositivo	Empresa	Características
<i>VitaLogik Monitor</i> ( <i>CerebraLogik</i> )	<i>Mennen Medical Ltd, US.</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 3 canais de entrada</li> <li>- conversor A/D: 24 bit</li> <li>- amostragem: 640 Hz</li> <li>- banda: 0,5-75 Hz</li> <li>- ganho programável</li> <li>- CMRR: -130 dB (60Hz)</li> <li>- Interface: USB 2.0</li> </ul>

continua na próxima página

Tabela 11: Comparação entre dispositivos comerciais e o desenvolvido neste trabalho

<i>CFM Olympic Brainz Monitor</i>	<i>Natus Medical Inc, US.</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 3 canais de entrada</li> <li>- conversor A/D: 16 bit</li> <li>- amostragem: 2000 Hz</li> <li>- banda: 0,5-450 Hz</li> <li>- ganho programável</li> <li>- CMRR: nc</li> <li>- Interface: USB</li> </ul>
<i>Unique+ CFM</i>	<i>Inspiration Healthcare, UK.</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 4 canais de entrada</li> <li>- conversor A/D: 16 bit</li> <li>- amostragem: nc</li> <li>- banda: 0,2-100 Hz</li> <li>- ganho programável</li> <li>- CMRR: &gt;-110 dB</li> <li>- Interface: USB/Wi-Fi</li> </ul>
<i>VERTEX SC823AEEG</i>	<i>MEDSSUPPLY, BR.</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 23 canais de entrada</li> <li>- conversor A/D: 16 bit</li> <li>- amostragem: 512 Hz</li> <li>- banda: 0,1-100 Hz</li> <li>- ganho programável</li> <li>- CMRR: &gt;-90 dB</li> <li>- Interface: USB 2.0</li> </ul>
<i>Equipamento deste Trabalho (NBS-Mx Monitor)</i>	IEB-UFSC	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 8 canais de entrada</li> <li>- conversor A/D: 24 bit</li> <li>- amostragem: 500 Hz</li> <li>- banda: 0,5-70 Hz</li> <li>- ganho programável</li> <li>- CMRR: -120 dB (60Hz)</li> <li>- Interface: USB/Wi-Fi</li> </ul>

Fonte – *Mennen Medical*, (2019); *Natus Medical*, (2020); *Inspiration Healthcare*, (2019); *MEDSUPPLY* (2019).

Além das características equiparadas a de equipamentos comerciais, o dispositivo desenvolvido pode ser utilizado para aquisição de outros biopotenciais como os de ECG e EMG. A modularidade frontal do gabinete do equipamento desenvolvido permite o uso de eletrodos com conectores DIN ou DB25. Também é possível utilizar outros conectores desde que seja confeccionada uma placa adaptadora para encaixar no conector DB25 do eletroencefalógrafo.

## 5.2 AVALIAÇÃO DOS ALGORITMOS E DA PLATAFORMA

A avaliação dos algoritmos da plataforma foi realizada com o intuito de validar o seu funcionamento. Durante as avaliações do algoritmo para detecção de intervalos com eventos epileptiformes, observou-se um desempenho mediano quando comparado a outros algoritmos apresentados na literatura (WU *et al.*, 2019; GUO *et al.*, 2022; TAPANI, K. T. *et al.*, 2022; SHEN *et al.*, 2022; YAN; JULIUS, 2022; EINIZADE *et al.*, 2023; SHAYESTE; ASL, 2023; XIONG *et al.*, 2023). A Tabela 12 ilustra os resultados da metodologia proposta comparados aos de outros trabalhos.

Tabela 12 – Comparação entre algoritmos para detecção de crises epiléticas e o desenvolvido neste trabalho

<b>Autor</b>	<b>(Ano)</b>	<b>SP(%)</b>	<b>SE(%)</b>	<b>F1-Score(%)</b>
<i>WU et al.</i>	(2019)	89,47	99,23	-
<i>GUO et al.</i>	(2022)	92,57	95,55	-
<i>TAPANI et al.</i>	(2022)	99,7	64,8	-
<i>SHEN et al.</i>	(2022)	96,76	96,14	-
<i>YAN e JULIUS</i>	(2022)	98,50	98,17	-
<i>EINIZADE et al.</i>	(2023)	-	-	81
<i>SHAYESTE e ASL</i>	(2023)	99,62	99,52	-
<i>XIONG et al.</i>	(2023)	99,24	99,14	99,21
<i>Proposto</i>		85,9	71,2	71,2

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Embora os parâmetros *SE* e *SP* sejam medianos, os valores estão dentro das faixas descritas no trabalho de KADIVAR *et al.* (2019).

O algoritmo de classificação dos padrões fundo do aEEG se mostrou adequado ao propósito da plataforma, tendo em vista os bons valores dos parâmetros calculados para sua validação. Para cada um dos 5 padrões de fundo, obteve-se uma *SE* adequada quando comparado a um outro trabalho similar apresentado na literatura (MOGHADAM *et al.*, 2021). A Tabela 13 demonstra a *SE* para cada um dos padrões classificados pelo algoritmo proposto e os valores obtidos no trabalho de MOGHADAM *et al.* (2021).

Tabela 13 – Comparação entre o algoritmo para classificação dos padrões de fundo desenvolvido em MOGHADAM et al. (2021) e o proposto neste trabalho

<b>MOGHADAM et al. (2021)</b>				
<b>SE(%)</b> (Contínuo)	<b>SE(%)</b> (Descontínuo)	<b>SE(%)</b> (Surto-supressão)	<b>SE(%)</b> (Baixa voltagem)	<b>SE(%)</b> (Inativo)
99,1	72,6	45,3	19,8	93,8
<b>Algoritmo Proposto</b>				
<b>SE(%)</b> (Contínuo)	<b>SE(%)</b> (Descontínuo)	<b>SE(%)</b> (Surto-supressão)	<b>SE(%)</b> (Baixa voltagem)	<b>SE(%)</b> (Inativo)
97,4	93,3	100	97,5	100

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Avaliando os resultados, percebe-se que todos os padrões são classificados com mais de 90% de sensibilidade, o que indica um bom desempenho. Em relação ao parâmetro *PR*, todas as classes também apresentaram mais de 90% de precisão. Com relação ao parâmetro *Score-F1*, o qual fornece uma ideia geral do desempenho do algoritmo de classificação, também foram verificados elevados valores percentuais. Entretanto, cabe salientar que o padrão surto-supressão, presente entre os sinais utilizados foi predominante em apenas seis segmentos, como pode ser observado na matriz de confusão obtida durante a validação (ver Figura 92). Neste contexto, existe um desbalanceamento grande entre essa classe (padrão surto-supressão) e as demais classes. Assim, para a análise geral do algoritmo foi avaliado a média ponderada dos parâmetros (*SE*, *PR* e *Score-F1*), os quais também se mostraram relativamente satisfatórios, com destaque para a precisão média ponderada de 97%.

Com relação ao algoritmo para triagem automática de recém-nascidos com possíveis encefalopatias, os resultados dos parâmetros calculados são aceitáveis. A *SE* calculada foi de um pouco mais que 95% e o parâmetro *SP* foi de 87,5%, os quais são maiores que os valores mínimos descritos na literatura, em análises realizadas por especialistas durante a avaliação dos padrões de fundo do aEEG (*SE* > 85% e *SP* > 82%) (SPITZMILLER et al., 2007; WIKSTRÖM et al., 2012; TOSO, P. A. et al., 2014; LEE et al., 2021). Comparado a outros métodos apresentados na literatura, o algoritmo proposto se mostra preciso para a detecção de padrões anormais e conseqüentemente para a detecção de recém-nascidos que estão sofrendo com lesões neurológicas (WANG, Y. et al., 2013; CHEN, W. et al., 2014; YANG, T.; CHEN, W.; CAO, 2016; WANG, J. et al., 2020). A Tabela 14 apresenta a comparação das métricas adquiridas em trabalhos similares comparadas as obtidas neste trabalho.

Tabela 14 – Comparação entre algoritmos para triagem de recém-nascidos com suspeitas de lesões cerebrais

<b>Autor</b>	<b>SE(%)</b>	<b>SP(%)</b>	<b>PR(%)</b>	<b>F1-Score(%)</b>
<i>WANG et al. (2013)</i>	93,78	83,93	-	94,83
<i>CHEN et al. (2014)</i>	93,78	87,50	-	95,26
<i>YANG et al. (2016)</i>	95,82	83,33	95,47	95,61
<i>WANG et al. (2020)</i>	89,66	98,91	96,3	92,86
<i>Algoritmo Proposto</i>	95,20	87,50	98,30	96,70

Fonte – Produção do próprio autor (2022).

Avaliando a Tabela 14 sob a perspectiva geral de todas as métricas, o algoritmo proposto neste trabalho é o que possui melhor desempenho quando comparado aos demais.

Por fim, durante as análises práticas da plataforma, embora com um número ínfimo de voluntários, a mesma apresentou uma boa relação com o estado neurológico do voluntário. Os padrões classificados pelo algoritmo na maioria das vezes foram classificados como contínuo, o qual está relacionado a um estado clínico não patológico em neonatos e adultos (TER HORST *et al.*, 2004; YOU *et al.*, 2018). Além disso, o algoritmo de triagem classificou os voluntários em todas as coletas como saudáveis.

Em relação ao uso prático da plataforma foi possível observar a praticidade para realizar a aplicação de 4 a 6 eletrodos sobre a cabeça do paciente.

## 6 CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de uma plataforma composta por um eletroencefalógrafo portátil de 8 canais e um software com algoritmos automatizados para auxiliar os profissionais de saúde a identificar pacientes com suspeitas de danos neurológicos e assistir o processo clínico decisório. A validação da plataforma foi realizada utilizando bases de dados e um pequeno estudo prático com quantidade reduzida de voluntários.

Em relação aos algoritmos propostos que foram integrados ao *software*, pode-se afirmar que no geral se mostraram adequados para auxiliar os profissionais de saúde durante a tomada de decisão clínica. No que se refere ao algoritmo para determinação de crises epiléticas, esse apresentou desempenho mediano, embora o valor da sensibilidade obtida nos resultados esteja próximo aos valores descritos em KADIVAR *et al.* (2019). A respeito do algoritmo para classificação dos padrões de fundo do aEEG, o mesmo apresentou resultados apropriados para a aplicação proposta neste trabalho. Por fim, o algoritmo para triagem de pacientes acometidos por patologias neurológicas, apresentou desempenho satisfatório com valores de sensibilidade e especificidade maiores que os valores mínimos encontrados na literatura, os quais foram apresentados no capítulo 1.

Com relação ao *software*, considerando os objetivos definidos, estes foram alcançados com o desenvolvimento de uma interface gráfica de usuário elaborada em linguagem de programação *Python*, totalmente operável com botões e abas para utilização de cada uma das funcionalidade desenvolvidas.

No que diz respeito ao *Hardware* foi possível observar que os sinais de EEG adquiridos durante as coletas condizem com os achados pertinentes ao método de ativação por AO, o qual é frequentemente utilizado para verificar o atendimento aos preceitos de qualidade dos serviços de rotina de eletroencefalografia. Além disso, a morfologia dos sinais de ECG e EMG aferidos com o *hardware* mostraram-se similares as obtidas em equipamentos comerciais. Também cabe salientar que o *hardware* desenvolvido apresenta características semelhantes a de equipamentos comerciais.

Para terminar, vale destacar que durante as avaliações da plataforma em voluntários saudáveis, os resultados apresentados concordam com o estado neurológico dos mesmos. Portanto, é possível concluir que a plataforma desenvolvida demonstra um desempenho promissor para ser utilizada em unidades de terapia intensiva, apoiando o processo decisório dos profissionais menos experientes em interpretação de sinais de EEG e agilizando a interpretação de profissionais mais experientes. Ainda assim, vale destacar a necessidade de se realizar mais testes em uma corte suficientemente grande e diversificada de neonatos nascidos a termo e prematuros para maiores conclusões.

## 6.1 TRABALHOS FUTUROS

Embora os objetivos principais descritos neste trabalho tenham sido alcançados, existem melhorias que devem ser realizadas tanto no *hardware* para aquisição, quanto na interface gráfica e nos algoritmos integrados a mesma. Sendo assim, algumas sugestões para trabalhos futuros são descritas a seguir:

- Integrar um sistema de espectroscopia do infravermelho próximo (NIRS) para investigar a saturação periférica tecidual correlacionada a atividade elétrica do EEG, afim de avaliar o acoplamento neurovascular.
- Desenvolver um algoritmo para avaliação automática do ciclo sono-vigília.
- Testar o algoritmo para identificação de pacientes acometidos por problemas neurológicos em uma base de dados maior e mais homogênea para avaliar a sensibilidade e especificidade do mesmo.
- Testar o algoritmo de classificação dos traçados de fundo do aEEG com uma quantidade maior e mais homogênea de trechos contendo cada um dos 5 padrões de fundo.
- Melhorar o algoritmo para determinação de crises epiléticas utilizando sinais de EEG e aEEG em conjunto, conforme métodos apresentados na literatura (WU *et al.*, 2019; GUO *et al.*, 2022).
- Integrar mais ferramentas para análise dos sinais de EEG.
- Integrar os métodos do *EEGLAB* à interface desenvolvida em *Python* para melhorar a usabilidade do *software*.
- Modificar o *firmware* do eletroencefalógrafo para monitorar a impedância dos eletrodos continuamente durante as aquisições.
- Reduzir as placas de circuito impresso utilizando mais *layers* para reduzir o tamanho do gabinete físico.
- Reduzir a quantidade de canais do eletroencefalógrafo para se equiparar a quantidade apresentada por dispositivos comerciais para monitoramento cerebral à beira do leito.

## REFERÊNCIAS

ALMASI, G. S.; GOTTLIEB, A. Highly Parallel Computing Benjamin. **Cummings: Redwood City, CA, USA**, 1994.

ALMEIDA, M.; GUINSBURG, R. Programa de Reanimação Neonatal da Sociedade Brasileira de Pediatria. **Rio de Janeiro: SBP**, 2016.

BEAR, M.; CONNORS, B.; PARADISO, M. **Neurociências: desvendando o sistema nervoso**. [S.l.]: Artmed editora, 2002.

BERGER, H. Über das elektrenkephalogramm des menschen. **Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten**, Springer, v. 98, n. 1, p. 231–254, 1933.

BRASIL. Ministério da Saúde. Atenção á saúde do recém-nascido: guia para os profissionais de saúde. v. 3, n. 2, 2014.

BRASIL. Ministério da Saúde. DATASUS. Sistema de Informações de Mortalidade - SIM, 2018.

BRASIL. Ministério da Saúde. DATASUS. Sistema de Informações de Nascidos Vivos - SINASC, 2018.

BRASIL. Ministério da Saúde. Diretrizes de Atenção á Pessoa com Paralisia Cerebral. v. 1, 2014.

BRUNNER, C.; DELORME, A.; MAKEIG, S. Eeglab—an open source matlab toolbox for electrophysiological research. **Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik**, De Gruyter, v. 58, SI-1-Track-G, p. 000010151520134182, 2013.

BRUNS, N. *et al.* Amplitude-integrated EEG for neurological assessment and seizure detection in a German pediatric intensive care unit. **Frontiers in pediatrics**, Frontiers Media SA, v. 7, p. 358, 2019.

CAMPAGNOLA, L. **PyQtGraph - A pure-Python graphics library for PyQt/ PySide/ PyQt5/ PySide2**. [S.l.: s.n.], 2012. Disponível em:

<https://github.com/pyqtgraph/pyqtgraph>. Acesso em: 5 jul. 2021.



CARREIRAS, C.; ALVES, A. P.; LOURENÇO, A.; CANENTO, F.; SILVA, H.; FRED, A. *et al.* Biosppy: Biosignal processing in python. **Accessed on**, v. 3, n. 28, p. 2018, 2015.

CHEN, C. *et al.* A digitized approach for amplitude-integrated electroencephalogram transformation towards a standardized procedure. **Biomedical Signal Processing and Control**, Elsevier, v. 66, p. 102433, 2021.

CHEN, W.; WANG, Y.; CAO, G.; CHEN, G.; GU, Q. A random forest model based classification scheme for neonatal amplitude-integrated EEG. **Biomedical engineering online**, Springer, v. 13, n. 2, p. 1–13, 2014.

CHRISTOV, I. Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold. **Biomedical engineering online**, BioMed Central, v. 3, n. 1, p. 1–9, 2004.

CUI, X.; YANG, P. The Front-End Design of Portable EEG Acquisition System Based On the ADS1299. **Int. J. Sci. Res**, v. 5, 2016.

DARIPA, M.; CALDAS, H.; FLORES, L.; WALDVOGEL, B.; GUINSBURG, R.; ALMEIDA, M. Asfixia perinatal associada à mortalidade neonatal precoce: estudo populacional dos óbitos evitáveis. **Revista Paulista de Pediatria**, SciELO Brasil, v. 31, p. 37–45, 2013.

DAS, Y. **Novel Quantification of Neurovascular Coupling (NVC) to Predict Brain Injury in Neonates with Hypoxic Ischemic Encephalopathy**. 2020. Tese (Doutorado) – The University of Texas at Arlington.

DAS, Y.; LIU, H.; TIAN, F.; KOTA, S.; ZHANG, R.; CHALAK, L. F. Rigor of neurovascular coupling (NVC) assessment in newborns using different amplitude EEG algorithms. **Scientific reports**, Nature Publishing Group, v. 10, n. 1, p. 1–9, 2020.

DAVIES, P. J.; BOHÓRQUEZ, J. Design of a portable wireless EEG system using a fully integrated analog front end. *In*: IEEE. 2013 29th Southern Biomedical Engineering Conference. [S.l.: s.n.], 2013.

DEL RÍO, R.; OCHOA, C.; ALARCON, A.; ARNÁEZ, J.; BLANCO, D.; GARCÍA-ALIX, A. Amplitude integrated electroencephalogram as a prognostic tool in neonates with hypoxic-ischemic encephalopathy: a systematic review. **PloS one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 11, n. 11, 2016.

DELORME, A.; MAKEIG, S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. **Journal of neuroscience methods**, Elsevier, v. 134, n. 1, p. 9–21, 2004.

DILENA, R. *et al.* Consensus protocol for EEG and amplitude-integrated EEG assessment and monitoring in neonates. **Clinical Neurophysiology**, Elsevier, v. 132, n. 4, p. 886–903, 2021.

EINIZADE, A.; NASIRI, S.; MOZAFARI, M.; SARDOUIE, S.; CLIFFORD, G. Explainable automated seizure detection using attentive deep multi-view networks. **Biomedical Signal Processing and Control**, Elsevier, v. 79, p. 104076, 2023.

FAVRETTO, M.A.; COSSUL, S.; ANDREIS, F.R.; BALOTIN, A.F.; MARQUES, J.L.B. High Density Surface EMG System Based on ADS1298-front end. **IEEE Latin America Transactions**, v. 16, n. 6, p. 1616–1622, 2018.

FERNANDES, V.; MOURA, M.; MOREIRA, A.; OLIVEIRA, T. Fatores de risco para asfixia perinatal em recém-nascidos atendidos em uma maternidade pública terciária. **Revista Pediátrica**, v. 2, p. 10–15, 2020.

FLEISS, J. L. Measuring nominal scale agreement among many raters. **Psychological bulletin**, American Psychological Association, v. 76, n. 5, p. 378, 1971.

FOREMAN, S. W.; THORNGATE, L. Amplitude-integrated electroencephalography: A new approach to enhancing neurologic nursing care in the neonatal intensive care unit. **Newborn and Infant Nursing Reviews**, Elsevier, v. 11, n. 3, p. 134–140, 2011.

GOLDBERGER, A. *et al.* PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. **circulation**, Am Heart Assoc, v. 101, n. 23, e215–e220, 2000.

GOMES, M. M. K; BELLO, H. **Eletroencefalografia – Fundamentos**. Rio de Janeiro: Revinter, 2008.

GOVYADINOV, Pavel; TUROVETS, Sergei; GUNN, Amanda; TUCKER, Don; LUU, Phan. Direct current conditioning to reduce the electrical impedance of the electrode to skin contact in physiological recording and stimulation. **arXiv preprint arXiv:1711.01059**, 2017.

GUINSBURG, R. *et al.* Death or survival with major morbidity in VLBW infants born at Brazilian neonatal research network centers. **The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine**, Taylor & Francis, v. 29, n. 6, p. 1005–1009, 2016.

GUO, Y. *et al.* Epileptic seizure detection by cascading isolation forest-based anomaly screening and EasyEnsemble. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 30, p. 915–924, 2022.

HARING, G. **sqlite3—DB-API 2.0 interface for SQLite databases**. [S.l.: s.n.], 2005. Disponível em: <https://github.com/python/cpython/tree/3.8/Lib/sqlite3>. Acesso em: 5 ago. 2021.

HARRIS, C. R. *et al.* Array programming with NumPy. **Nature**, Nature Publishing Group, v. 585, n. 7825, p. 357–362, 2020.

HELLSTROM-WESTAS, L.; ROSÉN, I.; DE VRIES, L. S.; GREISEN, G. Amplitude-integrated EEG classification and interpretation in preterm and term infants. **NeoReviews**, American Academy of Pediatrics, v. 7, n. 2, e76–e87, 2006.

HELLSTRÖM-WESTAS, L.; DE VRIES, L. S.; ROSÉN, I. **Atlas of amplitude-integrated EEGs in the newborn**. [S.l.]: CRC Press, 2008.

HELLSTRÖM-WESTAS, L.; ROSEN, I.; SVENNINGSEN, N. W. Predictive value of early continuous amplitude integrated EEG recordings on outcome after severe birth asphyxia in full term infants. **Archives of Disease in Childhood-Fetal and Neonatal Edition**, BMJ Publishing Group, v. 72, n. 1, p. 34–38, 1995.

HELLSTRÖM-WESTAS, L.; ROSÉN, I. Continuous brain-function monitoring: state of the art in clinical practice. *In*: ELSEVIER. SEMINARS in Fetal and Neonatal Medicine. [S.l.: s.n.], 2006.

HORBAR, J. D.; CARPENTER, J. H.; BADGER, G. J.; KENNY, M. J.; SOLL, R. F.; MORROW, K. A; BUZAS, J. S. Mortality and neonatal morbidity among infants 501 to 1500 grams from 2000 to 2009. **Pediatrics**, American Academy of Pediatrics Elk Grove Village, IL, USA, v. 129, n. 6, p. 1019–1026, 2012.

HRACHOVY, R. A.; MIZRAHI, E. M. **Atlas of neonatal electroencephalography**. [S.l.]: Springer Publishing Company, 2015.

HUNTER, J. D. Matplotlib: A 2D graphics environment. **Computing in science & engineering**, IEEE Computer Society, v. 9, n. 03, p. 90–95, 2007.

ISLEY, M. R. Biophysical Measurements Series Electromyography / Electroencephalography. SpaceLabs Medical. **Inc. United States of America**, 1993.

KADIVAR, M.; MOGHADAM, E. M.; BADV, R. S.; SANGSARI, R.; SAEEDY, M. A comparison of conventional electroencephalography with amplitude-integrated EEG in detection of neonatal seizures. **Medical Devices (Auckland, NZ)**, Dove Press, v. 12, p. 489, 2019.

KESTER, W.; BRYANT, J.; BYRNE, M. Grounding data converters and solving the mystery of "agnd" and "dngnd". **Analog Devices Tutorial**, 2009.

KIRSCHFELD, K. The physical basis of alpha waves in the electroencephalogram and the origin of the "Berger effect". **Biological cybernetics**, Springer, v. 92, n. 3, 2005.

KLEBERMASS, K.; OLISCHAR, M.; WALDHOER, T.; FUIKO, R.; POLLAK, A.; WENINGER, M. Amplitude-integrated EEG pattern predicts further outcome in preterm infants. **Pediatric research**, Nature Publishing Group, v. 70, n. 1, p. 102–108, 2011.

KOELFEN, W.; FREUND, M.; VARNHOLT, V. Neonatal stroke involving the middle cerebral artery in term infants: clinical presentation, EEG and imaging studies, and outcome. **Developmental Medicine & Child Neurology**, Wiley Online Library, v. 37, n. 3, p. 204–212, 1995.

LAWN, J. E.; COUSENS, S.; ZUPAN, J. 4 million neonatal deaths: when? Where? Why? **The lancet**, Elsevier, v. 365, n. 9462, p. 891–900, 2005.

LEE, I.; HONG, S.; WENG, Y.; CHEN, Y. Amplitude Integrated Electroencephalography and Continuous Electroencephalography Monitoring Is Crucial in High-Risk Infants and Their Findings Correlate With Neurodevelopmental Outcomes. **Frontiers in Pediatrics**, Frontiers, p. 782, 2021.

LI, X.; ZHOU, Y.; ZHANG, L. Newborns sleep-wake cycle development on amplitude integrated electroencephalography. **World Journal of Pediatrics**, Springer, v. 12, n. 3, p. 327–334, 2016.

LOMMEN, C. M. L.; PASMÁN, J. W.; VAN KRANEN, V. H. J. M.; ANDRIESEN, P.; CLUITMANS, P.; VAN ROOIJ, L.; BAMBANG OETOMO, S. An algorithm for the automatic detection of seizures in neonatal amplitude-integrated EEG. **Acta Paediatrica**, Wiley Online Library, v. 96, n. 5, p. 674–680, 2007.

MACHADO, I.; LAVOR, M. Prevalência de asfixia perinatal em recém-nascidos de termo em maternidade de referência terciária e principais disfunções orgânicas associadas. *Revista de Medicina da UFC*, v. 58, n. 3, p. 10–14, 2017.

MAGALHÃES, L. **Eletroencefalograma de amplitude integrada em prematuros de muito baixo peso ao nascer**. 2016. Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Rio grande do Sul, Brasil.

MAGALHÃES, L. V.; WINCKLER, M.; BRAGATTI, J. A.; PROCIANOY, R. S.; SILVEIRA, R. C. The role of amplitude integrated electroencephalogram in very low-birth-weight preterm infants: a literature review. **Neuropediatrics**, Georg Thieme Verlag KG, v. 48, n. 06, p. 413–419, 2017.

MAGALHÃES, L.V.; WINCKLER, M.; BRAGATTI, J. A.; PROCIANOY, R. S.; SILVEIRA, R. C. Early amplitude-integrated electroencephalogram as a predictor of brain injury in newborns with very low birth weight: a cohort study. **Journal of Child Neurology**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 33, n. 10, p. 659–663, 2018.

MALMIVUO, Jaakko; PLONSEY, Robert *et al.* **Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields**. [S.l.]: Oxford University Press, USA, 1995.

MANNATUNGA, Kasun Sameera; ALI, Sawal Hamid Md; CRESPO, Maria Liz; CICUTTIN, Andres; SAMARAWIKRAMA, Jayathu G. High performance 128-channel acquisition system for electrophysiological signals. **IEEE Access**, IEEE, v. 8, p. 122366–122383, 2020.

MARTINEZ-CANCINO, R.; DELORME, A.; TRUONG, D.; ARTONI, F.; KREUTZ-DELGADO, K.; SIVAGNANAM, S.; YOSHIMOTO, K.; MAJUMDAR, A.; MAKEIG, S. The open EEGLAB portal interface: High-performance computing with EEGLAB. **NeuroImage**, Elsevier, v. 224, p. 116–778, 2021.

MASTINU, Enzo; HÅKANSSON, Bo; ORTIZ-CATALAN, Max. Low-cost, open source bioelectric signal acquisition system. *In*: IEEE. 2017 IEEE 14th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks. [S.l.: s.n.], 2017.

MAYNARD, D. E.; JENKINSON, J. L. The cerebral function analysing monitor Initial clinical experience, application and further development. **Anaesthesia**, Wiley Online Library, 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**, BMJ Publishing Group, v. 4, n. 5682, p. 545, 1969.

MCLACHLAN, R.; YOUNG, B. Minimal standards for digital/quantitative electroencephalography in Canada. **Canadian Journal of Neurological Sciences**, Cambridge University Press, v. 26, n. 2, p. 153–153, 1999.

MELO, T. M. de. **Aplicação da Transformada de Hilbert e Separação em Bandas Clínicas para Redução do Eletroencefalograma de Longa Duração**. 2015. Diss. (Mestrado) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil.

MOGHADAM, S. M. *et al.* Building an open source classifier for the neonatal EEG background: a systematic feature-based approach from expert scoring to clinical visualization. **Frontiers in human neuroscience**, Frontiers Media SA, v. 15, p. 675154, 2021.

NEVES, Luíz Antônio Tavares; ARAÚJO, Josana Lucas. Periventricular leukomalacia as causes of encephalopathy of prematurity. **Rev Med Minas Gerais**, v. 25, n. 1, p. 71–78, 2015.

NIEDERMEYER, E.; SILVA, F.H.L. da. **Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields**. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

PAPILE, L.; BURSTEIN, J.; BURSTEIN, R.; KOFFLER, H. Incidence and evolution of subependymal and intraventricular hemorrhage: a study of infants with birth weights less than 1,500 gm. **The Journal of pediatrics**, Elsevier, v. 92, n. 4, p. 529–534, 1978.

PRIOR, P.; MAYNARD, D. E. **Monitoring cerebral function: long-term monitoring of EEG and evoked potentials**. [S.l.]: Elsevier Science Limited, 1986.

RAKSHASBHUVANKAR, A.; PAUL, S.; NAGARAJAN, L.; GHOSH, S.; RAO, S. Amplitude-integrated EEG for detection of neonatal seizures: a systematic review. **Seizure**, Elsevier, v. 33, p. 90–98, 2015.

SANEI, S.; CHAMBERS, J. A. **EEG signal processing**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2013.

SANTOS, T. E. B. **Redução do eletroencefalograma durante monitorização contínua de paciente crítico**. 2017. Diss. (Mestrado) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil.

SARNAT, H. B.; SARNAT, M. S. Neonatal encephalopathy following fetal distress: a clinical and electroencephalographic study. **Archives of neurology**, American Medical Association, v. 33, n. 10, p. 696–705, 1976.

SCHETTLER, K. F. **The aEEG booklet - a quick overview for the practical routine**. [S.l.]: Nihon Kohden Corporation Tokyo, 2012.

SEPÚLVEDA, S.; REYES, P.; WEINSTEIN, A. Visualizing physiological signals in real-time. *In*: 14TH Python In Science Conference. [S.l.: s.n.], 2015.

SHAYESTE, H.; ASL, B. M. Automatic seizure detection based on Gray Level Co-occurrence Matrix of STFT imaged-EEG. **Biomedical Signal Processing and Control**, Elsevier, v. 79, p. 104109, 2023.

SHEN, M.; WEN, P.; SONG, B.; LI, Y. An EEG based real-time epilepsy seizure detection approach using discrete wavelet transform and machine learning methods. **Biomedical Signal Processing and Control**, Elsevier, v. 77, p. 103820, 2022.

SHOEB, A. H. **Application of machine learning to epileptic seizure onset detection and treatment**. 2009. Tese (Doutorado) – Massachusetts Institute of Technology.

SHULTZ, T. R. *et al.* Confusion matrix. **Encyclopedia of machine learning**, Springer US, v. 61, n. 8, p. 209–209, 2011.

SOHN, J. A.; KIM, H.; LEE, E. H.; LEE, J.; LEE, J. A.; CHOI, C. W.; KIM, E.; KIM, B. I.; CHOI, J. Developmental change of amplitude-integrated electroencephalographic

activity in preterm infants with intraventricular hemorrhage. **Early Human Development**, Elsevier, v. 89, n. 12, p. 961–966, 2013.

SÖRNMO, L.; LAGUNA, P. **Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications**. [S.l.]: Academic press, 2005.

SPITZMILLER, R. E.; PHILLIPS, T.; MEINZEN-DERR, J.; HOATH, S. B. Amplitude-integrated EEG is useful in predicting neurodevelopmental outcome in full-term infants with hypoxic-ischemic encephalopathy: a meta-analysis. **Journal of child neurology**, Sage Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 22, n. 9, p. 1069–1078, 2007.

STEVENSON, N. J.; TAPANI, K.; LAURONEN, L.; VANHATALO, S. A dataset of neonatal EEG recordings with seizure annotations. **Scientific data**, Nature Publishing Group, v. 6, n. 1, p. 1–8, 2019.

TADIELO, B. Z.; NEVES, E. T.; ARRÚÉ, A. M.; SILVEIRA, A. da; RIBEIRO, A. C.; TRONCO, C. S.; NEVES, A. T.; WEIS, P. Morbidade e mortalidade de recém-nascidos em tratamento intensivo neonatal no sul do Brasil. **Rev. Soc. Bras. Enferm. Ped**, Rev. Soc. Bras. Enferm. Ped, v. 13, n. 1, p. 7–12, 2013.

TAKAZONO, P. S.; GOLIN, M. O. Asfixia perinatal: repercussões neurológicas e detecção precoce. **Revista Neurociências**, v. 21, n. 1, p. 108–117, 2013.

TAPANI, K. T.; NEVALAINEN, P.; VANHATALO, S.; STEVENSON, N. J. Validating an SVM-based neonatal seizure detection algorithm for generalizability, non-inferiority and clinical efficacy. **Computers in Biology and Medicine**, Elsevier, v. 145, p. 105399, 2022.

TER HORST, H. J.; SOMMER, C.; BERGMAN, K. A; FOCK, J. M; VAN WEERDEN, T. W.; BOS, A. F. Prognostic significance of amplitude-integrated EEG during the first 72 hours after birth in severely asphyxiated neonates. **Pediatric research**, Nature Publishing Group, v. 55, n. 6, p. 1026–1033, 2004.

TERRA, T. G. **Software de gerenciamento, análise e detecção precoce da disfunção autonômica em indivíduos com diabetes Mellitus**. 2020. Diss. (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina, Brasil.



- THORESEN, M.; HELLSTRÖM-WESTAS, L.; LIU, X.; VRIES, L. S. de. Effect of hypothermia on amplitude-integrated electroencephalogram in infants with asphyxia. **Pediatrics**, American Academy of Pediatrics Elk Grove Village, IL, USA, v. 126, n. 1, p. 131–139, 2010.
- TOET, M. C.; LEMMERS, P. Brain monitoring in neonates. **Early human development**, Elsevier, v. 85, n. 2, p. 77–84, 2009.
- TORESANO, L.; WIJAYA, S.; PRAWITO; SUDARMAJI, A.; SYAKURA, A.; BADRI, C. Data acquisition instrument for EEG based on embedded system. *In*: AIP PUBLISHING LLC. AIP Conference Proceedings. [S.l.: s.n.], 2017.
- TOSO, P.; GONZÁLEZ, A.; PÉREZ, M. E; KATTAN, J.; FABRES, J.; TAPIA, J.; GONZÁLEZ, H. S. Clinical utility of early amplitude integrated EEG in monitoring term newborns at risk of neurological injury. **Jornal de pediatria**, SciELO Brasil, v. 90, p. 143–148, 2014.
- TOSO, P. A.; GONZÁLEZ, A. J.; PÉREZ, M. E.; KATTAN, J.; FABRES, J. G.; TAPIA, J. L.; GONZÁLEZ, H. Clinical utility of early amplitude integrated EEG in monitoring term newborns at risk of neurological injury. **Jornal de pediatria**, SciELO Brasil, v. 90, p. 143–148, 2014.
- UKTVERIS, T.; JUSAS, V. Development of a modular board for EEG signal acquisition. **Sensors**, MDPI, v. 18, n. 7, p. 2140, 2018.
- VAN DER WALT, S.; COLBERT, S. C.; VAROQUAUX, G. The NumPy array: a structure for efficient numerical computation. **Computing in science & engineering**, IEEE, v. 13, n. 2, p. 22–30, 2011.
- VARIANE, G. F. T. *et al.* Early amplitude-integrated electroencephalography for monitoring neonates at high risk for brain injury. **Jornal de Pediatria**, SciELO Brasil, v. 93, p. 460–466, 2017.
- VESOULIS, Z. A; GAMBLE, P. G.; JAIN, S.; NATHALIE, M.; LIAO, S. M.; MATHUR, A. M. WU-NEAT: A clinically validated, open-source MATLAB toolbox for limited-channel neonatal EEG analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, Elsevier, v. 196, p. 105716, 2020.

VIRTANEN, P. *et al.* SciPy 1.0: fundamental algorithms for scientific computing in Python. **Nature methods**, Nature Publishing Group, v. 17, n. 3, p. 261–272, 2020.

VOLPE, J. J. Brain injury in premature infants: a complex amalgam of destructive and developmental disturbances. **The Lancet Neurology**, Elsevier, v. 8, n. 1, p. 110–124, 2009.

WANG, J.; JU, R.; CHEN, Y.; LIU, G.; YI, Z. Automated diagnosis of neonatal encephalopathy on aEEG using deep neural networks. **Neurocomputing**, Elsevier, v. 398, p. 95–107, 2020.

WANG, Y.; CHEN, W.; HUANG, K.; GU, Q. Classification of neonatal amplitude-integrated EEG using random forest model with combined feature. *In*: IEEE. 2013 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine. [S.l.: s.n.], 2013. P. 285–290.

WEBSTER, J. G. **Medical instrumentation: application and design**. [S.l.]: Wiley, 1998.

WIKSTRÖM, S.; PUPP, I. H.; ROSÉN, I.; NORMAN, E.; FELLMAN, V.; LEY, D.; HELLSTRÖM-WESTAS, L. Early single-channel aEEG/EEG predicts outcome in very preterm infants. **Acta paediatrica**, Wiley Online Library, v. 101, n. 7, p. 719–726, 2012.

WU, D.; WANG, Z.; JIANG, L.; DONG, F.; WU, X.; WANG, S.; DING, Y. Automatic epileptic seizures joint detection algorithm based on improved multi-domain feature of cEEG and spike feature of aEEG. **IEEE Access**, IEEE, v. 7, p. 41551–41564, 2019.

XIONG, Y.; LI, J.; WU, D.; DONG, F.; LIU, J.; JIANG, L.; CAO, J.; XU, Y. Seizure detection algorithm based on fusion of spatio-temporal network constructed with dispersion index. **Biomedical Signal Processing and Control**, Elsevier, v. 79, p. 104155, 2023.

YAN, R.; JULIUS, A. Interpretable seizure detection with signal temporal logic neural network. **Biomedical Signal Processing and Control**, Elsevier, v. 78, p. 103998, 2022.

YANG, T.; CHEN, W.; CAO, G. Automated classification of neonatal amplitude-integrated EEG based on gradient boosting method. **Biomedical Signal Processing and Control**, Elsevier, v. 28, p. 50–57, 2016.

- YOU, W.; TANG, Q.; WU, X.; FENG, J.; MAO, Q.; GAO, G.; JIANG, J. Amplitude-integrated electroencephalography predicts outcome in patients with coma after acute brain injury. **Neuroscience Bulletin**, Springer, v. 34, n. 4, p. 639–646, 2018.
- ZANETTI, R.; ASSUNÇÃO, M.; CORRÊA, M.; TIERRA-CRIOLLO, C.; MELGES, D.B. Sistema de Aquisição De Sinais Biomédicos Baseado No Front-end ADS1299. *In*: PROCEEDINGS of the XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering. [S.l.: s.n.], 2014.
- ZHANG, D.; DING, H. Calculation of compact amplitude-integrated EEG tracing and upper and lower margins using raw EEG data. Scientific Research Publishing, 2013.
- ZHANG, D.; LIU, Y.; HOU, X.; ZHOU, C.; LUO, Y.; YE, D.; DING, H. Reference values for amplitude-integrated EEGs in infants from preterm to 3.5 months of age. **Pediatrics**, American Academy of Pediatrics, v. 127, n. 5, p. 1280–1287, 2011.

## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

#### **DECLARAÇÃO DE PESQUISA DURANTE A PANDEMIA DO SARS-CoV-2**

**Os pesquisadores declaram que este projeto segue todas as orientações contidas na carta circulante “Orientações para Condução de Pesquisas e Atividade Dos CEP Durante a Pandemia Provocada pelo Coronavírus SARS-CoV-2 (Covid-19)”, de 09 de maio de 2020, da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) e demais diretrizes adotadas pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) visando a segurança dos voluntários e dos próprios pesquisadores.**

Você e seu filho ou filha estão sendo convidados(as) a participar como voluntários(as) da pesquisa “Avaliação de Metodologias Aplicadas ao Monitoramento, Triagem e Diagnóstico de Recém-Nascidos Acometidos com Patologias Neurológicas”, que tem como objetivo avaliar se é possível melhorar a técnica baseada no registro da atividade cerebral (eletroencefalografia) para permitir que os médicos possam identificar eventos anormais na atividade elétrica do cérebro dos pacientes, ou seja, para identificar alterações e realizar o diagnóstico mais preciso e rápido. Esta pesquisa está associada ao projeto de Dissertação de Mestrado de Samuel dos Santos Cardoso, aluno do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, subárea Engenharia Biomédica, da Universidade Federal de Santa Catarina, sob a orientação do Prof. Dr. Jefferson Luiz Brum Marques, contando com o suporte clínico da médica pediatra neonatologista Dra. Greice Suellen Batista (CRM nº 17778-SC), da médica pediatra neonatologista Dra. Claudia Ariene de Moraes (CRM nº 16423-SC) e do médico neurologista pediátrico Dr. Eugenio Grillo (CRM nº 4621-SC), sendo que estes últimos profissionais atuam no Hospital Universitário Professor Polydoro Ernani de São Thiago - HU/UFSC/EBSERH, local onde será feito o estudo e a coleta de dados.

Este termo de consentimento contém informações sobre o estudo proposto. Leia atentamente e peça explicações a alguém da equipe do projeto se tiver alguma dúvida. Antes de decidir se deseja que seu filho ou sua filha participe de livre e espontânea vontade, o(a) senhor(a) deverá ler e compreender todo o conteúdo.

No mundo, estima-se que as principais causas ligadas a problemas de saúde e a mortalidade em recém-nascidos sejam devido a infecções, prematuridade e asfixia. No Brasil, alguns hospitais apontam a asfixia ocorrida pouco antes ou pouco depois do nascimento do

bebê, como uma das principais causas de morte precoce entre os recém-nascidos. A asfixia ocorre principalmente em decorrência da falta de oxigenação no cérebro e nos órgãos do bebê, durante o período intraparto, que por sua vez gera várias alterações no organismo do bebê comprometendo principalmente seu sistema neurológico. Além disso, doenças relacionadas à prematuridade e ao baixo peso dos recém-nascidos também é uma importante causa de mortalidade entre esse público. Neste contexto, a visualização e o monitoramento da atividade elétrica do cérebro são de fundamental importância para que os médicos consigam avaliar quais dos pacientes necessitam realizar exames mais completos, para que posteriormente possa ser definido o melhor tratamento a ser realizado. Entre as metodologias atualmente utilizadas para visualizar e monitorar a atividade elétrica do cérebro está a eletroencefalografia em amplitude integrada. Embora essa técnica apresente bons resultados para os médicos avaliarem quais pacientes podem possuir ou desenvolver algum problema neurológico, alguns destes problemas não aparecem no monitor da máquina de eletroencefalografia.

Diante do que foi relatado, o objetivo deste trabalho é estudar e aprimorar metodologias usadas para fazer o monitoramento, avaliação e diagnóstico do estado de saúde neurológico de recém-nascidos. A finalidade da pesquisa é melhorar e refinar os métodos existentes. Para isto, objetivamos (1) verificar se é possível avaliar a atividade elétrica do cérebro em mais locais além das regiões que normalmente são analisadas; e (2) verificar se a região compreendida no centro da cabeça é o local onde aparecem mais eventos anormais na atividade elétrica do cérebro e se a avaliação da atividade sobre essa região pode melhorar o desempenho do método e conseqüentemente as avaliações feitas sobre a saúde neurológica dos recém-nascidos.

### **PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO**

Esclarecemos que a participação de você e de seu filho ou de sua filha nesta pesquisa é voluntária e, portanto, o(a) senhor(a) não é obrigado(a) a colaborar com as atividades e nem permitir que seu o(a) seu filho(a) colabore com as mesmas. Todos os procedimentos serão realizados por pessoas capacitadas e treinadas para tais finalidades e o(a) senhor(a) estará sempre acompanhado(a) por pelo menos um pesquisador para orientá-lo(a) no caso de dúvida ou alguma outra eventualidade. Informações e detalhes sobre cada uma das etapas seguem descritos nos subtópicos abaixo.

1. Procedimento Experimental 1 - Avaliação de crises eletrográficas pela eletroencefalografia

em amplitude integrada

Este procedimento permitirá que os médicos visualizem e monitorem um conjunto de parâmetros elétricos originados pela atividade elétrica do cérebro, que serão disponibilizados através do exame de eletroencefalografia. O exame de eletroencefalografia consiste em colocar um conjunto de eletrodos (metais circulares ligados a um cabo condutor que vai ligado na máquina de eletroencefalografia) com um gel condutor sobre a superfície do couro cabeludo da criança. Além disso, caso o responsável clínico julgue necessário, também será realizado um exame de eletrocardiografia, o qual serve para que os médicos monitorem a atividade elétrica do coração de modo semelhante ao exame de eletroencefalografia, entretanto, neste caso os eletrodos são colocados sobre o peito e a barriga do(a) recém-nascido(a). A eletrocardiografia será realizada apenas quando os médicos julgarem necessário para avaliarem a frequência cardíaca do(a) voluntário(a).

Inicialmente, o voluntário será submetido(a) aos seguintes procedimentos para posterior aplicação dos eletrodos do exame de eletroencefalografia: primeiro o excesso de cera e óleo do couro cabeludo serão removidos cuidadosamente com a passagem de uma gaze umedecida com álcool diluído (70%) nos locais onde os eletrodos serão posicionados. Em seguida será aplicado, cuidadosamente, gel abrasivo (utilizado para retirar impurezas da pele e facilitar a condutividade) nos locais onde os eletrodos serão posicionados. A abrasão (ato de esfregar o local) não será realizada, o gel será apenas espalhado sobre a região para limpá-la, sendo retirado o excesso com uma gaze. Posteriormente, os eletrodos serão aplicados sobre o couro cabeludo, usando uma pasta de fixação condutiva de fácil remoção com água. Eventualmente podem ser usadas faixas de fixação dos eletrodos que serão colocadas, delicadamente, ao redor da região dos eletrodos para fixá-los sobre a cabeça. Após os eletrodos de eletroencefalografia serem aplicados, os mesmos procedimentos de limpeza da pele feitos ao couro cabeludo serão feitos no tórax (peito) e na barriga. Por fim, os eletrodos adesivos para eletrocardiografia serão aplicados. Durante a sessão a equipe técnica verificará regularmente se há irritação na pele, a fim de evitar que ocorram lesões. Ao final da sessão de gravação os eletrodos serão retirados cuidadosamente e o excesso de gel presente no couro cabeludo e demais regiões será limpo com um pano umedecido. A duração do procedimento pode levar em torno de 4 horas, portanto estão previstas pausas para alimentação, as quais podem ser realizadas a qualquer momento sem nenhum problema. No caso de intercorrências, outras pausas serão feitas. Além disso, durante os procedimentos, você e seu filho ou filha estarão amparados(as) pela equipe do Serviço de Neonatologia do Hospital Universitário

Professor Polydoro Ernani de São Thiago - HU/UFSC/EBSERH e pelos pesquisadores assistentes responsáveis clínicos que lhe prestarão toda a assistência necessária, assim como também, poderão sanar quaisquer dúvidas sobre os procedimentos. Esses procedimentos serão realizados no próprio Hospital Universitário Professor Polydoro Ernani de São Thiago - HU/UFSC/EBSERH.

## 2. Identificação de agentes alteradores da atividade eletroencefalográfica no eletroencefalograma em amplitude integrada

Para avaliar quais possíveis causas podem vir a alterar os traçados da atividade elétrica do cérebro, os quais são visualizados no exame de eletroencefalografia, será necessário ter acesso a algumas informações clínicas relevantes como saber se o voluntário sofreu com asfixia. Para isso, o responsável clínico pelas coletas irá copiar algumas informações básicas do prontuário do voluntário para um Formulário de Informações Clínicas. Os dados copiados serão dados relativos ao nascimento, complicações e remédios que foram utilizados. Esses dados serão transcritos para avaliações posteriores realizadas pelos neurologistas, a fim de auxiliá-los a associarem os traçados vistos no exame a certas complicações e procedimentos.

### **BENEFÍCIOS**

Este projeto visa promover benefícios coletivos à sociedade, em especial aos recém-nascidos acometidos com patologias neurológicas. É importante destacar que não haverá benefício pessoal proveniente desse estudo e que não será possível obter resultados individuais dos procedimentos experimentais realizados. No entanto, na eventualidade de identificação de resultados anormais, o(a) senhor(a) será notificado(a) e serão executados todos os procedimentos cabíveis previstos nos protocolos de Serviço do Hospital Universitário Professor Polydoro Ernani de São Thiago - HU/UFSC/EBSERH.. Ao final da pesquisa, o(a) senhor(a) será informado(a) sobre o desfecho do estudo, incluindo publicações e defesas de dissertações.

### **RISCOS**

Durante todas as atividades, você, seu filho ou sua filha serão acompanhados por um dos responsáveis clínicos que lhe instruirá constantemente e prestará toda a assistência

necessária. De acordo com os riscos descritos abaixo, a participação do(a) voluntário(a) nesta pesquisa é considerada de baixo risco. Contudo, caso ocorra alguma intercorrência, o(a) voluntário(a) será atendido(a) imediatamente pelo profissional médico em conjunto com a equipe médica da unidade de neonatologia e serão executados todos os procedimentos cabíveis previstos nos protocolos do Serviço de Neonatologia do Hospital Universitário Professor Polydoro Ernani de São Thiago - HU/UFSC/EBSERH.

**Imateriais** – Existe o risco do(a) senhor(a) frustrar-se por seu filho ou sua filha não poder participar de alguma das atividades e ter que ser desligado(a) da pesquisa. Existe também a remota possibilidade de quebra de sigilo do participante da pesquisa, mesmo que involuntário e não intencional. Para minimizar este risco, os pesquisadores adotarão todas as medidas de segurança possíveis, identificando os participantes apenas através de códigos, mantendo a relação código-participante em local sigiloso, separado dos dados coletados nos procedimentos experimentais, e não publicando nenhuma informação que possa identificar o participante da pesquisa.

**Elétrico** – Todos os dispositivos utilizados nos procedimentos experimentais seguem os padrões de segurança de equipamentos eletromédicos. Além de existir isolação entre as fontes de energia e o voluntário, os equipamentos serão alimentados apenas com bateria, a qual eventualmente pode ser alimentada por um carregador portátil de baixa tensão contínua (5V). Desta forma o risco de choque elétrico é muito baixo.

**Procedimento Experimental 1** – Esse teste envolve o monitoramento da atividade elétrica do cérebro do(a) recém-nascido(a) e ocasionalmente da atividade elétrica do coração do(a) mesmo(a), podendo causar desconforto ao(à) participante devido ao posicionamento dos eletrodos sobre sua cabeça e seu peito, entretanto esse teste apresenta baixo risco. Para minimizá-lo, o responsável clínico verificará constantemente se o(a) recém-nascido(a) apresenta sinais de irritação e incomodo, fazendo pausas durante o procedimento, inclusive para amamentação.

Além disso, o protocolo operacional do presente estudo envolve o uso de gel condutor (parecido com o utilizado no exame de ultrassonografia realizado no pré-natal) aplicado sobre a pele do(a) recém-nascido(a), além de envolver o uso de faixas para fixação dos eletrodos sobre o couro cabeludo, que podem ocasionar irritação e alergia na pele. No caso de, também ser realizado o monitoramento da atividade elétrica do coração por meio do exame de eletrocardiografia, serão utilizados eletrodos descartáveis (adesivos), os quais poderão ocasionar irritação, alergia ou alguma pequena lesão na pele. Para minimizar estes



riscos, o responsável clínico pelo procedimento utilizará eletrodos descartáveis específicos para uso em bebês e verificará regularmente se há irritação na pele do bebê. Além disso, no caso do exame de eletroencefalografia, os eletrodos reutilizáveis serão esterilizados antes de serem aplicados sobre o couro cabeludo, para evitar possíveis contaminações. Após o término do exame estes eletrodos serão esterilizados novamente antes de serem guardados.

Procedimento de identificação de agentes alteradores da atividade eletroencefalográfica no eletroencefalograma em amplitude integrada - Como as informações do prontuário médico dos pacientes do Hospital Universitário Professor Polydoro Ernani de São Thiago - HU/UFSC/EBSERH serão transcritas e armazenadas, o risco associado é a remota possibilidade de quebra de sigilo do participante da pesquisa, mesmo que involuntária e não intencional. Para minimizar este risco, os pesquisadores adotarão todas as medidas de segurança possíveis, identificando os voluntários apenas através de códigos, mantendo a relação código-voluntário em local sigiloso, separado dos dados coletados nos procedimentos experimentais, e não publicando nenhuma informação que possa identificar o voluntário da pesquisa.

#### **SIGILO E PRIVACIDADE**

Somente os pesquisadores terão acesso aos dados da pesquisa e tomarão todas as providências necessárias para manter o sigilo. No entanto, sempre existe a remota possibilidade da quebra de sigilo, mesmo que involuntário e não intencional, cujas consequências serão tratadas nos termos da lei. Os resultados deste trabalho poderão ser apresentados em encontros ou revistas científicas, nas quais apenas os resultados obtidos serão mostrados, sem revelar a instituição ou qualquer informação sobre a identidade do voluntário. Se algum dado referente ao voluntário for apresentado, o mesmo será identificado por um código.

#### **RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO**

A legislação brasileira não permite que você tenha qualquer compensação financeira pela sua participação na pesquisa, entretanto, você também não terá nenhuma despesa. Caso alguma despesa extraordinária associada à pesquisa venha a ocorrer, ou algum prejuízo material ou imaterial, você será ressarcido nos termos da lei, podendo solicitar indenização, de acordo com a legislação vigente e amplamente consubstanciada.

**AUTONOMIA**

Antes de assinar o termo, tire todas as dúvidas sobre o estudo. Sua participação e do(a) recém-nascido(a) é inteiramente voluntária, dessa forma, caso decida não participar do estudo, ou desistir a qualquer momento, não sofrerá nenhum prejuízo ou penalidade e não precisará apresentar qualquer tipo de justificativa. A desistência deve ser informada a um dos pesquisadores para que possa ser retirado o seu consentimento.

**CONTATO**

Os pesquisadores estão disponíveis para responder qualquer questionamento antes, durante e após o estudo. Em caso de dúvida entre em contato com os pesquisadores: Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, pelo telefone (48) 3304-9892 ou pelo e-mail [jmarques@ieb.ufsc.br](mailto:jmarques@ieb.ufsc.br), Samuel dos Santos Cardoso, pelo telefone (48) 98840-4234 ou pelo e-mail [samuel.sc@posgrad.ufsc.br](mailto:samuel.sc@posgrad.ufsc.br), Dra. Greice Suellen Batista pelo e-mail [greice.batista@ufsc.br](mailto:greice.batista@ufsc.br), Dra. Claudia Ariene de Moraes pelo e-mail [cacauariene@gmail.com](mailto:cacauariene@gmail.com) e o Dr. Eugenio Grillo pelo e-mail [eugenigrillo@gmail.com](mailto:eugenigrillo@gmail.com). O local profissional dos pesquisadores é o Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC) localizado na Rua Desembargador Vitor Lima S/N, Trindade, Florianópolis. Horário de funcionamento: 2ª a 6ª feira – 8:00 às 12:00 e das 13:30 às 17:30min. Telefone para contato: (48) 3721-8686.

Dúvidas sobre a pesquisa envolvendo princípios éticos poderão ser questionadas ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (CEPSH-UFSC), com atendimento no prédio Reitoria II, 4º andar, sala 401, localizado na Rua Desembargador Vitor Lima, nº 222, Trindade, Florianópolis. Telefone para contato: (48) 3721-6094 e e-mail: [cep.propesq@contato.ufsc.br](mailto:cep.propesq@contato.ufsc.br). Horário de funcionamento: 2ª a 6ª feira – 10:00h às 12:00h e das 16:00 às 18:00. Reclamações e/ou insatisfações relacionadas à participação na pesquisa também poderão ser comunicadas por escrito à Secretaria do CEPSH-UFSC.

**DECLARAÇÃO**

Este documento foi elaborado em duas vias, datadas e com páginas enumeradas, sendo que uma das vias será destinada ao(a) senhor(a) e outra ao pesquisador responsável. As duas vias devem ser assinadas e possuir todas as páginas rubricadas tanto pelo(a) senhor(a) como pelo pesquisador responsável. Guarde cuidadosamente a sua via, pois

é um documento que traz informações importantes de contato e garante os seus direitos, bem como o do(a) recém-nascido(a) como voluntário(a)s da pesquisa. O pesquisador responsável compromete-se a conduzir a pesquisa de acordo com o que preconiza a Resolução nº 466/12 e a Resolução nº 510/16, que trata dos preceitos éticos e da proteção aos voluntários da pesquisa.

Pesquisador responsável: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

**Eu, \_\_\_\_\_ DECLARO que li este documento (ou tive este documento lido para mim por uma pessoa de confiança) e obtive dos pesquisadores todas as informações que julguei necessárias para me sentir esclarecido e optar por livre e espontânea vontade, participar da pesquisa “Avaliação de Metodologias aplicadas ao Monitoramento, Triagem e Diagnóstico de Recém-nascidos Acometidos com Patologias Neurológicas”.**

\_\_\_\_\_, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

Assinatura do participante de pesquisa/responsável legal: \_\_\_\_\_

Pesquisador assistente: \_\_\_\_\_

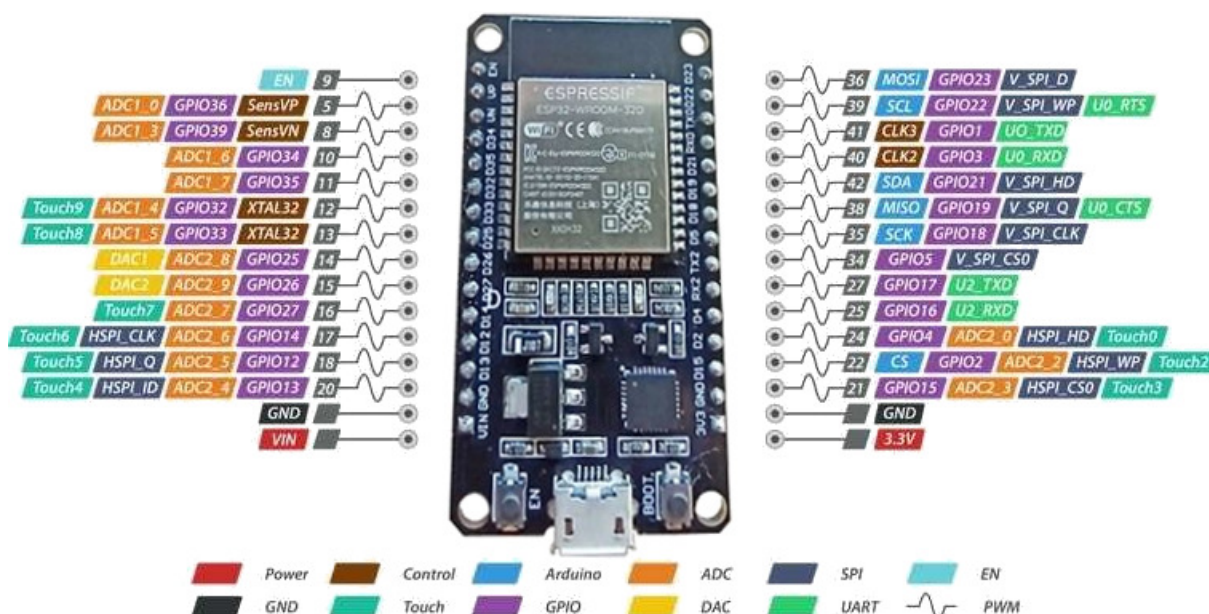
Assinatura: \_\_\_\_\_

Pesquisador assistente: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

## ANEXO A – PINAGEM E CARACTERÍSTICAS DOS COMPONENTES UTILIZADOS NO MAQ-GD E MREG-GC

Figura 103 – Pinagem da plataforma de desenvolvimento ESP32-DEV KIT V1.



Fonte – Adaptado de *Doit* (2021).

Tabela 15 – Características consideradas para a escolha da plataforma

Características	Descrições
Fabricante	Espressif Systems
Série	ESP32
Núcleo	Xtensa® dual-/single core 32-bit LX6
N° de Núcleos	2
Frequência de Operações	240 MHz
Memória Flash	4 MB
Memória RAM (SRAM)	520 KB
Memória ROM	448 KB
Pinos Digitais	25
DMA	Dedicado para UART, SPI e Wi-fi
ADC	18 canais, resolução 12 bits
UART	3
I2C	2
SPI	4

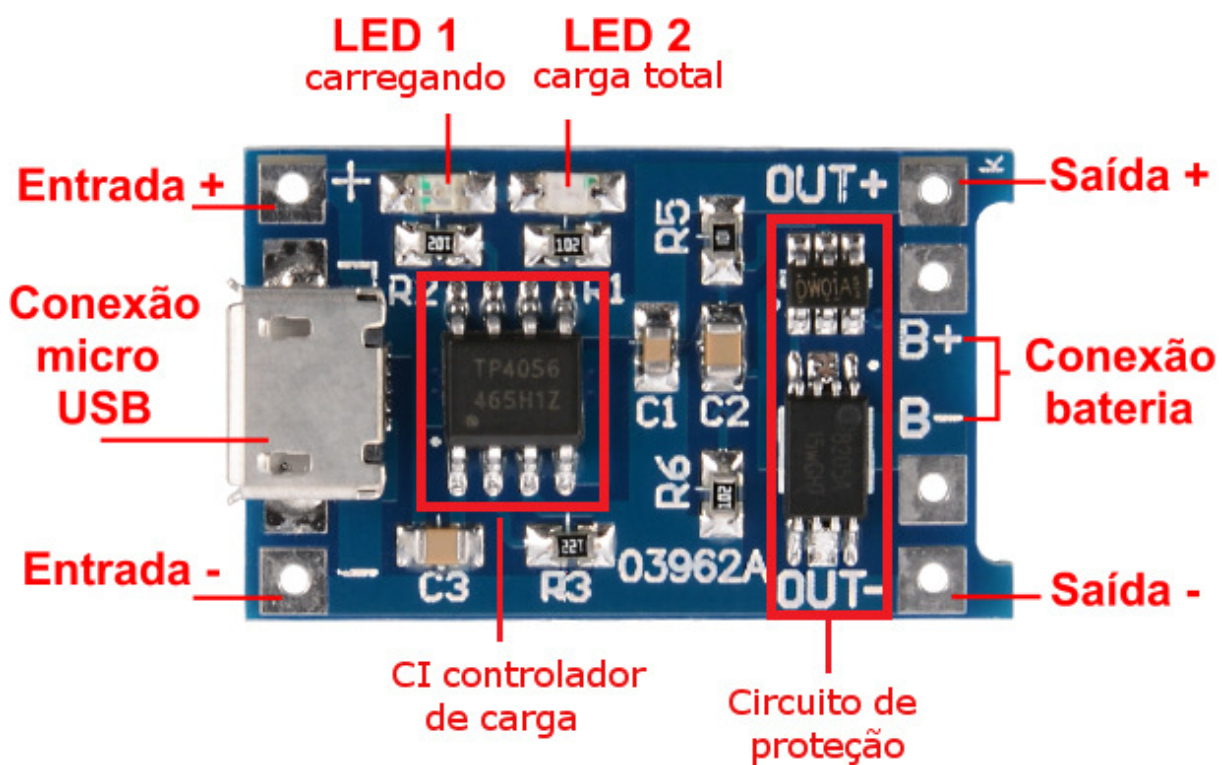
continua na próxima página

Tabela 15: Características consideradas para a escolha da plataforma

Protocolo Wi-fi	802.11 b/g/n, 2.4 GHz
Tensão de Alimentação	5V ou 3,3V
Tensão de operação	3,3V
Consumo médio	80mA
Dimensões	5,2 x 2,8 cm
Preço (US\$)	1,10 a 10

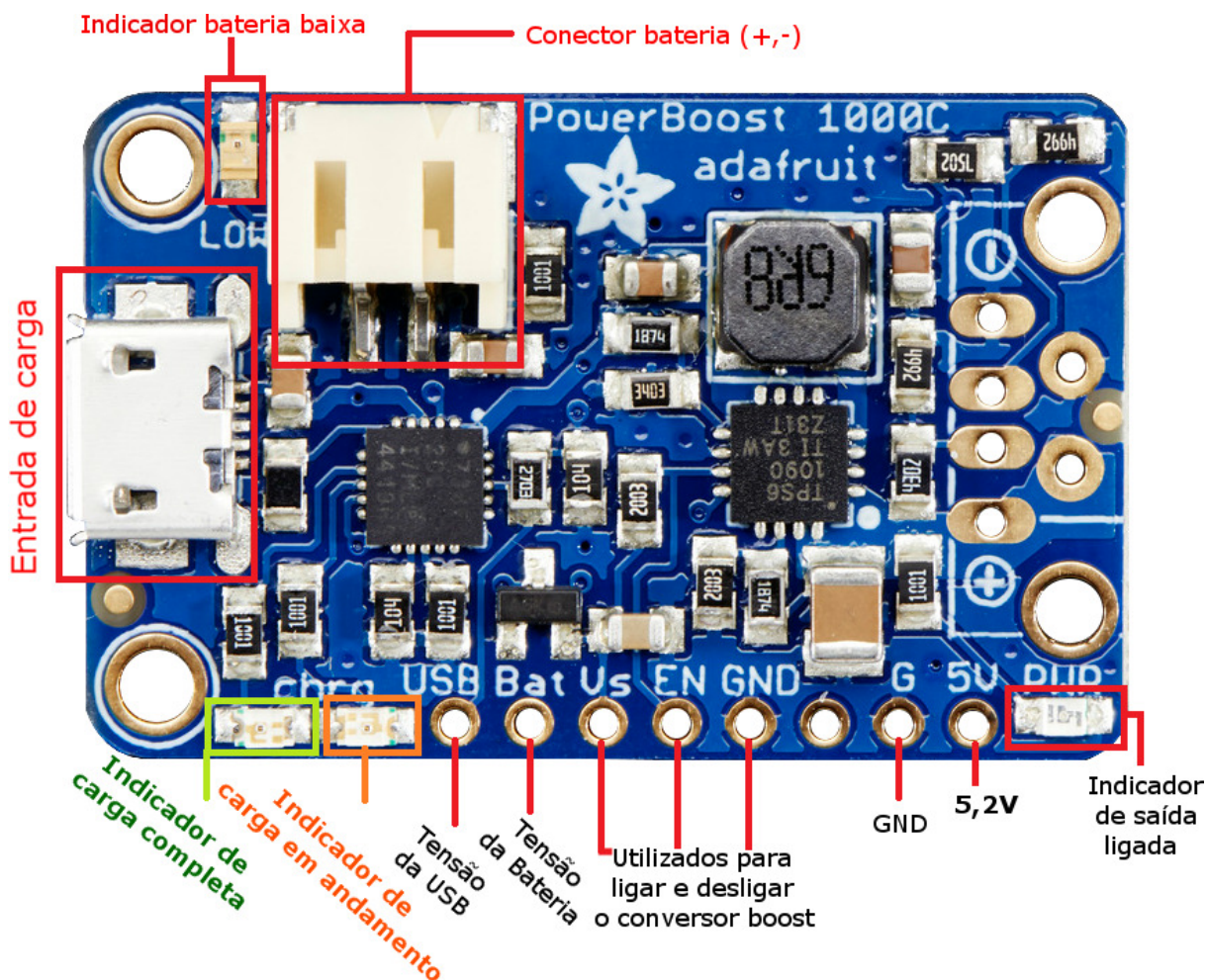
Fonte – *Espressif Systems*, (2021) e *Doit*, (2021).

Figura 104 – Pinagem e LEDs indicadores do submódulo TP4056.



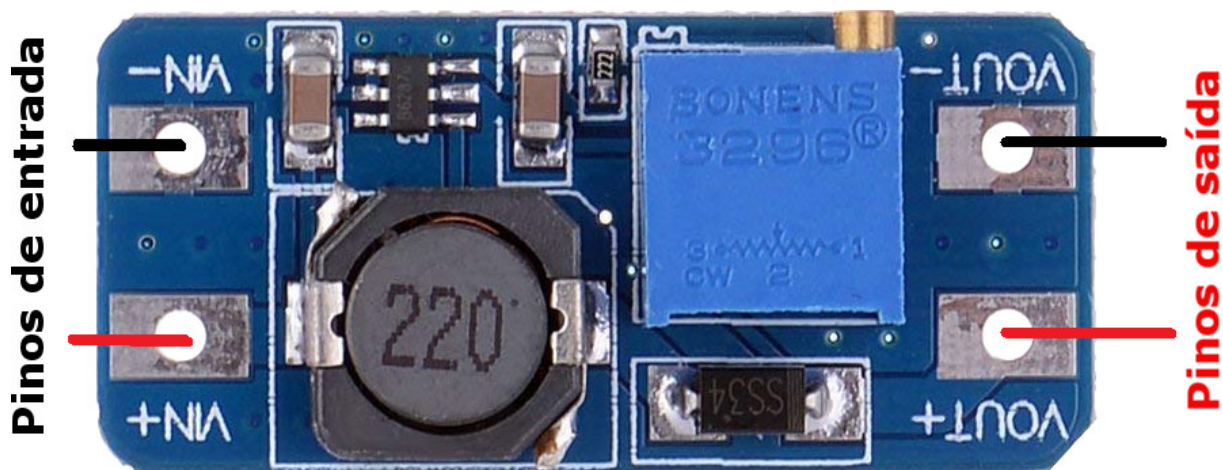
Fonte – Adaptado de *TPOWER* (2021).

Figura 105 – Pinagem e LEDs indicadores do submódulo Powerboost 1000C.



Fonte – Adaptado de *Adafruit* (2021).

Figura 106 – Pinagem do módulo conversor boost MT3608.



Fonte – Adaptado de *AEROSEMI* (2021).