



Universidade Federal do Maranhão  
Centro de Ciências Exatas e Tecnologias – CCET  
Departamento de Informática  
Curso de Graduação em Ciência da Computação

MARCOS UIRÁ DE OLIVEIRA CORRÊA MOCHEL

**Aquisição de sinal digital a partir de dispositivo  
eletroencefalógrafo**

São Luis - MA  
2019

MARCOS UIRÁ DE OLIVEIRA CORRÊA MOCHEL

**Aquisição de sinal digital a partir de dispositivo  
eletroencefalógrafo**

Monografia apresentada ao Curso de Ciência da  
Computação da Universidade Federal do  
Maranhão, como parte dos requisitos  
necessários para obtenção do grau de Bacharel  
em Ciência da Computação.

Orientador: Prof. Dr. Luciano Reis Coutinho  
Coorientador: Prof. Dr. Paulo Rogério de Almeida Ribeiro

São Luis - MA  
2019

Ficha gerada por meio do SIGAA/Biblioteca com dados fornecidos pelo(a) autor(a).  
Núcleo Integrado de Bibliotecas/UFMA

Oliveira Corrêa Mochel, Marcos Uirá de.

Aquisição de sinal digital a partir de dispositivo eletroencefalógrafo / Marcos Uirá de Oliveira Corrêa Mochel. - 2019.

58 f.

Coorientador(a): Paulo Rogério de Almeida Ribeiro.

Orientador(a): Luciano Reis Coutinho.

Monografia (Graduação) - Curso de Ciência da Computação, Universidade Federal do Maranhão, São Luis, 2019.

1. Eletroencefalografia. 2. Fourier. 3. Interface cérebro-computador. 4. Processamento digital de sinais. 5. Wavelet. I. Almeida Ribeiro, Paulo Rogério de. II. Reis Coutinho, Luciano. III. Título.

MARCOS UIRÁ DE OLIVEIRA CORRÊA MOCHEL

**Aquisição de sinal digital a partir de dispositivo  
eletroencefalógrafo**

Monografia apresentada ao Curso de Ciência da  
Computação da Universidade Federal do  
Maranhão, como parte dos requisitos  
necessários para obtenção do grau de Bacharel  
em Ciência da Computação.

Orientador: Prof. Dr. Luciano Reis Coutinho  
Coorientador: Prof. Dr. Paulo Rogério de Almeida Ribeiro

Aprovada em 18/07/2019

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Luciano Reis Coutinho  
Orientador

---

Prof. Dr. Paulo Rogério de Almeida Ribeiro  
Coorientador

---

Prof. Dr. Luis Claudio de Oliveira Silva

---

Prof. Dr. Geraldo Braz Junior

São Luis - MA  
2019

## **AGRADECIMENTOS**

Deixo aqui meus agradecimentos à família, em especial aos meus pais, que ao longo dessa jornada sempre me incentivaram a não desistir, a seguir em frente independentemente dos obstáculos, e conseguir realizar esse feito.

Agradeço também aos colegas de trabalho, que sempre me motivaram, servindo de exemplo e inspiração nessa caminhada: Ramon, Leandro, Nilson, Rafael, Fabrício, Renata, Maria. Devo agradecimentos especiais ao Jackson Vieira, que participou efetivamente da execução deste trabalho; ao Demóstenes Santos, que solicitamente tornou viável a execução do experimento neste trabalho, bem como ao Moreira, que pacientemente compartilhou um pouco da sua experiência na realização de exames de EEG; ao Leonardo Nakahara, que, junto com Anilton Maia, ajudou a viabilizar o percurso da graduação; e aos demais que a cada palavra de incentivo me davam a motivação necessária para continuar escrevendo.

Ainda, agradeço aos amigos que tiveram a paciência para me escutar nos momentos difíceis enfrentados ao longo dessa jornada e entenderam a minha ausência nesse período de maior dedicação às atividades acadêmicas.

Em tempo, agradeço aos professores que me guiaram nesse caminho difícil, tendo paciência e discernimento, mostrando um pouco do que é possível se atingir com o conhecimento. Em especial aos professores Paulo Ribeiro e Luciano Coutinho, que me orientaram nesse trabalho, demonstrando paciência, atenção e disponibilidade incomuns.

A vocês, o meu muito obrigado.

*“Nossa maior glória não está em nunca ter fracassado, mas em levantar cada vez que fracassamos.”*

Ralph Waldo Emerson

## RESUMO

Com o avanço das tecnologias, observa-se um aumento da quantidade de dispositivos com os quais o ser humano deve interagir. Para vencer os obstáculos motores atualmente presentes nessa interação, pode ser utilizada a interface cérebro-computador, que provê um meio de comunicação direto entre o cérebro do usuário e o sistema, possibilitando o uso de dispositivos sem a necessidade de interação por movimento de partes do corpo. Dentre os vários métodos existentes para possibilitar essa comunicação, o mais amplamente estudado se baseia do uso de sinais de eletroencefalografia. Nesse trabalho, é proposta uma metodologia para aquisição de sinais elétricos encefálicos a partir de um dispositivo próprio para tal feito, além da validação destes sinais. Inicialmente, realizou-se um levantamento bibliográfico a fim de verificar comportamentos específicos do sinal elétrico do encéfalo, bem como buscar métodos para análise deste sinal. Foi então proposta uma metodologia utilizando métodos de análise espectral baseados nas transformadas de Fourier e Wavelet, para verificação do comportamento esperado das ondas cerebrais elétricas em indivíduos saudáveis. Como aplicação prática, foi realizado um experimento para aquisição dos sinais citados. Tal aquisição foi realizada utilizando um equipamento de realização de exames de eletroencefalografia normalmente utilizado em ambiente hospitalar. Os sinais adquiridos foram validados utilizando-se da metodologia de forma parcial, devido a limitações do software proprietário que compunha o sistema de exames. Os exames realizados foram salvos em formato proprietário, sem possibilidade de leitura por outras ferramentas para realizar a análise necessária, como a proposta nesse trabalho. Ainda assim, foi demonstrado que a metodologia proposta é capaz de possibilitar a aquisição e verificação de um sinal de maneira satisfatória.

**Palavras-chave:** Eletroencefalografia, interface cérebro-computador, processamento digital de sinais, Fourier, Wavelet.

## ABSTRACT

As technologies advance, there is an increase in the number of devices which humans must interact. To overcome the motor obstacles currently present in this interaction, the brain-computer interface can be used, providing a direct connection between the user's brain and the system, allowing the use of devices without the need for interaction by movement of body parts. Among the several methods available to enable this communication, the most widely studied is based on the use of electroencephalography signals. In this paper, a methodology to acquire brain's electrical signals is proposed. It is achieved by collecting the signals using a device made for this purpose, and then validating those signals. Initially, a literature review was made in order to verify specific behaviors of the brain's electrical signal, as well as to search for methods to analyze that signal. A methodology was then proposed using spectral analysis methods based on Fourier and Wavelet transforms to verify the expected behavior of electric brain waves in healthy individuals. As a practical application, an experiment was carried out to acquire and validate the mentioned signals. This acquisition was performed using electroencephalography equipment normally used in a hospital environment. The acquired signals were then validated by partially using the proposed methodology, due to limitations of the proprietary software shipped with the equipment, that saved those signals in a closed file format, with no possibility of reading it by using another tool to make the needed analysis, as proposed in this paper. Even so, it has been demonstrated that the proposed methodology is able to enable the acquisition and verification of a signal in a satisfactory way.

**Keywords:** Electroencephalography, brain-computer interface, digital signal processing, Fourier, Wavelet.

## **LISTA DE SIGLAS**

- AC – Alternating Current (Corrente alternada)
- BCI – Brain-Computer Interface
- DC – Corrente Contínua
- EDF – European Data Format (Formato de dados europeu)
- EEG – Eletroencefalograma
- EOG – Eletrooculograma
- FFT – Fast Fourier Transform (Transformada rápida de Fourier)
- GDF – General Data Format (Formato geral de dados)
- HUUFMA – Hospital Universitário da Universidade Federal do Maranhão
- IHC – Interface Humano-Computador
- MEG – Magnetoencefalograma
- PSG – Polissonografia
- ROI – Region of Interest (Região de interesse)

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Primeiro sinal de EEG.....	14
Figura 2. Artigos sobre BCI publicados entre 2007-2011.....	15
Figura 3. Comparativo dos métodos de aquisição de sinais encefálicos.....	15
Figura 4. Processo de BCI.....	16
Figura 5. Lobos cerebrais.....	18
Figura 6. Posicionamento de eletrodos (Sistema 10/20).....	19
Figura 7. Categorias de padrões de sinais eletroencefálicos.....	20
Figura 8. Resultado da aplicação da DFT (direita) em um sinal qualquer (esquerda).....	24
Figura 9. Representação gráfica da wavelet de Morlet.....	27
Figura 10. Escalograma da transformada Wavelet.....	27
Figura 11. Divisão do encéfalo de acordo com seus córtex funcionais.....	30
Figura 12. Processo de aquisição proposto.....	31
Figura 13. Posicionamento de eletrodos para experimento.....	32
Figura 14. Plotagem de sinal de EEG lido, usando Python + MNE.....	34
Figura 15. Esquema de montagem usado para produção do dataset lido.....	34
Figura 16. Plotagem do sinal no eletrodo da versão occipital (20s-260s) com ruído (acima) e sem (abaixo).....	35
Figura 17. Plotagem da concentração de padrões de ondas cerebrais no sinal.....	36
Figura 18. Escalograma com resultado da aplicação da transformada de Wavelet.....	37
Figura 19. Set-up para realização da aquisição dos dados.....	40
Figura 20. Preparação e aplicação dos eletrodos nos voluntários.....	41
Figura 21. Impedâncias dos eletrodos no software Medilab 2016.....	42
Figura 22. Visualização dos sinais adquiridos (Voluntário 1 – Sessão 2).....	43

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Funções cerebrais por lobo .....	21
Tabela 2. Eventos comumente associados aos tipos de ondas cerebrais .....	21
Tabela 3. Ações no experimento e alteração esperada no sinal.....	38
Tabela 4. Ações por voluntário e mapa de amplitude correspondente .....	44
Tabela 5. Análise dos sinais alternativos do repositório BCI Competition IV.....	46

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
1.1. COMO SURTIU O BCI.....	13
1.2. COMO FUNCIONA O BCI BASEADO EM EEG .....	16
<b>2. REFERENCIAL TEÓRICO .....</b>	<b>18</b>
2.1. ANATOMIA CEREBRAL.....	18
2.2. CORRETO POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS NO EEG .....	19
2.3. TIPOS DE SINAIS ELÉTRICOS DO ENCÉFALO.....	20
2.4. ATIVIDADES CEREBRAIS E SUAS CONSEQUÊNCIAS NOS SINAIS .....	20
<b>3. METODOLOGIA PROPOSTA.....</b>	<b>29</b>
3.1. FASE 1: AQUISIÇÃO DO SINAL.....	31
3.2. FASE 2: LEITURA DOS DADOS EM PYTHON + MNE.....	33
3.3. FASE 3: PROCESSAMENTO DO SINAL .....	35
3.4. FASE 4: CONSOLIDAÇÃO E AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS .....	37
<b>4. REALIZAÇÃO DO EXPERIMENTO.....</b>	<b>39</b>
4.1. FASE 1: AQUISIÇÃO DO SINAL.....	39
4.2. FASE 2: LEITURA DOS DADOS EM PYTHON + MNE.....	42
4.3. FASE 3: PROCESSAMENTO DO SINAL .....	42
4.4. FASE 4: CONSOLIDAÇÃO E AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS .....	43
4.5. ALTERNATIVA PARA VALIDAÇÃO DA METODOLOGIA (FASES 3 E 4).....	45
<b>5. CONCLUSÃO.....</b>	<b>49</b>
5.1. RETROSPECTIVA DO TRABALHO .....	49
5.2. AVALIAÇÃO DO TRABALHO.....	50
5.3. TRABALHOS FUTUROS.....	50
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>52</b>
<b>APÊNDICES.....</b>	<b>54</b>
APÊNDICE A – ALGORITMO FFT.....	54
APÊNDICE B – CÓDIGO-FONTE PARA LEITURA E PLOTAGEM DO SINAL OBTIDO NO REPOSITÓRIO DA BCI COMPETITION IV – DATASET 2ª .....	54
APÊNDICE C – CÓDIGO-FONTE PARA LEITURA E PLOTAGEM DO SINAL PRESENTE NO ELETRODO DA REGIÃO OCCIPITAL.....	55

APÊNDICE D – CÓDIGO-FONTE PARA COMPUTAÇÃO E PLOTAGEM DO SINAL APÓS APLICAÇÃO DA TRANSFORMADA DE FOURIER.....	55
APÊNDICE E – CÓDIGO-FONTE PARA COMPUTAÇÃO E PLOTAGEM DO SINAL APÓS APLICAÇÃO DA TRANSFORMADA DE WAVELET USANDO A <i>WAVELET</i> DE MORLET.....	57

## 1. Introdução

As tecnologias presentes hoje influenciam diretamente o estilo de vida de cada pessoa. Inimaginável pensar, nos dias atuais, em estar sem o celular, computador e tantos outros dispositivos presentes, muitas vezes de maneira despercebida. Tais tecnologias trouxeram inúmeras possibilidades favoráveis que podem ser incorporadas à vida de cada um. Porém, ao longo do tempo, pela própria natureza díspar do que é eletrônico e do que é biológico, as tecnologias foram criando uma “barreira de interação”. Essa barreira precisou ser vencida de inúmeras maneiras, para facilitar a interação entre o ser humano e os dispositivos que ele criou. Em outras palavras, novas interfaces foram criadas. Segundo PRESSMAN (2006), a interface de um sistema é o meio que possibilita a comunicação entre o ser humano e o computador. Nos dias atuais, a interface mais comum é a tela de um celular (HWONG, 2017), e a forma mais comum de interação com tal equipamento é através do toque na tela como forma de *input* e mudanças de estado visíveis na tela como *output*.

Ainda com a criação de novas interfaces mais eficientes na interação entre homem e máquina, alguns obstáculos permaneceram. A maioria dos indivíduos idosos, por exemplo, tem dificuldade de utilizar dispositivos mais modernos, como *smartphones* (CARMEN, et al., 2014); ao passo que pessoas com deficiências físicas ou mesmo mentais perdem a possibilidade de utilizar inúmeros recursos que o progresso tecnológico disponibilizou à sociedade moderna. Além disso, os meios de interação atuais possuem claras limitações quanto ao tempo de resposta, já que o usuário do dispositivo deve efetuar uma ação motora para indicar suas intenções, observando se o efeito desejado foi atingido.

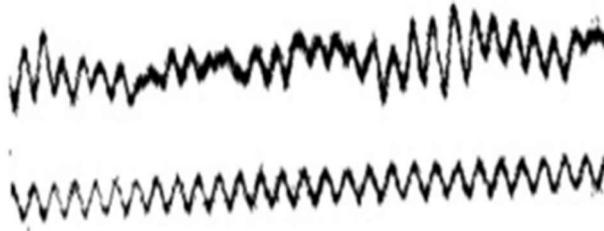
Daí surge a necessidade de novas interfaces que possibilitem a interação homem-máquina de maneira mais genérica e intuitiva, melhorando, dentre outras coisas, a acessibilidade a tais tecnologias. Existem vários estudos sobre tecnologias que possam prover uma interface de comunicação que independa de ações motoras do usuário do dispositivo/sistema. Dentre essas áreas de estudo, pode ser destacada a área que estuda a BCI (Brain-Computer Interface), que, através da leitura de sinais gerados pelo encéfalo, gera comandos (*input*) para o dispositivo/sistema a ser utilizado.

### 1.1. Como surgiu o BCI

No início do século XX, um cientista alemão de nome Hans Berger mostrou que o cérebro humano produzia correntes elétricas. A partir da medição dessas correntes sobre o escalpe através de eletrodos, a atividade cerebral poderia ser mensurada. Surge então o conceito

de EEG (Eletroencefalografia ou Eletroencefalograma) (BERGER, 1929). O EEG tem sido uma ferramenta imprescindível na evolução da neurociência e em todas as ciências derivadas desta. Na Figura 1, pode ser observada a primeira aquisição do sinal base de um EEG.

**Figura 1. Primeiro sinal de EEG**



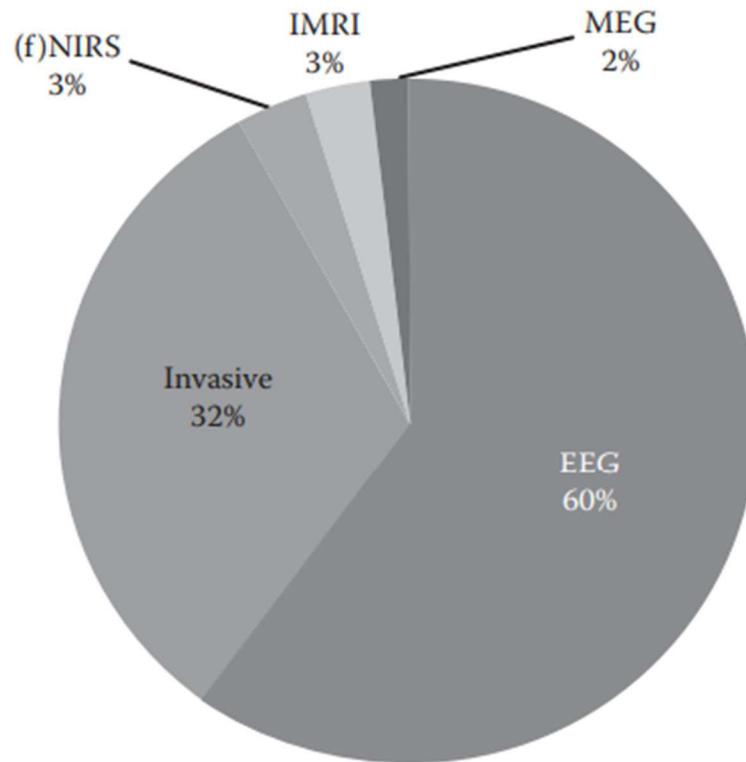
**Fonte: SABBATINI - Revista Cérebro & Mente (1997)**

Dentre as várias aplicações dessa descoberta, se destaca a proposta por Farwell e Donchin, já no final da década de 80. Eles propuseram um sistema chamado “P300 speller”, no qual um grupo de usuários realizou um exame de EEG enquanto um conjunto de letras e dígitos era exibido aleatoriamente em grade (6x6) na tela de um computador. Era pedido ao usuário que observasse as vezes uma letra ou dígito que ele queria falar aparecia na tela. Cada vez que a letra/dígito escolhido aparecia e era observado pelo usuário, ocorria uma reação no exame, sendo possível, a partir daí, estabelecer em qual linha e coluna se encontrava a letra/dígito que o usuário queria falar, após determinado número de repetições. Nascia aí o conceito de BCI, já que estava comprovada a possibilidade de interação entre o ser humano e a máquina através de uma interface baseada no cérebro (NAM, 2018).

Atualmente, existem inúmeros outros métodos e exames capazes de adquirir sinais biológicos do cérebro, como a eletroencefalografia intracranial (iEEG), na qual os eletrodos são inseridos cirurgicamente no cérebro (exemplo de método invasivo); ou o magnetoencefalografia (MEG), na qual é analisada a atividade magnética do cérebro (exemplo de método não invasivo).

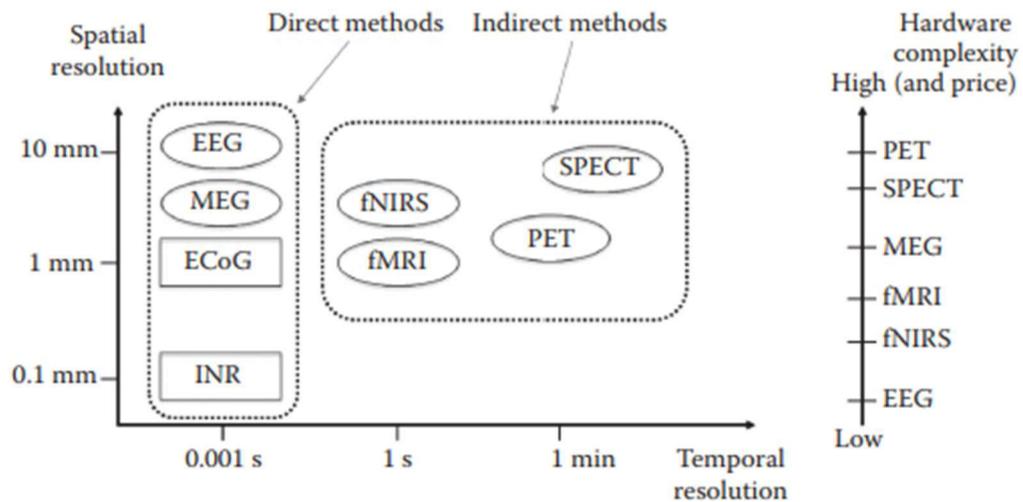
Cada um desses métodos tem os pontos positivos e negativos, este trabalho focará no EEG, pois é o método não invasivo mais utilizado, possuindo bastante material científico disponível para estudo e pesquisa, como observado na Figura 2. Além disso, equipamentos de EEG tem seu custo menor se comparados a equipamentos de outras técnicas em geral (NAM, 2018). Pode ser observado um comparativo na Figura 3.

Figura 2. Artigos sobre BCI publicados entre 2007-2011



Fonte: Hwang et al., 2013

Figura 3. Comparativo dos métodos de aquisição de sinais encefálicos



Fonte: Nam et. al, 2018

Outro motivo da escolha do EEG como técnica de estudo neste trabalho se deve ao fato deste possuir uma boa resolução temporal (em detrimento da resolução espacial), ou seja, os sinais dos eventos elétricos do encéfalo são rapidamente adquiridos e disponibilizados para processamento, embora guardem pouca informação absoluta e possuam, no geral, muitos ruídos

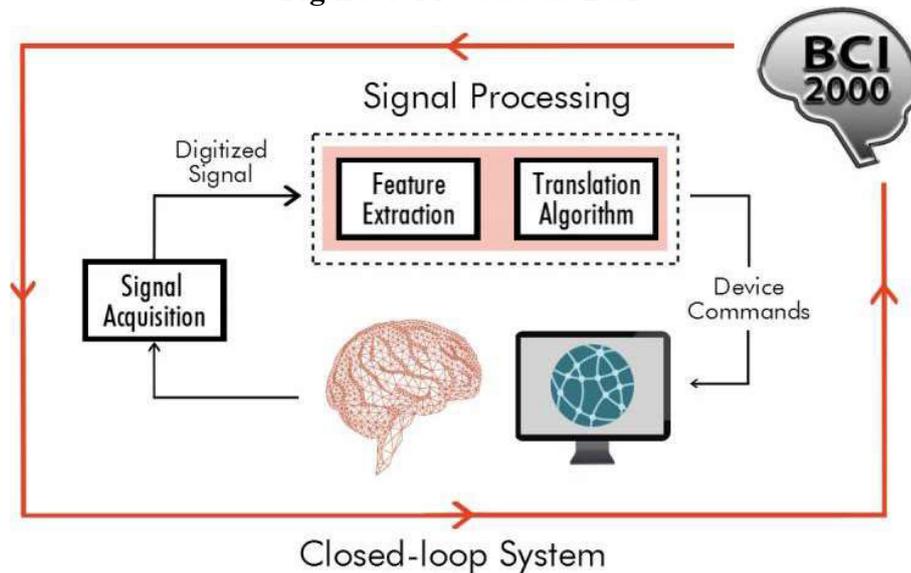
e artefatos indesejados. Nos cenários imaginados como possíveis pesquisas futuras para este trabalho, a resolução temporal foi observada com grande importância. Por exemplo, no caso do controle de uma prótese ou cadeira de rodas, é imprescindível um menor tempo de resposta para parar ou virar a cadeira (maior resolução temporal).

## 1.2. Como funciona o BCI baseado em EEG

Para que o sinal cerebral seja corretamente interpretado e possa ser usado para execução de rotinas ou comandos (em atuadores, por exemplo), este deve ser analisado e processado utilizando técnicas específicas para processamento de sinais digitais. Tais técnicas são oriundas de estudos nas áreas da matemática, da física e da engenharia e serão abordadas, de maneira sucinta, mais adiante. Uma definição do fluxo envolvido no processo de interfaceamento entre cérebro e computador pode ser visualizado na Figura 4.

No caso do sinal elétrico adquirido a partir de um EEG, o processamento envolve as fases de remoção de ruídos e artefatos; após essa fase é usada alguma técnica de classificação. Geralmente técnicas envolvendo *machine-learning*, como Redes Neurais Artificiais (ANN, do inglês Artificial Neural Networks) ou Cadeias de Markov Ocultas (HMC, do inglês Hidden Markov Chains).

**Figura 4. Processo de BCI**



**Fonte: NCAN (National Center for Adaptive Neurotechnologies)**

O foco será mantido nas etapas de aquisição de sinal, digitalização e extração de características para análise (usando transformadas de Fourier e Wavelet) e prova do conceito apresentado neste trabalho.

De forma geral, o objetivo deste trabalho será propor uma metodologia para aquisição do sinal elétrico encefálico através de um equipamento de EEG e analisar o comportamento deste sinal de acordo com observado na literatura a fim de provar sua correta aquisição. Dessa forma, serão alcançados os seguintes objetivos específicos:

- Especificar um método para aquisição de sinais eletroencefálicos em humanos (especificar posicionamento de eletrodos, ações a serem realizadas pelo indivíduo cujos sinais estão sendo adquiridos, etc.);
- Analisar a qualidade dos sinais adquiridos;
- Verificar alterações nos sinais de acordo com o esperado a partir de observações anteriores presentes na literatura.

Para explorar os assuntos citados e atingir os objetivos propostos, será feita uma revisão na bibliografia existente a fim de fundamentar a teoria base para a execução deste trabalho, serão então realizados experimentos para demonstrar o processo de aquisição do sinal e o resultado deste experimento será analisado de forma a testar as hipóteses apresentadas.

Espera-se, com a execução do processo apresentado, a obtenção de insumos para o melhor entendimento do processo de aquisição de sinais cerebrais e propostas de melhorias neste processo, abrindo possibilidades interessantes de pesquisa, como a construção de um sistema de menor custo para aquisição destes sinais, visto que os equipamentos de EEG, embora tenham tido seu custo reduzido nos últimos anos ainda representam parte significativa no custo das pesquisas dessa área de estudos; observação das técnicas propostas para processamento do sinal, possibilitando a aplicação em outros trabalhos para controle remoto de objetos (e.g. IoT), que podem compor uma cidade inteligente, por exemplo; etc.

## 2. Referencial Teórico

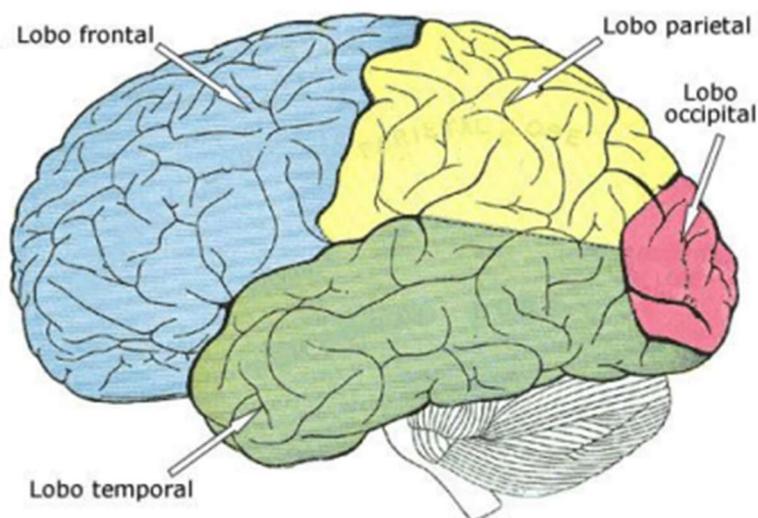
Adquirir os sinais elétricos do cérebro envolve inúmeros passos, desde o correto posicionamento dos eletrodos que capturam esse sinal até a correta análise dos dados obtidos. Serão apresentados aqui os tópicos principais que constam no foro científico que servirão como base para a proposta desse trabalho.

### 2.1. Anatomia cerebral

Ao longo dos anos, os estudos que tiveram o encéfalo como objeto avançaram significativamente. Hoje, já se sabe quais funções que determinadas regiões cerebrais realizam e, a partir daí, pode-se entender quais eventos eletromagnéticos aquelas regiões produzirão quando determinada ação estiver sendo tomada pelo indivíduo.

Dentre as principais formas de classificar regiões cerebrais, se destaca a classificação por hemisférios; nesta, o cérebro pode ser dividido em dois hemisférios (esquerdo e direito), sendo que cada um destes comporta certas funções – por exemplo, o hemisfério direito processa informações ligadas ao raciocínio, reconhecimento de imagens e cores, quanto o hemisfério esquerdo processa informações de linguagem e fala. Além disso, há a classificação por lobos: lobo frontal (funções cognitivas, antecipação de pensamentos, comando inicial de movimentos, intenções), lobo parietal (sensações táteis, imagens corporais e orientação espacial), lobo temporal (aprendizagem, memória e audição) e lobo occipital (visão) (BEAR, et al., 2017).

**Figura 5. Lobos cerebrais**



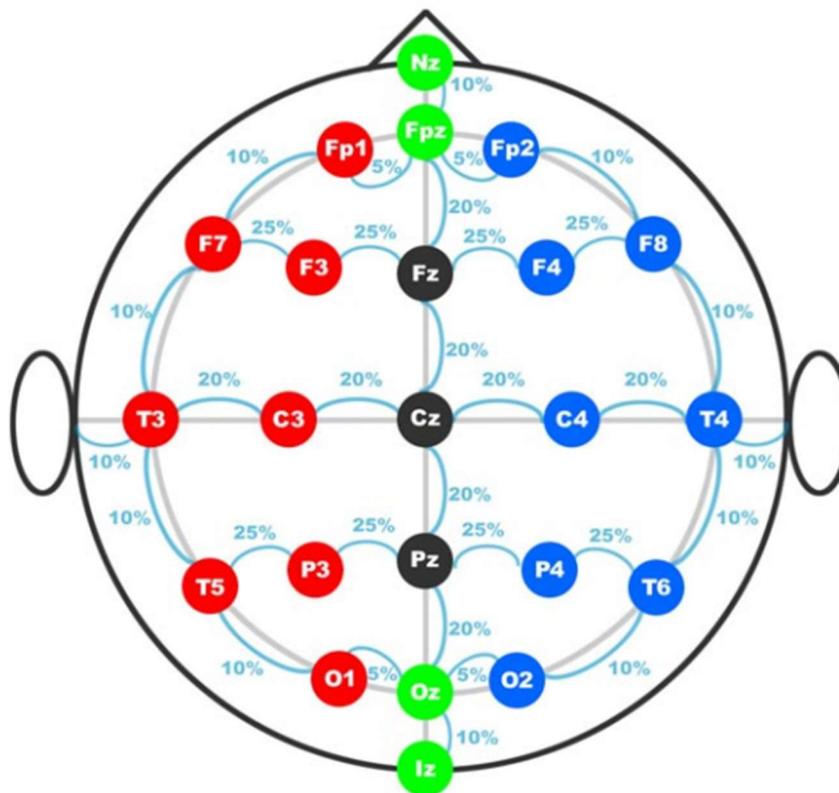
**Fonte: Bear, 2016.**

## 2.2. Correto posicionamento dos eletrodos no EEG

Existem vários padrões de posicionamento dos eletrodos no escalpe do indivíduo para aquisição dos sinais elétricos produzidos pelo encéfalo. A colocação destes eletrodos é crucial para que o equipamento capture o sinal corretamente, de acordo com a posição desejada com base na anatomia cerebral (NAM, 2018).

O Sistema Internacional 10/20 é o sistema mais utilizado atualmente na realização de exames de EEG de uma forma geral e tem sido usado com sucesso por mais de meio século, o que o torna um sistema robusto e confiável (NAM, 2018). Este sistema se baseia na colocação de 21 eletrodos em seis áreas nas quais o crânio é dividido, da região nasal até o íonion, em intervalos de 10%, 20%, 20%, 20%, 20% e 10% do tamanho do crânio do indivíduo. Essa organização corresponde às regiões Fp: pré-frontal, F: frontal, C: central, P: parietal e O: occipital, respectivamente; sendo também dividida da mesma forma de maneira lateral (T3: temporal, C3: central, Cz, C4 e T5, respectivamente) (JASPER, 1958); resultando na organização de eletrodos apresentada na Figura 6.

**Figura 6. Posicionamento de eletrodos (Sistema 10/20).**



**Fonte: Trans Cranial Technologies, 2012**

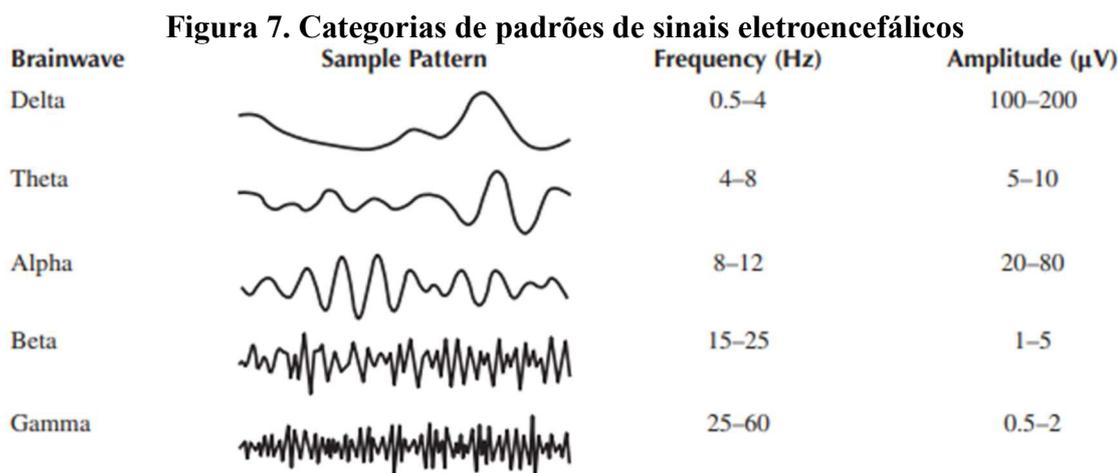
Eletrodos normalmente são feitos de prata, cloreto de prata ou ouro, podendo ser indicados para uso com gel condutor ou a seco (PENG, et al., 2016). Para instalação de um

sistema básico de EEG são necessários, no mínimo, três eletrodos: terra, referência e captura. O sinal considerado é basicamente a diferença de potencial (em microvolts) entre o(s) eletrodo(s) de captura e o de referência. O eletrodo terra (ou aterramento) serve como base para remoção de ruído e outros artefatos indesejáveis no sinal (NICOLAS-ALONSO, et al., 2012).

### 2.3. Tipos de sinais elétricos do encéfalo

Cada um dos eletrodos posicionados no cérebro vai captar alterações elétricas. Esse sinal, ao longo do tempo, sofre variações e atende a determinados padrões. Esses padrões de sinal podem ser classificados em cinco grupos principais: Delta, Teta, Alfa, Beta e Gama e correspondem a determinado comportamento do cérebro diante a algum evento ou estado.

Se destacam alterações quanto à amplitude e à frequência do sinal. O que acarreta em uma mudança visual na representação cartesiana deste, como pode ser visto na Figura 7. A esses padrões de sinal, dá-se o nome de *ondas cerebrais*.



Fonte: Nam et. al, 2018

Cada um dos lobos apresenta a emissão de algum desses padrões de sinal sob determinadas circunstâncias. Os eventos associados a essas alterações podem ser utilizados para aferir a intenção do usuário em um sistema baseado em BCI. Há um interesse especial no padrão Alfa, pois há eventos específicos associados, como o fechamento/abertura dos olhos, e há significativa quantidade de pesquisas que utilizam esse padrão de onda cerebral (NAM, 2018).

### 2.4. Atividades cerebrais e suas consequências nos sinais

As alterações que ocorrem no campo eletromagnético do encéfalo de acordo com as atividades que são executadas por ele são objetos de estudo até hoje. Tais alterações foram

catalogadas ao longo dos anos, com inúmeros registros científicos na área de biologia e saúde. Algumas alterações do padrão de onda nos lobos cerebrais foram catalogadas e tabuladas (ZHUANG, et al., 2009), como pode ser observado nas Tabela 1 e Tabela 2.

**Tabela 1. Funções cerebrais por lobo**

<b>Nome</b>	<b>Localização no escalpe</b>	<b>Funções</b>
<b>Lobo Frontal</b>	Bem debaixo da testa	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Como iniciar atividade em resposta ao ambiente;</li> <li>• Julgamentos feitos sobre o que ocorre nas atividades diárias;</li> <li>• Controla resposta emocional, expressão e linguagem;</li> <li>• Memória para hábitos e atividades motoras.</li> </ul>
<b>Lobo Parietal</b>	Partes posterior/superior da cabeça	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Localização para atenção visual e percepção do toque;</li> <li>• Movimentos voluntários direcionados a objetivos;</li> <li>• Manipulação de objetos;</li> <li>• Integração dos diferentes sentidos.</li> </ul>
<b>Lobos Occipitais</b>	Parte posterior (atrás) da cabeça	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Visão.</li> </ul>
<b>Lobos Temporais</b>	Lateral da cabeça, acima das orelhas	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Habilidade de audição;</li> <li>• Aquisição de memória;</li> <li>• Algumas percepções visuais;</li> <li>• Categorização de objetos.</li> </ul>

**Fonte: Zhuang, 2009**

**Tabela 2. Eventos comumente associados aos tipos de ondas cerebrais**

<b>Tipo</b>	<b>Eventos comumente associados</b>
<b>Delta</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ondas lentas em adultos (slow wave);</li> <li>• Adormecimento em bebês.</li> </ul>
<b>Teta</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sonolência em crianças jovens;</li> <li>• Excitação em crianças mais velhas e adultos.</li> </ul>
<b>Alfa</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Relaxamento/Reflexão;</li> <li>• Fechamento dos olhos.</li> </ul>

<b>Beta</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alerta/Trabalhando;</li> <li>• Pensamento ativo, ocupado ou ansioso;</li> <li>• Concentração ativa.</li> </ul>
<b>Gama</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Certos estresses de funções cognitivas ou motoras.</li> </ul>

**Fonte: Zhuang et. al, 2009**

Dessa forma, ao fechar os olhos, será observado um padrão de ondas em Alfa principalmente na região occipital, padrão que será suprimido ao abrir os olhos, dando lugar a padrões teta e, em caso de início de atividade, a padrões beta.

Há algumas características que podem ser consideradas na análise dos sinais eletroencefálicos, como o ERP (do inglês Event-Related Potentials, ou potenciais relacionados a eventos), que são alterações no sinal em resposta a um evento ou estímulo, normalmente levando entre 200-300ms entre a causa e a alteração no sinal; SMR (do inglês sensorimotor rhythm, ou ritmo sensomotor), que baseia no ritmo de oscilação das ondas (principalmente ondas mu, que ocorrem entre 7-13 Hz, aproximadamente); ou ainda o SCP (do inglês slow cortical potential, ou potencial cortical lento), que são variações na amplitude de sinais de baixa frequência do EEG (NAM, 2018).

Tais características servem como base para a definição de paradigmas de BCI. Por exemplo, usando SMR e *neurofeedback*<sup>1</sup>, é definido um paradigma no qual o usuário, após passar por algumas sessões, consiga controlar as próprias ondas cerebrais, podendo reproduzir as ações desejadas com base no comportamento das sessões anteriores. Desse modo, pode ser utilizada alguma técnica de classificação (e.g. redes neurais), sendo possível, para o usuário que realizou o experimento, controlar com boa precisão e acurácia um objeto físico, como uma prótese, por exemplo.

## 2.5. Processamento digital dos sinais de EEG

Durante a análise e o processamento do sinal digital, para que possam ser inferidas conclusões acerca do sinal apresentado e a fim de facilitar a análise deste, é de extrema utilidade o uso de ferramentas que permitam observar os dados sob uma perspectiva diferente para que possa ser extraída a informação ali contida.

---

<sup>1</sup> A técnica de *neurofeedback* propõe demonstrar ao usuário, a cada ação tomada por este, algum retorno visual, como um objeto numa tela, ou o movimento físico de uma prótese. Dessa forma, o usuário “treina” inconscientemente o seu encéfalo para executar certas atividades que disparam eventos eletromagnéticos, “manipulando” os sinais emitidos por este.

Exemplos de ferramentas úteis na análise de sinais digitais são as transformadas, que são operadores matemáticos (STRANNEBY, 2001) que permitem a mudança do espaço vetorial de uma função. Se o sinal for observado como uma função, pode-se considerar que a transformada muda essa função de forma que o domínio de representação desta mude, facilitando o processo de análise deste sinal de acordo com a necessidade.

Os sinais adquiridos a partir de um sistema de EEG são lidos pelo equipamento que captura as oscilações elétricas, que são então amplificadas e enviadas a um computador que processa esses sinais e os armazena sob determinada taxa de amostragem<sup>2</sup>. Como os sinais digitais são discretos no tempo e na amplitude, as técnicas consideradas neste trabalho para análise e processamento serão as adequadas para estas características de sinal.

No caso de exames de EEG, as informações mais importantes advêm da análise espectral<sup>3</sup> do sinal, já que as informações sobre o tipo de onda cerebral que ocorre são obtidas a partir da frequência da onda em determinado instante. Para alcançar tais informações, são normalmente consideradas duas ferramentas de que permitem a análise detalhada do sinal adquirido: a transformada de Fourier e a transformada Wavelet (NAM, 2018).

### 2.5.1. Transformada de Fourier

Jean-Baptiste Joseph Fourier publicou, em 1822, um amplo estudo sobre séries. No seu trabalho, ele propôs que toda função periódica pode ser descrita como uma soma de funções senoidais (BROUGHTON, et al., 2018). A essa soma dá-se o nome de série de Fourier e esta pode ser representada formalmente como

$$T(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left[ a_n \cdot \cos\left(\frac{n\pi t}{L}\right) + b_n \cdot \text{sen}\left(\frac{n\pi t}{L}\right) \right],$$

onde termos  $a_0$ ,  $a_n$  e  $b_n$  representam as amplitudes de cada onda que compõe a série.

O conceito básico da série de Fourier pode ser estendido, dando origem à transformada de Fourier, que é outra conhecida representação de Fourier<sup>4</sup> e é aplicável a funções aperiódicas, contínuas ou discretas. Na prática, a Transformada de Fourier pode ser aplicada em sinais não periódicos, como é o caso do sinal de EEG.

<sup>2</sup> Amostragem (*sampling* em inglês), consiste em reduzir um sinal contínuo em discreto, através da consideração de valores deste sinal em intervalos regulares. Dessa forma, os dados podem ser processados, pois são numericamente representáveis (STRANNEBY, 2001).

<sup>3</sup> Trata-se da análise do espectro do sinal. Ou seja, da variação do sinal em relação a frequência.

<sup>4</sup> Há quatro representações de Fourier distintas, cada uma aplicável a uma classe de sinais: periódico-contínuo (Série de Fourier) ou periódico-discreto (Série de Fourier a Tempos Discretos). Já os sinais não periódicos podem ser representados por Transformadas Integrais de Fourier, de tempo contínuo ou discreto (BROUGHTON, et al., 2018).

Com ampla aplicação na física (principalmente na análise de sinais – notadamente para análise espectral), a transformada de Fourier muda o domínio da função que define o sinal inicial. Basicamente, como entrada tem-se um sinal representado em função do tempo e, ao ser aplicada a transformada de Fourier, obtém-se o sinal em função da frequência, mudando então o domínio da função de tempo para frequência (BROUGHTON, et al., 2018).

Intuitivo vislumbrar as possíveis aplicações dessa transformada, porém, no caso em análise é salutar que a análise das frequências é de grande importância para a determinação dos padrões de ondas cerebrais, já que estas são classificadas de acordo com a frequência (análise espectral).

Formalmente, a transformada de Fourier pode ser descrita da seguinte forma:

Considerando uma função  $f: \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{C}$ , tem-se que (utilizando a identidade de Euler):

$$\hat{f}(\omega) \equiv F(\omega) \equiv \mathcal{F}\{f(t)\} \stackrel{\text{def}}{=} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$

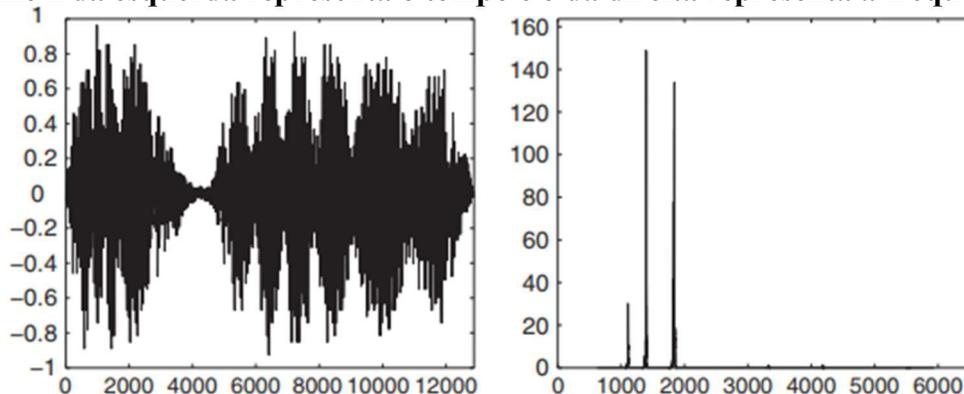
Para os fins deste trabalho, convém destacar a **transformada discreta de Fourier**, que pode ser resumida como a soma das senoidais dentro de determinada taxa de amostragem. Ou seja, trata-se da mesma lógica apresentada, porém aplicada a intervalos discretos de um sinal amostrado (e.g. digital); essa transformada pode ser representada como

$$X_k = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} x_m e^{\frac{-2\pi i k m}{N}},$$

onde  $N$  é o número de amostras e  $x_m$  é o elemento do vetor de amostras.

Na Figura 8, podemos observar o resultado da aplicação da transformada discreta de Fourier em um sinal.

**Figura 8. Resultado da aplicação da DFT (direita) em um sinal qualquer (esquerda). O eixo x da esquerda representa o tempo e o da direita representa a frequência.**



Fonte: Broughton, 2018

Existem vários algoritmos para computação da transformada de Fourier. Dentre estes, pode-se destacar o algoritmo FFT (do inglês Fast Fourier Transform, ou Transformada Rápida de Fourier), pois este é o mais amplamente difundido, já que praticamente todo software moderno utiliza tal algoritmo (BROUGHTON, et al., 2018). O algoritmo basicamente divide os operandos de forma a reduzir o número de operações necessárias. Isso é possível considerando duas transformadas a serem executadas: a com os operandos de índice par e a com os de índice ímpar. Após a operação, as duas transformadas podem ser reunidas numa transformada novamente. O algoritmo detalhado consta como apêndice a este trabalho.

### 2.5.2. Transformada Wavelet

Um dos problemas advindos no uso da transformada de Fourier é o fato de que, ao mudar o domínio da função de tempo para frequência, a informação temporal original é perdida (JONES, et al., 1992). Ou seja, é conhecida a incidência de determinadas frequências, mas não se sabe em que tempo do sinal original tal frequência ocorreu. No exemplo apresentado na Na Figura 8, podemos observar o resultado da aplicação da transformada discreta de Fourier em um sinal.

Figura 8, observa-se a “incidência” de determinadas frequências no sinal original, mas não há a informação sobre o momento no qual tal frequência ocorre.

Na análise do EEG, é importante saber as frequências do sinal com relação ao tempo para possibilitar uma análise das reações elétricas do encéfalo, classificando-as em tipos de onda cerebral, bem como mapear essas reações ao instante de cada evento.

Gabor (1946) propôs o uso de uma função de janelamento<sup>5</sup> discreto. Aplicar a transformada de Fourier após o uso dessa função de janelamento fornece a frequência em função do tempo, porém tal função de janelamento definia a resolução de tempo-frequência como única em todo o plano cartesiano, o que, por consequência, poderia fornecer uma boa resolução temporal ou de frequência para o sinal, mas nunca ambas (JOBERT, et al., 1992). Portanto, o principal problema da transformada de Fourier é o *tradeoff* necessário entre resolução temporal e de frequência.

A transformada de Wavelet foi proposta para mitigar esse problema. Inicialmente pensada com o nome de *ondelettes* em 1984 por Grossman e Morlet, foi objeto de estudo ao longo dos anos subsequentes, sendo hoje uma alternativa plausível e na maioria dos casos

---

<sup>5</sup> Função, no processamento de sinais, que apresenta valor zero fora de algum intervalo escolhido. Também designada função de apodização (FERNÁNDEZ, et al., 2019).

preferível como ferramenta na análise de biossinais (e.g. ECG, EEG). Segundo o princípio de incerteza de Heisenberg, as informações de frequência e tempo, não podem ser verificadas com total precisão, de forma que ainda existe uma troca entre informação de frequência e de tempo, embora de forma otimizada (JOBERT, et al., 1992).

O conceito básico por trás das *wavelets* é usar funções de janelamento dinâmicas, ou seja, o sinal é lido através de janelas dinâmicas que o “percorrem”, variando sua largura de forma a localizar altas frequências (encolhendo) ou ondas maiores no tempo (alargando), dando a resolução otimizada para ambas frequência e tempo. Ela pode ser escrita da seguinte forma:

$$\text{CWT}_x(\tau, \alpha) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \int x(t) \cdot h^* \left[ \frac{t - \tau}{\sigma} \right] \cdot dt,$$

onde  $a$  é o fator de dilatação e  $\frac{1}{\sqrt{\alpha}}$  é o fator normalização de energia (amplitude).

A função  $h$  é chamada de **wavelet mãe** e é a função que deve “percorrer” o sinal ao longo do eixo do tempo de forma a criar janelas compatíveis com as frequências que este sinal representa.

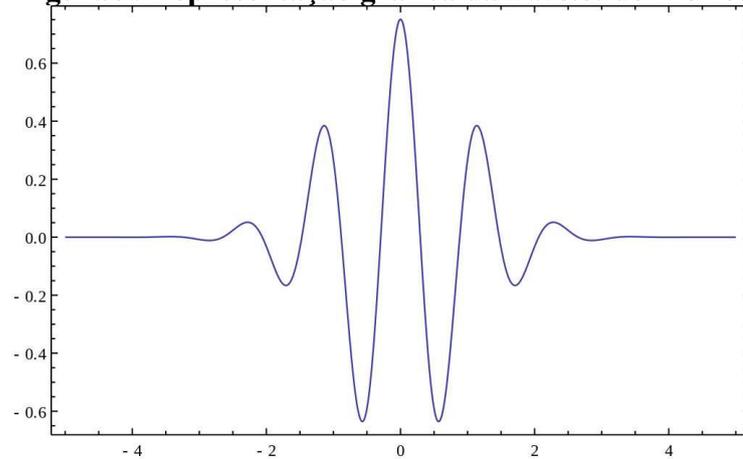
$$h_\alpha(t) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \cdot h\left(\frac{t}{\alpha}\right),$$

No contexto de análise de sinais de EEG, tipicamente é usada a *wavelet* de Morlet, que é definida como uma senoidal modulada por uma gaussiana. A escolha é feita pois esta *wavelet* tem comprimento e amplitude compatíveis com o sinal de um EEG, fornecendo informações sobre frequência sem perder tanta informação temporal; a *wavelet* plotada pode ser visualizada na Figura 9. A função desta *wavelet* pode ser definida como:

$$M(\tau) = \exp\left(i\omega_0 \tau - \frac{\tau^2}{2}\right),$$

com  $\tau$  sendo a largura gaussiana e  $\omega_0$  a frequência angular.

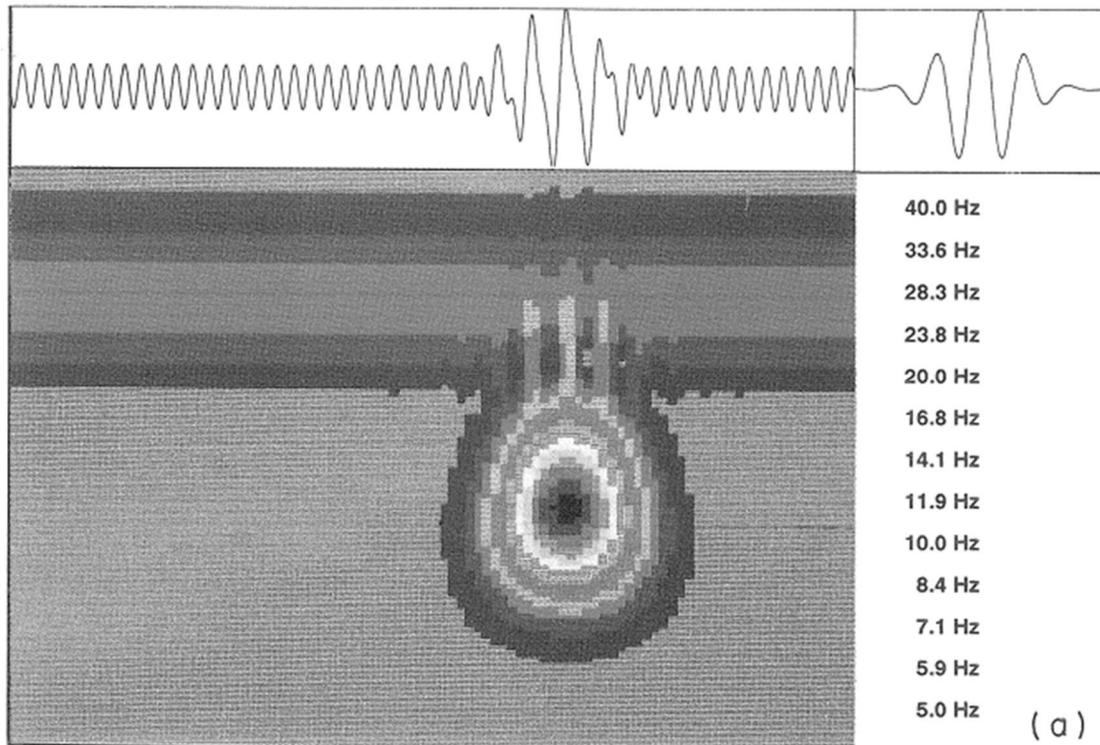
**Figura 9. Representação gráfica da *wavelet* de Morlet**



**Fonte: Wikipedia, 2019.**

Ao aplicar a transformada de Wavelet, usando a *wavelet* de Morlet em um sinal sintético obtido a partir da superposição de um sinal de 12Hz sobre um sinal de fundo de 25Hz, é obtido o escalograma<sup>6</sup> observado na Figura 10.

**Figura 10. Escalograma da transformada Wavelet**



**Fonte: Jobert et. al, 1994.**

<sup>6</sup> Representação gráfica de uma função tridimensional, na qual o terceiro eixo é substituído por uma escala de cores ou de intensidade de cor. No caso da aplicação da transformada de Wavelet, pode ser plotado um escalograma no qual o eixo x seria o tempo, o y seriam as frequências e eixo z seria a incidência das frequências no tempo.

O escalograma observado na Figura 10 tem no eixo horizontal o tempo (suprimido para fins didáticos), no eixo vertical a frequência e no eixo transversal (denotado pela intensidade de cinza) o nível de incidência de determinada frequência em determinado tempo. Em outras palavras, quanto mais o tom escurece, maior a incidência da frequência  $y$  tempo  $x$  (considerando  $x$  e  $y$  coordenadas cartesianas do gráfico proposto). Pode ser observada uma incidência maior da frequência de 12Hz no momento em que o sinal sobreposto está presente. Essa ferramenta facilita enormemente a análise destes sinais no contexto de EEG, pois fica fácil de visualizar a presença de frequências nos sinais ao longo do tempo.

### 3. Metodologia proposta

No cenário tecnológico atual, é relativamente comum o uso de equipamentos de EEG em clínicas e hospitais para executar exames em pacientes, mesmo com a presença de ruídos eletromagnéticos na maioria dos locais onde estes exames são feitos. Assim, tendo acesso a um equipamento desta natureza, é possível realizar uma análise dos sinais gerados por tal equipamento, utilizando as técnicas de análise espectral já vistas. Ou seja, usando-se um equipamento padrão para realização de exames de EEG, se pode adquirir um sinal de qualidade razoável em ambiente controlado e extrair informações desse sinal adquirido.

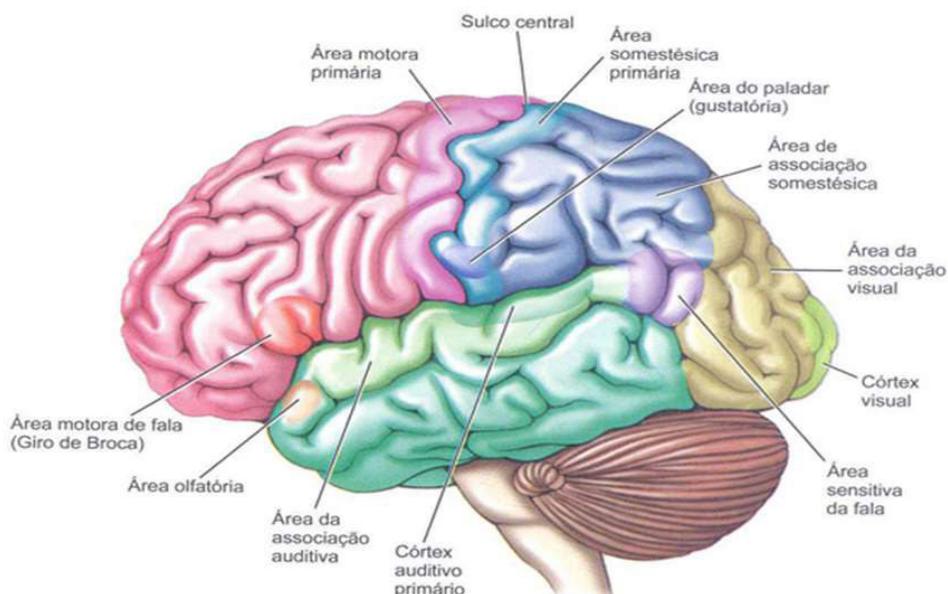
Os dados advindos dessa aquisição podem ser processados pelo computador, possibilitando uma visão qualitativa de tais dados, que forneceria informações acerca de como o sinal sofreu variações (esperadas ou não) ou como este poderia ser melhor adquirido. Isso posto, e considerando a atividade cerebral conhecida a partir de estímulos em determinadas regiões no encéfalo de um indivíduo saudável, pode-se afirmar que é possível determinar se a aquisição de sinais está sendo feita de forma correta a partir de um dispositivo qualquer, atestando o funcionamento deste e a correta aplicação do método de aquisição. Nesse sentido, o primeiro passo seria atestar que as reações cerebrais estão de acordo com o vislumbrado em publicações científicas.

Como exposto na Figura 11, e de acordo com o disposto na literatura, cada região do córtex<sup>7</sup> cerebral tem suas funções principais conhecidas. Propõem-se três regiões de interesse (ROI) do córtex para observação da atividade elétrica: córtex pré-frontal, córtex motor e córtex visual primário. Dessa forma, poderão ser realizados testes causando eventos relacionados aos olhos, ao movimento dos membros e à visão, respectivamente às regiões do córtex relacionadas.

---

<sup>7</sup> A área mais externa do encéfalo é conhecida como córtex cerebral. Essa é a principal fonte das ondas cerebrais no caso do EEG, já que está mais próxima dos eletrodos (BEAR, et al., 2017).

**Figura 11. Divisão do encéfalo de acordo com seus córtex funcionais**



**Fonte: Ciências e Cognição, 2019.**

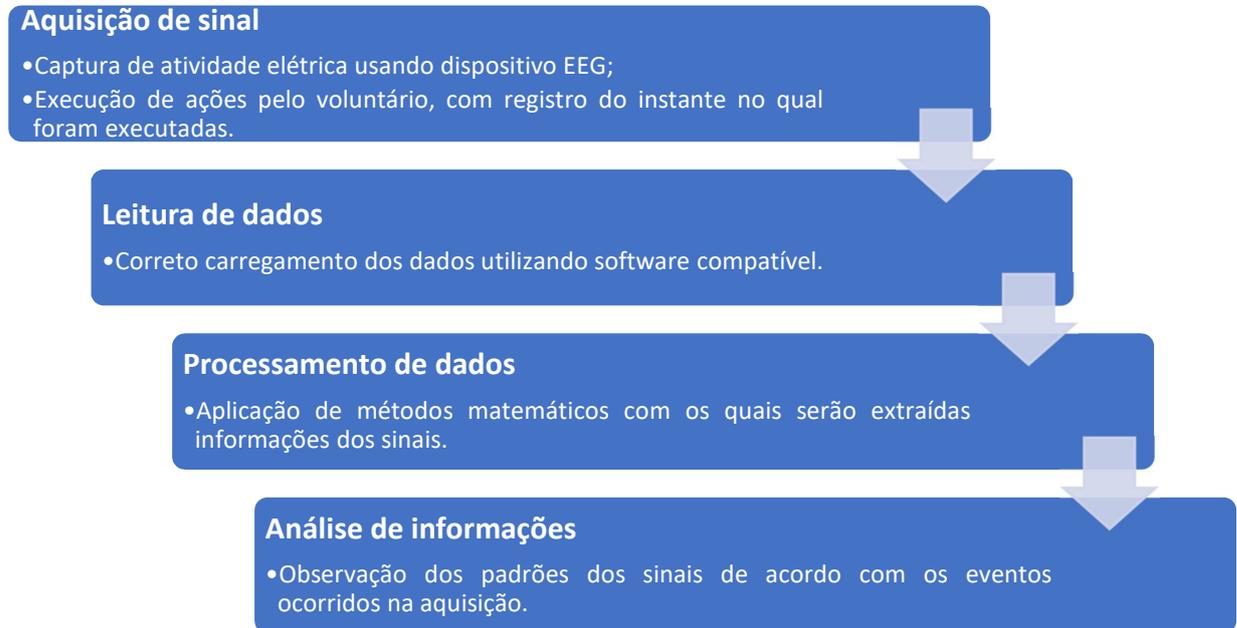
Assim, é proposta neste trabalho, uma metodologia para a realização de experimento no qual alguns indivíduos sabidamente saudáveis terão sua atividade eletroencefálica monitorada a partir de um equipamento para realização de exames de EEG. Tal metodologia compreenderá os seguintes passos:

1. Aquisição do sinal (RAW) a partir de equipamento de EEG corretamente instalado nos voluntários. Durante a aquisição, solicitar aos indivíduos para que executem ações que causem alterações conhecidas na atividade elétrica encefálica;
2. Leitura dos dados obtidos numa plataforma de análise de dados, na metodologia exposta, é recomendado o uso da linguagem Python em conjunto com alguma biblioteca/framework para leitura dos dados. Neste trabalho, é usado o software MNE como ferramenta para leitura de tais dados;
3. Processamento do sinal digital, através da aplicação de métodos que facilitem a análise dos dados e produzam informações. O software sugerido (MNE) tem as funcionalidades necessárias pra execução destes métodos;
4. Consolidação dos resultados e comparativo com o esperado a partir do observado na literatura no que diz respeito às regiões funcionais de encéfalo.

As documentações dos respectivos softwares e bibliotecas podem facilmente obtidas na internet. O processo da metodologia pode ser observado na Figura 12, e na seção seguinte

(realização do experimento), serão mostrados passos mais detalhados necessários à aplicação desta.

**Figura 12. Processo de aquisição proposto**



**Fonte: Autor.**

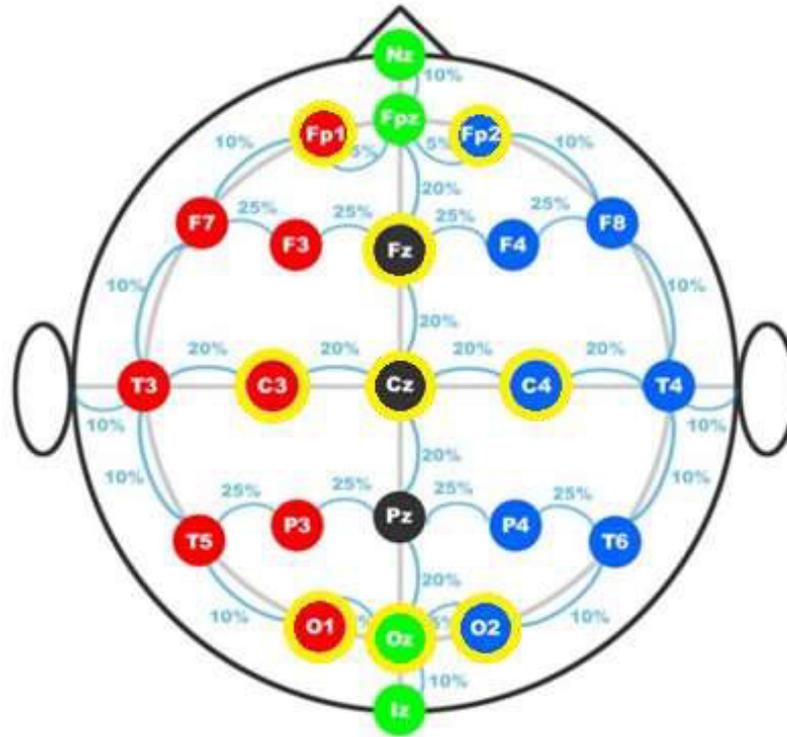
### 3.1. Fase 1: Aquisição do Sinal

Para realização dessa fase, é necessário um sistema de EEG, geralmente composto por um dispositivo de eletroencefalografia (EEG) e um software de controle. Infelizmente tais equipamentos ainda tem um custo relativamente elevado, criando um entrave para a maioria dos grupos de pesquisa dessa área. Porém, parcerias com grandes instituições na área de saúde, como hospitais e/ou clínicas, podem mitigar essa problemática.

Durante a realização do EEG, deve ser observado o momento das ações do voluntário; caso essa funcionalidade não esteja disponível no software que compõe o sistema, deve ser realizado o registro manual do tempo.

Será seguido o esquema internacional 10/20 de posicionamento dos eletrodos para que sejam obtidos dados das ROI. Devem ser usados onze eletrodos, um para aterramento (sugere-se instalá-lo no centro da testa), um para referência (sugere-se o posicionamento no lóbulo na orelha – qualquer lado) e nove nas regiões indicadas em amarelo na Figura 13.

**Figura 13. Posicionamento de eletrodos para experimento**



**Fonte: Trans Cranial Technologies (Adaptado), 2012.**

Após o correto posicionamento, deve ser iniciado o sistema de monitoramento de sinais. Ao ser verificado o correto funcionamento (sinais sendo capturados), deve ser solicitado ao voluntário que execute as seguintes ações, devendo estas ter registrados em que momentos foram executadas:

1. Piscar várias vezes, o que deve causar alterações nos sensores do córtex pré-frontal (Fp1 e Fp2) e no frontal (Fz);
2. Mover o braço esquerdo e o direito, separadamente, causando alterações nos sensores do córtex motor no lado oposto do membro movimentando (C3, C4 e Cz – com alteração maior em C4 ao mover o membro esquerdo e maior em C3 ao mover o membro direito);
3. Mover os pés, causando alterações no córtex motor de forma geral (C3, C4 e Cz – com alteração maior na posição Cz);
4. Fechar os olhos, relaxar por vinte segundos e então abri-los, causando alterações nos sinais do córtex visual (i.e., O1, O2 e Oz).

As posições Fp1 e Fp2 são consideradas posições de eletrooculograma (EOG), exame que detecta a atividade elétrica dos olhos e é, no geral, bem sensível à ação de piscá-los. Tal sinal pode ser muito útil para prover BCI através desta ação.

Após a realização e finalização do exame, os dados devem ser salvos para posterior acesso.

### **3.2. Fase 2: Leitura dos dados em Python + MNE**

Os dados, agora salvos em formato digital, devem ser acessados através do software MNE através de métodos específicos, a depender do formato no qual o software do equipamento salva o arquivo. Após a leitura, os dados devem ser *plotados* em tela para observação preliminar se não houve algum problema de leitura, como disposto na Figura 14.

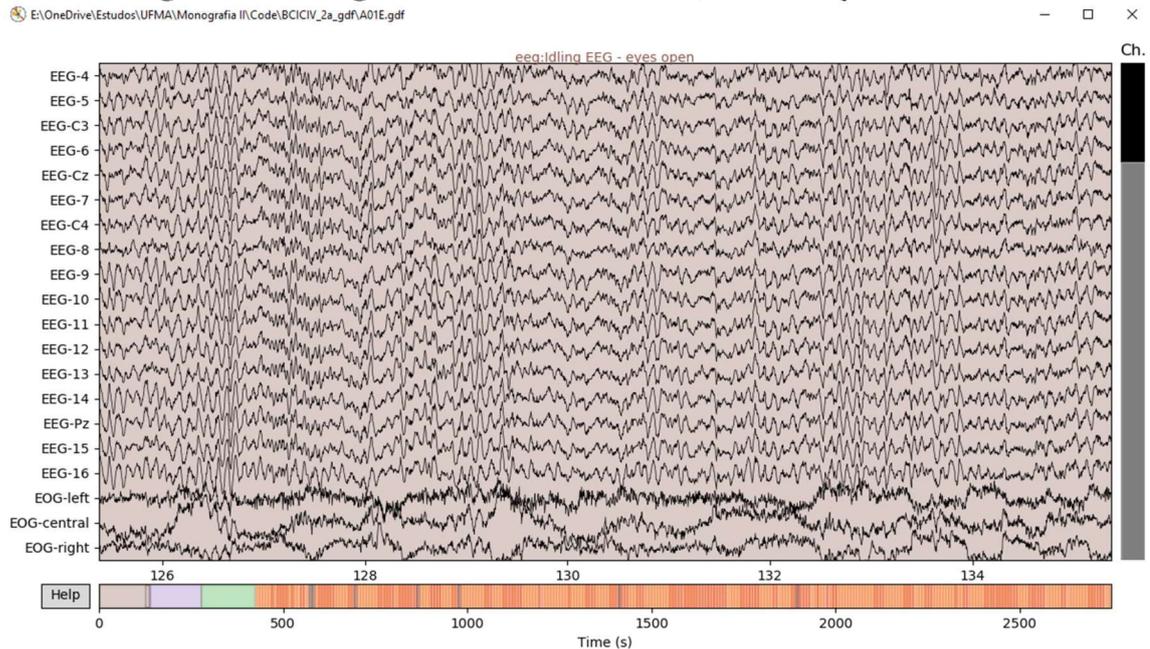
Sinais com amplitude exacerbada (pulso muito alto) ou muito baixa (segmento de reta) na plotagem indicam problemas na leitura ou na aquisição deste sinal. Podem ser usadas outras ferramentas para análise comparativa, como o MatLab ou algum outro software de extensão do Python, como o SciPy. Além de ferramentas que abrem o sinal de EEG diretamente, como o software Polylab (indicado para visualização do formato EDF/EDF+).

Como exemplo desse processo, observa-se na Figura 14 um sinal de EEG, obtido no repositório BCI Competition IV<sup>8</sup>, sendo estes os dados referentes à base 2a. Os dados foram disponibilizados em formato GDF para a comunidade científica e possuem uma publicação científica correlata que especifica como os dados foram adquiridos e como estão organizados.

---

<sup>8</sup> O BCI Competition é um repositório público de sinais de EEG, capturados sob condições controladas e submetidos ao evento de mesmo nome. Os sinais são classificados quanto à qualidade da aquisição e, em cada edição, há uma aquisição declarada como a melhor. Após cada edição, os resultados são disponibilizados publicamente.

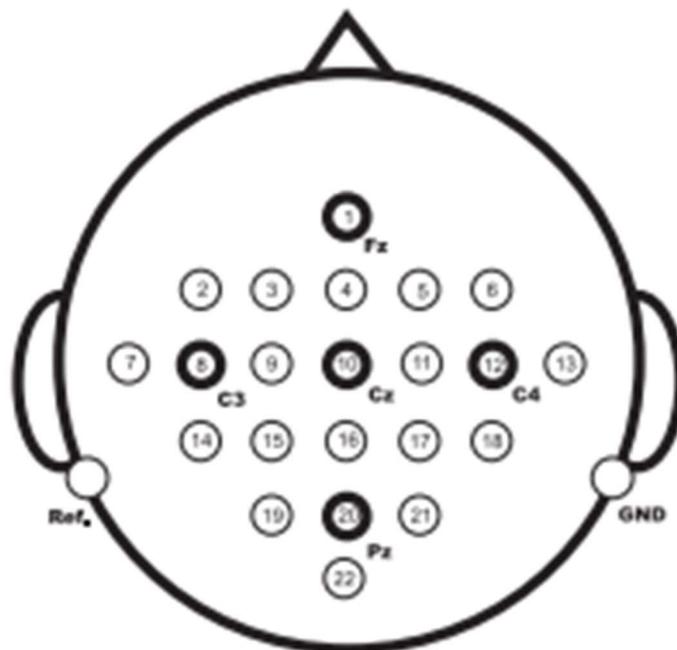
**Figura 14. Plotagem de sinal de EEG lido, usando Python + MNE**



**Fonte: Autor.**

O eletrodo identificado como EEG-16 da Figura 14 corresponde ao eletrodo 22 na Figura 15, que detalha o esquema de montagem para captura dos sinais no escalpe do voluntário. Tal sinal fora adquirido na Áustria em 2008 de um voluntário seguindo o padrão internacional de montagem 10/20.

**Figura 15. Esquema de montagem usado para produção do dataset lido**



**Fonte: Brunner et. al, 2008.**

### 3.3. Fase 3: Processamento do Sinal

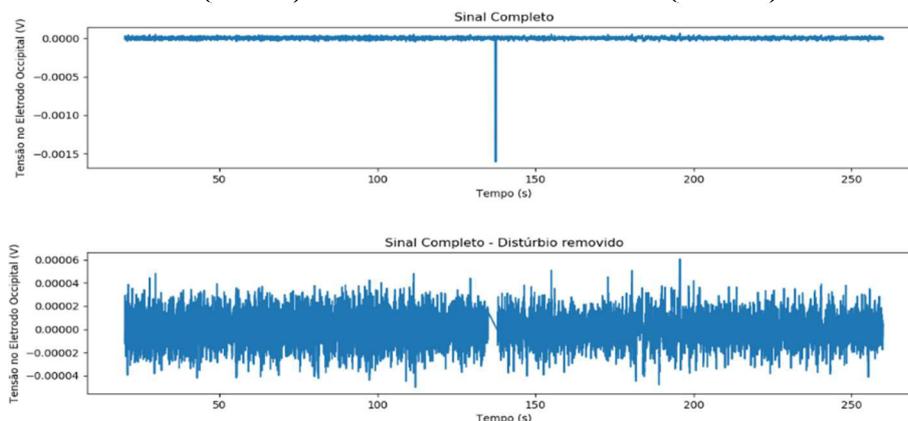
Com os dados carregados em memória, podem finalmente ser aplicados os métodos necessários para uma melhor análise dos sinais.

Na metodologia proposta, serão aplicadas as transformadas de Fourier e Wavelet (*wavelet* de Morlet). Na primeira, serão observadas as bandas<sup>9</sup> de frequência mais presentes no sinal. Espera-se uma concentração maior de ondas Alfa e Beta, dado que o voluntário estará acordado na maior parte do experimento, porém relaxado. Na aplicação da segunda transformada, devem ser observados comportamentos compatíveis ao longo do tempo de acordo com o executado no experimento.

Para exemplificar, usando o software MNE e a biblioteca NumPy, são aplicados, no sinal de exemplo plotado na Figura 14, os métodos propostos. Para facilitar a visualização, será analisado apenas o canal EEG-16, que corresponde ao eletrodo próximo à região do córtex visual (correspondente ao eletrodo 22 da Figura 15). Foram selecionados dois instantes, nos quais o voluntário encontrava-se, em um momento de olhos abertos, e no outro de olhos fechados. Estes instantes estão entre os 20 segundos e 260 segundos de experimento. Para visualizar o sinal nesse intervalo, o primeiro passo é carregar e efetuar a plotagem deste sinal no intervalo citado; como resultado é obtido o disposto na Figura 16 (acima).

Há um distúrbio no sinal, que pode ser facilmente removido com um filtro, porém, para facilitar a análise dos dados, será apenas desconsiderado o intervalo entre os segundos 135 e 138. Resultando no sinal considerado na plotagem demonstrada na Figura 16 (abaixo).

**Figura 16. Plotagem do sinal no eletrodo da versão occipital (20s-260s) com o ruído (acima) e sem o ruído encontrado (abaixo)**



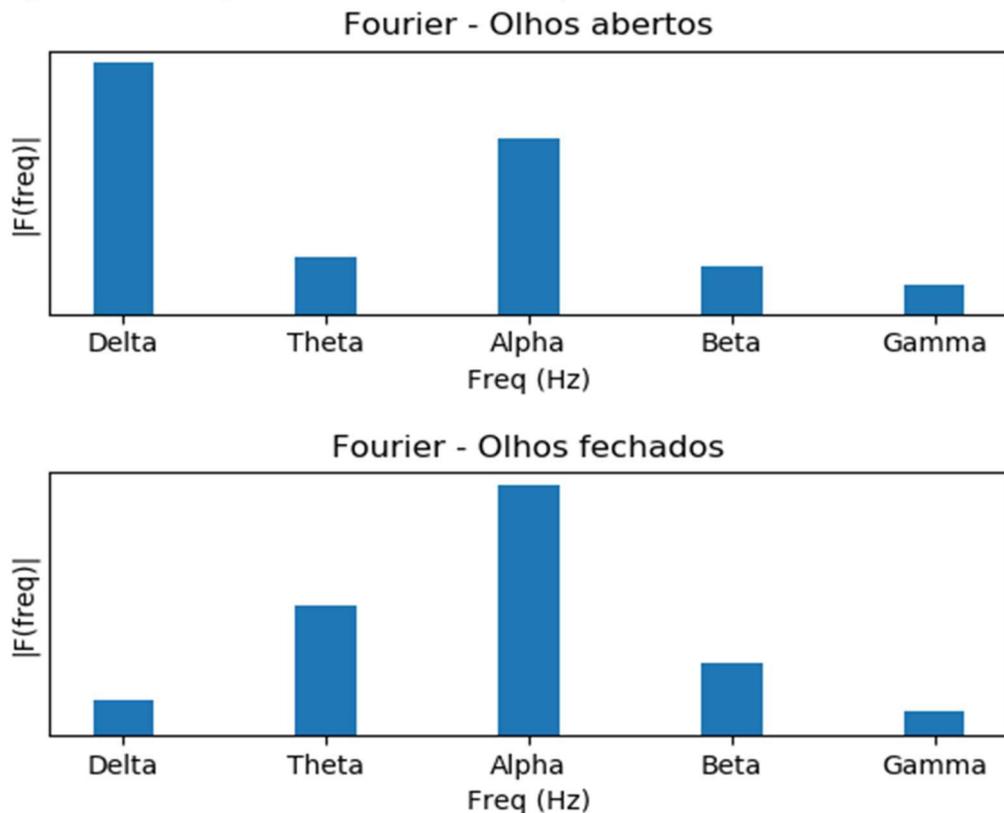
**Fonte: Autor.**

<sup>9</sup> Faixa de frequência definida. Exemplo: as ondas cerebrais do padrão Alfa se encontram na banda 8-12Hz.

Após a verificação do sinal por ruídos mais abruptos, devem ser aplicadas as transformadas de Fourier e Wavelet para análise das frequências dos sinais de acordo com os eventos do experimento.

A transformada de Fourier foi aplicada em dois instantes diferentes: o primeiro entre os segundos 20 e 135, e entre os segundos 138 e 260 do experimento realizado. Após a computação da transformada (a computação foi feita usando a implementação do algoritmo FFT da biblioteca NumPy), o resultado é acumulado em bandas, de forma que possa ser demonstrada a concentração de determinadas frequências no sinal original. Tal aplicação resulta nos gráficos plotados na Figura 17; nesta figura constam dois gráficos que mostram a incidência de ondas de acordo com seus padrões de frequência; em outras palavras quanto maior a presença da banda no sinal original, maior será a barra correspondente a essa banda no gráfico exposto. Há uma clara diminuição de ondas Alfa (8-12 Hz) na região occipital (córtex visual) quando o voluntário abre os olhos. Tal comportamento é o esperado, corroborando a validade da aquisição.

**Figura 17. Plotagem da concentração de padrões de ondas cerebrais no sinal**



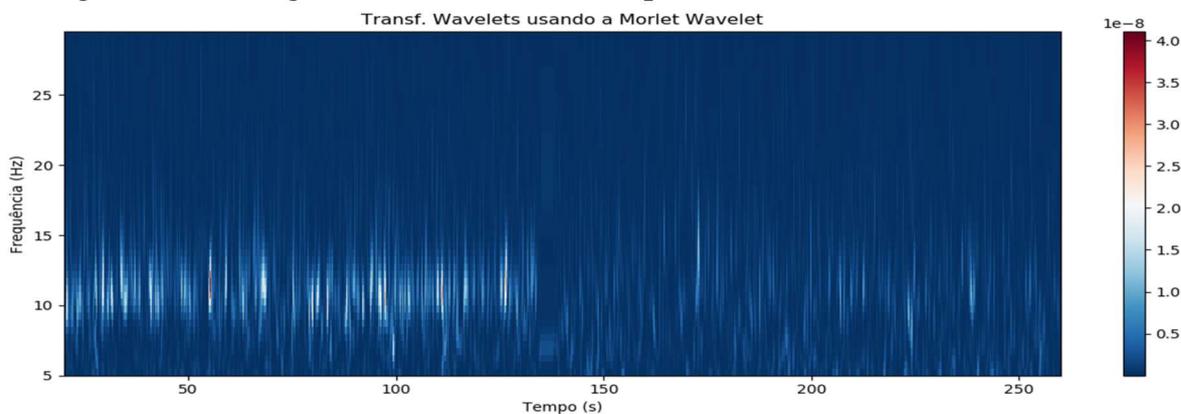
**Fonte: Autor.**

Como pode ser visualizado, a partir da análise usando a transformada de Fourier, houve maior concentração de ondas Alfa no sinal no segmento no qual o voluntário esteve de

olhos fechados, porém a informação dos instantes nos quais houve maior ou menor concentração destes padrões foi perdida. A seguir, é aplicada a transformada de Wavelet e é então demonstrado que a informação temporal é mantida, o que facilita significativamente a análise dos dados.

Para aplicação da transformada de Wavelet, foi considerado o segmento constante na Figura 16 (abaixo) e, após a computação dos dados, o resultado foi plotado num escalograma, como consta na Figura 18, onde é possível observar a maior incidência (escala de cor – branco e vermelho indicam maior incidência) de determinadas frequências (eixo vertical) ao longo do tempo (eixo horizontal) no sinal original. É visível a maior concentração de padrões de onda Alfa (8-12 Hz) enquanto o voluntário encontra-se de olhos fechados (região esbranquiçada do gráfico); o que vai ao encontro dos resultados obtidos na aplicação do método anterior (Fourier), e fornece informações mais precisas em função do tempo. É observável o instante exato no qual o voluntário abriu os olhos, já que incidência das frequências citadas reduziu sensivelmente (a região branca diminuiu muito após a abertura dos olhos, por volta do segundo 137 do sinal plotado).

**Figura 18. Escalograma com resultado da aplicação da transformada de Wavelet**



**Fonte: Autor.**

### **3.4. Fase 4: Consolidação e Avaliação dos Resultados**

Após a catalogação dos sinais originais, em conjunto com os sinais resultantes das aplicações das transformadas, devem ser observadas as concentrações de frequência em determinados pontos do sinal no tempo para que possa ser verificado o comportamento elétrico do encéfalo dos indivíduos submetidos ao experimento.

Essa verificação consiste basicamente em observar, no tempo, as ações solicitadas aos voluntários e verificar, tomando em consideração a Tabela 3, o comportamento deste sinal

adquirido durante a execução de tais ações. Quanto mais próximo do esperado estiver, maior é a probabilidade de que o sinal tenha sido corretamente adquirido.

**Tabela 3. Ações no experimento e alteração esperada no sinal**

<b>Ação</b>	<b>Eletrodos</b>	<b>Alteração no sinal</b>
Piscar	Fp1, Fp2 e Fz	Ao piscar, deve ser observado um pulso no canal correspondente ao olho que está piscando.
Mover braço esquerdo	C4 e Cz	Esperam-se padrões de em Alfa (8-12Hz, 20-80 $\mu$ V) antes do movimento e padrões em Beta (15-25Hz, 1-5 $\mu$ V) e Teta (4-8Hz, 5-10 $\mu$ V) durante a execução do movimento.
Mover braço direito	C3 e Cz	
Mover os pés	C3, C4 e Cz	
Fechar os olhos e abrir após 20 segundos.	O1, O2 e Oz	Ao fechar os olhos e relaxar, devem ocorrer padrões de onda em Alfa (8-12Hz, 20-80 $\mu$ V). Ao abrir os olhos, o padrão Alfa será suprimido, dando lugar, geralmente, a padrões Beta (15-25Hz, 1-5 $\mu$ V) e Teta (4-8Hz, 5-10 $\mu$ V).

**Fonte: Autor**

No exemplo proposto na seção anterior, foi verificado o eletrodo Oz quanto ao comportamento proposto nesta tabela.

## 4. Realização do Experimento

Como prova de conceito da metodologia apresentada no capítulo anterior, será realizada a aquisição de sinal utilizando um equipamento de polissonografia profissional disponibilizado pelo Hospital Universitário da Universidade Federal do Maranhão (HUUFMA) e então serão aplicados os passos seguintes propostas para validação do sinal adquirido. No decorrer da experiência proposta, serão validados os dados adquiridos por tal equipamento, consequentemente atestando seu funcionamento no caso de sucesso do experimento.

O equipamento trata-se de polissonógrafo SonoLab 632, da empresa Meditron Ltda. Por ser um aparelho para realização do exame de polissonografia, há meios para aquisição de outros biossinais além dos eletroencefálicos, porém, no experimento em questão, serão considerados apenas os canais do equipamento referentes a EEG/EOG, já que somente esses biossinais serão processados.

Foram utilizados eletrodos revestidos em ouro, além de pasta condutora para realização de EEG, conforme orientação do fabricante do equipamento. O experimento foi aplicado em dois voluntários. Estes executaram as cinco ações propostas durante a aquisição dos sinais para posterior validação.

O software utilizado em conjunto com o equipamento foi o Medilab 2016, fornecido pelo fabricante. Esse software é proprietário, porém possui várias funcionalidades que facilitam o trabalho do médico e do aplicador do exame de EEG ou PSG.

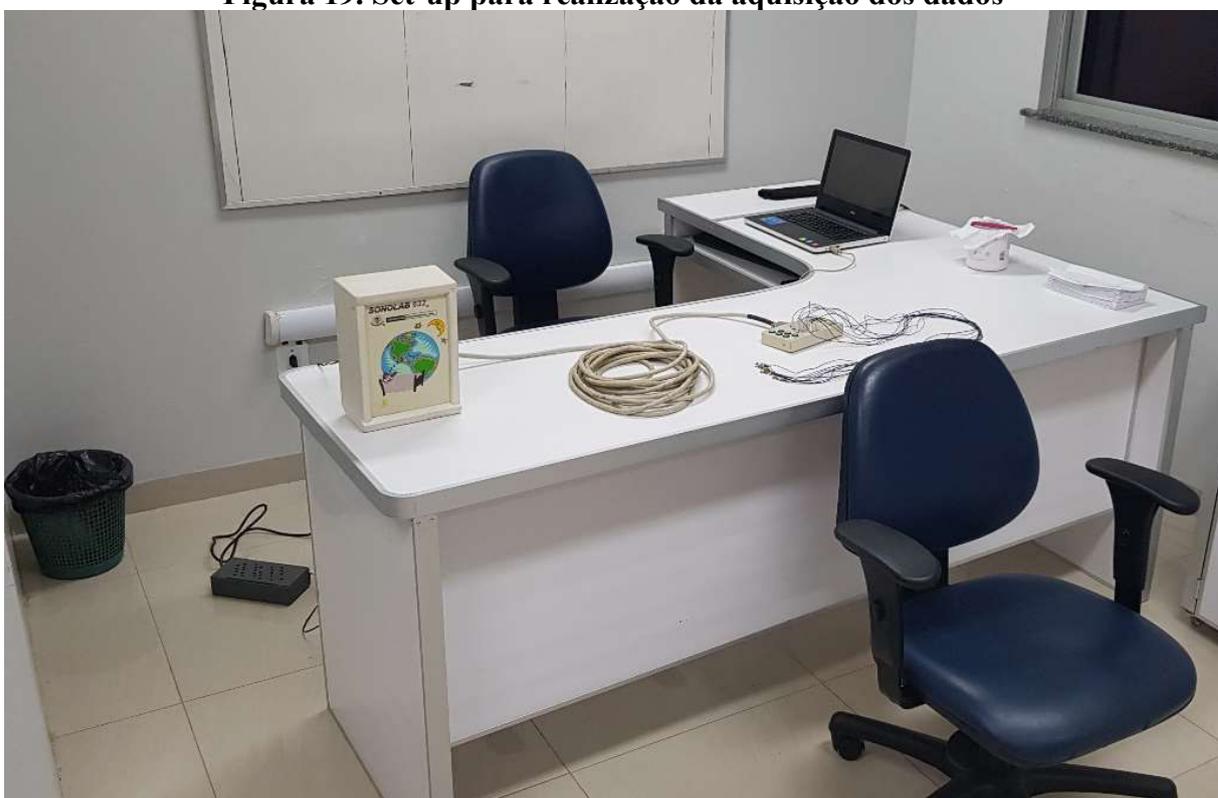
### 4.1. Fase 1: Aquisição do Sinal

O hardware do equipamento utilizado (Meditron Sonolab 632) é capaz de ler sinais de vinte e seis canais AC programáveis, dos quais serão utilizados nove canais para aquisição, o aterramento e o canal de referência, de acordo com o proposto na Figura 13.

A correta preparação do equipamento é de suma importância. Devem ser levadas em consideração as recomendações triviais para um exame de eletroencefalografia: lavar os cabelos com sabonete adstringente (recomenda-se sabão de coco), evitando uso de shampoos e condicionadores, por conterem óleo e materiais que criam uma película no couro cabeludo, dificultando o contato do eletrodo com a pele, consequentemente dificultando a condução elétrica do escalpe para o eletrodo, atenuando o sinal elétrico. Deve ser evitado também o consumo, pelo voluntário, de comidas ou medicamento que contenham substâncias que alterem o funcionamento do cérebro, como café, chá ou chocolate por, pelo menos, 12 horas antes do exame; e sedativos, antiepilépticos ou antidepressivos por 2 dias antes do exame.

Houve ainda a necessidade de configuração da montagem (especificada na Seção 3.1) no software do equipamento, configurando assim o correto posicionamento dos eletrodos e possibilitando a visualização do mapa de amplitude por sobre o escalpe do voluntário em tempo real. Na Figura 19, observamos o equipamento amplificador do sinal de EEG sobre a mesa (esquerda), o “cabeçal”, onde são conectados os eletrodos logo atrás da cadeira na qual sentará o voluntário, o material para aplicação dos eletrodos (pasta condutora e papel toalha para ajudar na fixação) e o notebook onde será executado o software de controle que deverá ser operado pelo realizador da aquisição (cadeira acima).

**Figura 19. Set-up para realização da aquisição dos dados**



**Fonte: Autor.**

A fixação dos eletrodos foi feita usando pasta condutora própria para realização de exames de EEG e a proteção destes eletrodos foi feita utilizando-se papel toalha recortado, como visto na Figura 20. Além de proteger, o papel toalha ajuda na fixação do eletrodo

A pasta foi aplicada nos eletrodos no momento da sua colocação, um a um; após a aplicação foi solicitado que o voluntário se mexesse o menos quanto fosse possível, a não ser que fosse solicitado, para evitar ruído no sinal adquirido.

**Figura 20. Preparação e aplicação dos eletrodos nos voluntários**

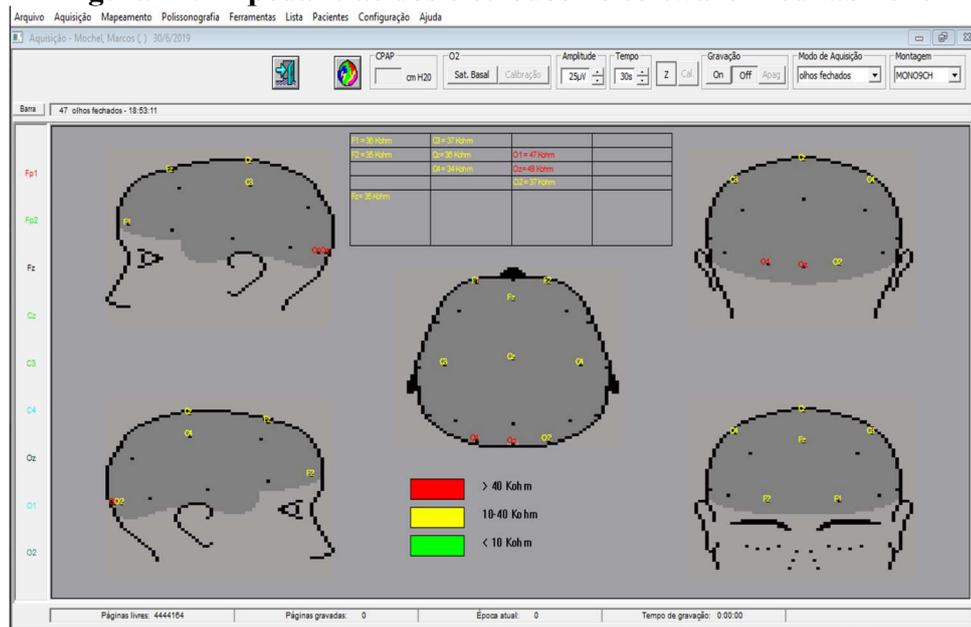


**Fonte: Autor.**

Após a instalação do equipamento, foi verificada a impedância dos eletrodos (funcionalidade do software e do equipamento, visualizada na Figura 21), para visualizar se havia uma boa condução elétrica entre o escalpe do voluntário e os eletrodos. Foi observada uma impedância regular ( $\sim 35$  KOhm) no voluntário 1 e uma impedância acima da média no voluntário 2 ( $\sim 55$  KOhm), mesmo depois do reposicionamento dos eletrodos.

Depois das verificações, foram iniciadas as sessões, nas quais foi solicitado aos voluntários que executassem as ações constantes na Tabela 3. Foram realizadas duas sessões com cada voluntário, resultando em quatro aquisições de sinais. A duração de cada uma dessas sessões foi, em média, cinco minutos. Para este estudo, foram consideradas as sessões nas quais houve menor impedância, que foram as segundas sessões de cada voluntário.

**Figura 21. Impedâncias dos eletrodos no software Medilab 2016**



Fonte: Autor.

## 4.2. Fase 2: Leitura dos dados em Python + MNE

Após leitura do sinal no software Medilab 2016 foram feitas algumas tentativas de exportação do arquivo de exame para um formato aberto (e.g. EDF, EDF+, GDF, FIF), porém sem sucesso. Os únicos formatos para o qual o software utilizado exporta são os formatos proprietários MDT e PSG, este segundo sendo passível de leitura no software Somnium, desenvolvido pelo mesmo grupo que fabrica o equipamento.

A partir de um levantamento literário, foi possível verificar que em todas as ocasiões pesquisas que utilizavam equipamentos desse fabricante, o software utilizado foi o Somnium. Isso deve-se ao fato de que este software exporta para um formato aberto (EDF), no qual os dados podem ser lidos a partir das principais bibliotecas de processamento de sinais de EEG.

Em contato com o fabricante acerca da possibilidade de cessão deste software para os fins deste trabalho, foi repassada a informação que o software tinha um custo elevado com o qual não se podia arcar no momento. Sendo assim, o experimento seguiu, porém a análise precisou ser feita pela própria interface deste software.

## 4.3. Fase 3: Processamento do Sinal

Tendo em vista o exposto na seção anterior, a análise de aspectos do sinal precisou ser feita diretamente no software proprietário. De fato, os gráficos exibidos neste software fornecem informações úteis para verificação do experimento, embora sem a eficácia da metodologia proposta.



gráfico (entre 1 e 2 segundos após o início). Os mapas de amplitude observados nesta análise constam na Tabela 4.

**Tabela 4. Ações por voluntário e mapa de amplitude correspondente**

Ação	Mapa de amplitude	
	Voluntário 1 (Sessão 2)	Voluntário 2 (Sessão 2)
Piscar		
Levantar braço esquerdo		
Levantar braço direito		
Mover os pés		
Fechar os olhos (esquerda) por 20 segundos e abri-los (direita)		
LEGENDA	<ul style="list-style-type: none"> <li>-223 µV</li> <li>-73 µV</li> <li>+78 µV</li> <li>+228 µV</li> <li>+379 µV</li> <li>+530 µV</li> <li>+680 µV</li> <li>+831 µV</li> <li>+982 µV</li> </ul>	

Embora sejam visíveis as alterações na amplitude do sinal de acordo com as ações do voluntário, a ausência informação mais detalhada acerca da frequência e a impossibilidade de leitura, a partir de alguma ferramenta de análise, dos dados gravados no software proprietário impedem uma análise mais abrangente acerca das alterações de padrão de onda que ocorreram durante o experimento. Sendo assim, tendo como único insumo os dados fornecidos diretamente pelo software Medilab 2016, pode-se afirmar, com algum grau de certeza, que as reações elétricas provenientes dos encéfalos dos voluntários ocorreram de acordo com o previsto na literatura revista.

Durante o experimento, foi observado ainda um grande ruído no sinal quando os voluntários executaram a ação de mover os pés e os deixaram tocar o chão. Houve a necessidade de repetir essa ação por algumas vezes quando ocorria esse contato.

Outro ponto notável foi a qualidade do sinal adquirido no voluntário 1 com relação à ao sinal do voluntário 2. No primeiro caso, não houve muitos artefatos (pulsos fora do normal, ruído notável, etc.), porém nas sessões de aquisição do voluntário 2, muito ruído foi percebido no sinal, provavelmente devido ao contato reduzido nos eletrodos devido à quantidade de cabelo deste, já que o primeiro voluntário é calvo.

#### **4.5. Alternativa para validação da metodologia (Fases 3 e 4)**

Como exposto, devido a limitações no formato de arquivo do software proprietário utilizado em conjunto com o equipamento disponibilizado, a metodologia não teve suas fases 3 e 4 aplicadas a contento, de forma que, a priori, esta não pode ter sua validade corroborada.

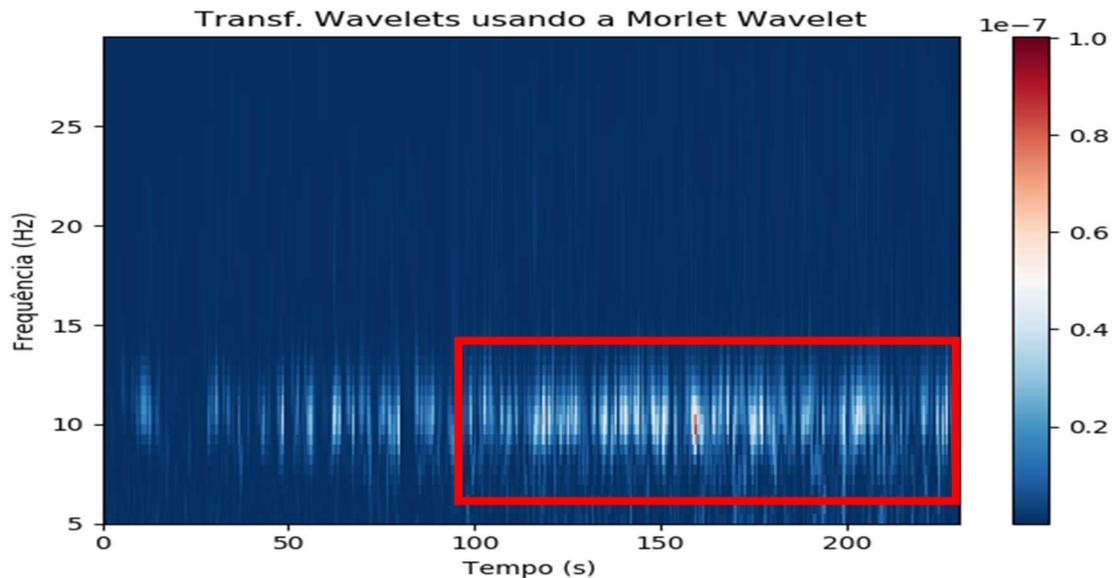
Alternativamente, a fim de validar a metodologia em si, as fases 3 e 4 foram aplicadas em mais alguns segmentos de sinais adquiridos. Tais sinais constam no mesmo repositório (BCI Competition) do qual foi obtida a aquisição que serviu como base para o exemplo na Seção 3.3.

Para facilitar a escolha dos sinais que serão avaliados, foi considerada apenas a ação de fechar e abrir os olhos e observado o eletrodo mais próximo à região occipital. Isso se deve ao fato que de quase toda aquisição feita e disponibilizada à comunidade tem esse evento associado, já que tal evento é bastante citado na literatura, servindo inclusive para avaliar a qualidade de aquisições publicada. Assim, em cada um dos sinais avaliados, foi observado o comportamento das frequências, de forma que pôde ser validada a aquisição executado, como observado na Tabela 5.

**Tabela 5. Análise dos sinais alternativos do repositório BCI Competition IV**

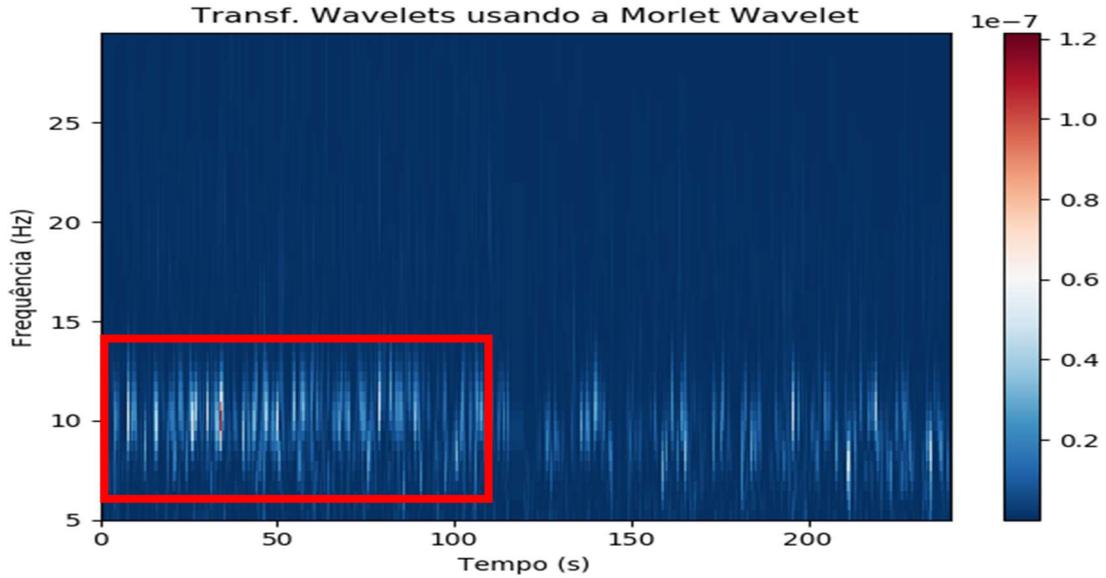
Identificador da aquisição no repositório	Segmentos	Escalograma	Resultado da análise
BCICIV_2a_A03T	Olhos abertos: 0s – 94s Olhos fechados: 96s – 230s	Figura 23	Comportamento esperado, embora diferença observada tenha sido menor
BCICIV_2a_A06T	Olhos fechados: 0s – 116s Olhos abertos: 120s – 240s	Figura 24	Comportamento esperado
BCICIV_2a_A07T	Olhos fechados: 0s – 100s Olhos abertos: 110s – 210s	Figura 25	Comportamento esperado
BCICIV_2a_A08T	Olhos fechados: 0s – 120s Olhos abertos: 124s – 230s	Figura 26	Comportamento esperado
BCICIV_2a_A09T	Olhos fechados: 0s – 120s Olhos abertos: 126s – 210s	Figura 27	Comportamento esperado

**Figura 23. Plotagem da aplicação da transformada de Wavelet ao sinal do canal occipital da aquisição BCICIV\_2a\_A03T (área de maior incidência de padrão Alfa em vermelho)**



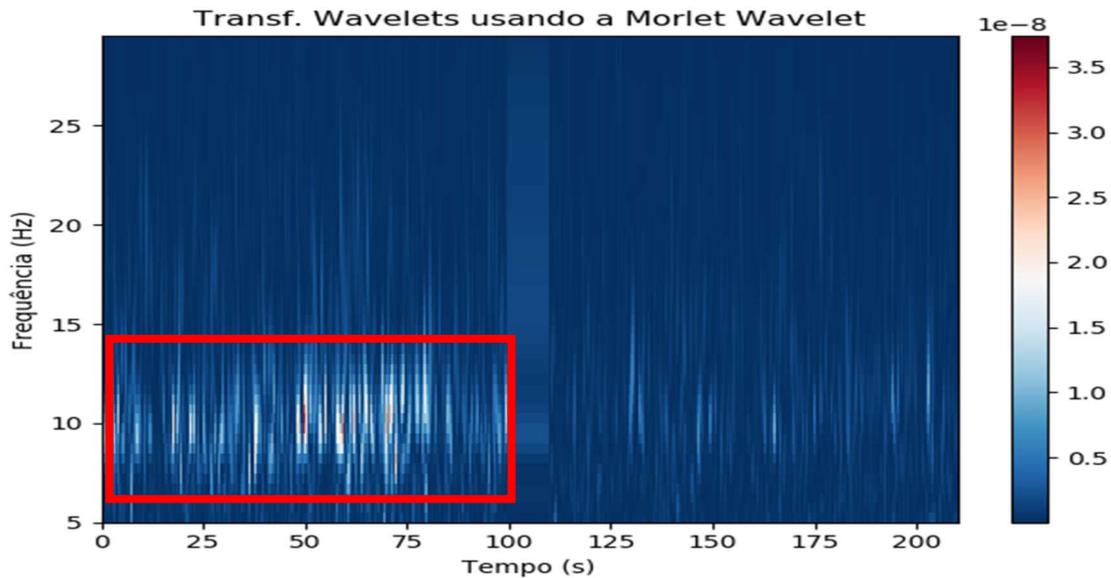
Fonte: Autor.

**Figura 24. Plotagem da aplicação da transformada de Wavelet ao sinal do canal occipital da aquisição BCICIV\_2a\_A06T (área de maior incidência de padrão Alfa em vermelho)**



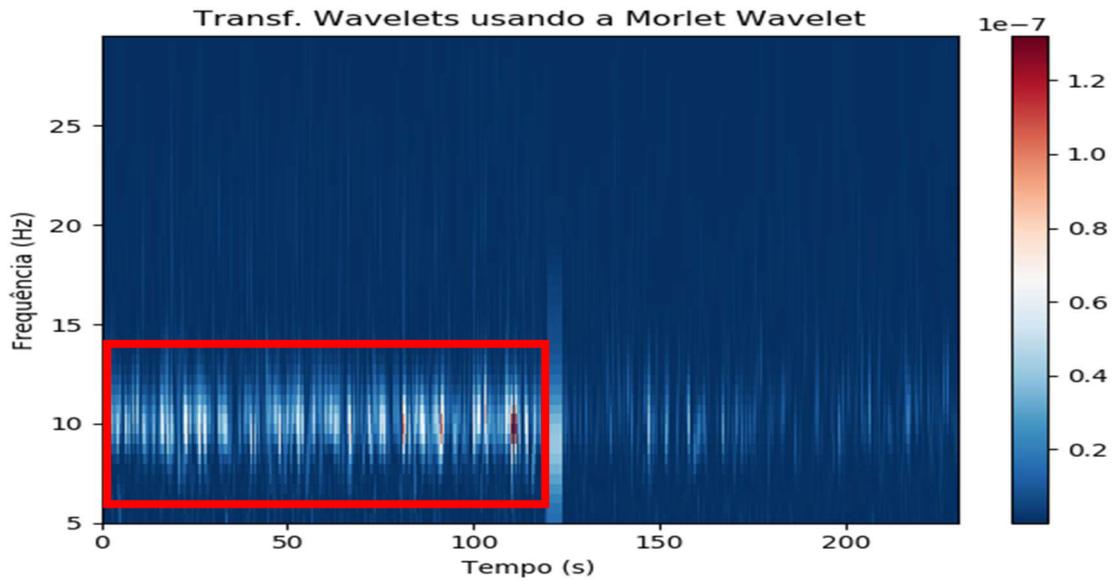
**Fonte: Autor.**

**Figura 25. Plotagem da aplicação da transformada de Wavelet ao sinal do canal occipital da aquisição BCICIV\_2a\_A07T (área de maior incidência de padrão Alfa em vermelho)**



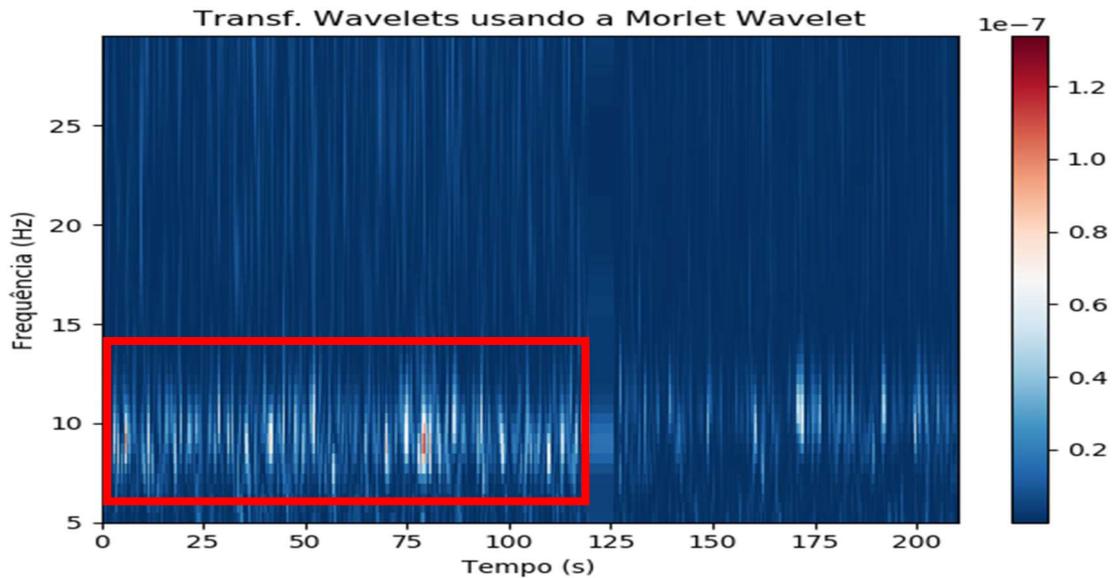
**Fonte: Autor.**

**Figura 26. Plotagem da aplicação da transformada de Wavelet ao sinal do canal occipital da aquisição BCICIV\_2a\_A08T (área de maior incidência de padrão Alfa em vermelho)**



**Fonte: Autor.**

**Figura 27. Plotagem da aplicação da transformada de Wavelet ao sinal do canal occipital da aquisição BCICIV\_2a\_A09T (área de maior incidência de padrão Alfa em vermelho)**



**Fonte: Autor.**

Fica claro que a metodologia de análise é válida, visto que, em todos os casos, o sinal adquirido considerado foi validado perante a metodologia proposta, sendo observada maior incidência das ondas da banda Alfa nos instantes previstos.

## 5. Conclusão

São inúmeras as possibilidades de aplicação a partir da aquisição do sinal elétrico do encéfalo, e poder fazê-lo com a precisão encontrada nos dispositivos atuais abre um grande leque de possibilidades. Não obstante, os dados adquiridos pelo dispositivo devem ser analisados devidamente a fim de assegurar a qualidade da aquisição deste sinal.

Dentro desse contexto, a metodologia proposta, considerado o que dela pôde ser executado no experimento, se mostrou satisfatória na aquisição e validação de sinais de EEG. Ainda que tenham havido limitações na leitura dos sinais gravados pelo software utilizado, foi possível observar o comportamento das ondas cerebrais durante a execução do experimento.

Vale frisar que, infelizmente, equipamentos como o utilizado ainda tem elevado valor no país e, embora a EEG seja o método de interface cérebro-computador com equipamentos mais baratos, a realidade da maioria dos laboratórios de pesquisa nacionais é proibitiva para compra de um desses sistemas. Sendo assim, é interessante que as universidades e demais instituições de ensino possam efetuar parcerias com hospitais e empresas de tecnologia no sentido de tornar viável a compra, cessão ou mesmo empréstimo desses equipamentos.

### 5.1. Retrospectiva do trabalho

Este trabalho se provou desafiador ao longo de sua execução, pois embora exista um amplo estudo sobre o assunto abordado, não há vastas publicações nacionais a respeito, o que diminui a comunidade próxima, com a qual pode se comunicar com mais facilidade. Além disso, elementos importantes no desenvolvimento deste estudo dependiam de terceiros, como a cessão do equipamento utilizado, ou a aplicação do experimento em voluntários, entre outros.

Porém, a experiência de executar esse estudo trouxe um vislumbre interessante de como se dá o processo de observação e análise destes sinais, além de prover um contato com a área assistencial de uma instituição de saúde, algo na maioria das vezes distante do acadêmico de um curso de exatas e/ou tecnologia. Tal visão interdisciplinar é de suma importância para o entendimento de eventos da natureza e demonstra que a divisão de áreas de estudo deve ser diminuída, a fim de aproximar as ciências e tornar possível feitos como o observado no decorrer deste trabalho.

Das dificuldades encontradas, a maior diz respeito ao software proprietário que acompanha o equipamento cedido. Devido a restrições de funcionalidades nesse software, não foi possível salvar o arquivo em um formato adequado para a posterior leitura utilizado ferramentas de análise dados, o que inviabilizou a aplicação completa da metodologia proposta,

restringindo a análise do sinal adquirido à simples observação da amplitude do sinal em relação ao tempo. Porém, como alternativa, a metodologia teve suas fases 3 e 4 aplicadas à sinais adquiridos obtidos no repositório científico BCI Competition, a fim de demonstrar que tal metodologia é aplicável e satisfatória na validação de sinais.

Contudo, foi possível averiguar os sinais adquiridos na fase 1 da metodologia e avaliar o processo de aquisição do sinal, bem como o funcionamento do equipamento utilizado neste trabalho.

## **5.2. Avaliação do trabalho**

Muito embora a análise tenha sofrido as restrições expostas anteriormente, foi possível atestar que o sinal fora corretamente adquirido, conseqüentemente atestando a correção no método de aquisição proposto, bem como demonstrando que o equipamento está em normal funcionamento.

Na medida em que a metodologia era apresentada, no capítulo 3, e demonstrada em sinais de exemplo obtidos através de repositórios públicos de sinais EEG, foi observado que esta é válida e pode ser aplicada em sinais adquiridos em ambientes compatíveis com os referenciados em tais repositórios.

Outrossim, a aquisição efetuada nos voluntários sofreu análise, que, embora menos detalhada, como já foi dito, foi capaz de demonstrar reações na atividade elétrica cerebral aos eventos propostos, nas regiões esperadas (mesmo na presença de ruído considerável). Além disso, a metodologia foi aplicada em outros segmentos de sinais, como alternativa para corroborar a sua validade.

Isso posto, acredita-se que o objetivo principal deste trabalho tenha sido alcançado, já que foi adquirido um sinal válido de EEG e foi proposta metodologia para análise e validação deste sinal, podendo esta ser usada em qualquer equipamento de aquisição; para isso, os dados devem ser salvos em formato padrão que possa ser lido pelas ferramentas apresentadas, o que não ocorreu no experimento executado.

## **5.3. Trabalhos futuros**

Dentre as várias possibilidades advindas deste estudo, podem ser destacadas a possibilidade do auxílio na criação de um equipamento de menor custo para aquisição de sinais eletroencefálicos, ou mesmo a possibilidade de avaliação de um equipamento desta natureza adquirido em algum projeto de pesquisa proposto; além possibilidade mais intuitiva que seria o controle de algo usando as ondas cerebrais; a metodologia proposta pode ajudar possibilitando

extração de *features* encontradas no sinal fim de possibilitar, usando alguma técnica de *machine learning*, a classificação de determinado evento encefálico.

Técnicas de processamento de eventos complexos (do inglês CEP, ou complex event processing) podem ser utilizadas para que, de acordo com algum evento apresentado nas frequências observadas no sinal transformado, alguma ação no ambiente seja executada. Com tal análise espectral das ondas cerebrais, podem ser propostas ainda novas interpretações possíveis para eventos ou mesmo a leitura de eventos ainda não catalogados, fomentando pesquisas na área de biotecnologia. Por exemplo, a partir da transformada de Wavelet, pode ser observado padrões delta quando o voluntário executa determinada ação (que poderia nem estar no escopo da pesquisa feita). Nesse contexto, novos paradigmas de BCI podem ser propostos. Ou seja, há várias possibilidades em aberto no contexto de BCI, nas quais pode ser usada a metodologia proposta para realizar algum estudo na área.

Ainda, a metodologia proposta neste trabalho pode ser melhorada para que a aquisição e validação do sinal possa ser feita com maior acurácia e eficiência. A exemplo, podem ser incluídos parâmetros de amplitude do sinal para classificação em qual padrão de onda cerebral este sinal figura, usando em conjunto as informações de amplitude (tensão) e frequência; ou pode ser implementado algoritmo que faça a verificação automática de várias aquisições do sinal, demonstrando o resultado do seu teste de validade diretamente, sendo especialmente útil no caso de múltiplas aquisições (para atestar o funcionamento do equipamento, por exemplo).

Importante frisar que houve um entrave experimental devido à licença proprietária do software de controle do equipamento utilizado. Fica proposto então, como trabalho futuro, o desenvolvimento de software aberto à comunidade que possa efetuar a leitura, ou mesmo conversão do formato desses arquivos, observados os devidos aspectos legais desse feito.

## REFERÊNCIAS

- BEAR, Mark F., CONNORS, Barry W. e PARADISO, Michael A. 2017.** *Neurociências: desvendando o sistema nervoso. 4. ed.* Porto Alegre : Artmed, 2017.
- BERGER, H. 1929.** Uber das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Archiv f. Psychiatrie (1929)* 87. 22 de 04 de 1929, pp. 527-528.
- BROUGHTON, S. Allen e BYRAN, Kurt. 2018.** *Discrete Fourier Analysis and Wavelets: Applications to Signal and Image Processing.* Hoboken : John Wiley & Sons, 2018.
- BRUNNER, C, et al. 2008.** Graz data set A. *BCI Competition 2008.* IV, 2008.
- CARMIEN, Stefan and GARZO, Ainara. 2014.** Elders Using Smartphones - A Set of Research Based Heuristic Guidelines for Designers. *Universal Access to Information and Knowledge.* 8th, 2014, Vol. II, pp. 26-37.
- FARWELL, L. A. e DONCHIN, E. 1988.** Talking off the top of your head: A mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1988, 70.* 29 de 04 de 1988, pp. 510-523.
- FERNÁNDEZ, Eloi, JUNIOR, Oswaldo A. Pedrosa e PINHO, Antônio C. 2019.** Dicionário do Petróleo | função de janelamento / window function. *Dicionário do Petróleo.* [Online] IBP – Instituto Brasileiro de Petróleo, Gás e Biocombustível, 1 de 1 de 2019. [Citado em: 20 de 06 de 2019.] <http://dicionariodopetroleo.com.br/dictionary/funcao-de-janelamento/>.
- HWANG, Han-Jeong, et al. 2013.** EEG-Based Brain-Computer Interfaces: A Thorough Literature Survey. *International Journal of Human-Computer Interaction, 29:12.* 29 de 04 de 2013, pp. 814-826.
- HWONG, Connie. 2017.** Chart Of The Week: Which Devices Are Used Most Often? *Site da Verto Analytics.* [Online] 10 11, 2017. <https://www.vertoanalytics.com/chart-of-the-week-which-devices-are-used-most-often/>.
- JASPER, H.H. 1958.** The Ten-Twenty Electrode System of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 10.* 1958, pp. 371-375.
- JOBERT, M., et al. 1992.** Topographical analysis of sleep spindle activity. *Neuropsychobiology 26(4).* 01 01, 1992, pp. 210-217.
- JONES, D. L. e PARKS, T. W. 1992.** A resolution comparison of several time-frequency representations. *IEEE Transactions on Signal Processing (40, 2).* 02 de 1992, pp. 413-420.
- NAM, Chang S. 2018.** *Brain-computer interfaces handbook : technological and theoretical advances / edited by Chang S. Nam, Anton Nijholt, Fabien Lotte.* [ed.] Anton NIJHOLT e Fabien LOTTE. Boca Raton : Taylor & Francis CRC Press, 2018.
- National Center for Adaptive Neurotechnologies. 2019.** Software | National Center for Adaptive Neurotechnologies. *National Center for Adaptive Neurotechnologies.* [Online] 15 de 06 de 2019. <http://www.neurotechcenter.org/software>.

**NICOLAS-ALONSO, LF and GOMEZ-GIL, J. 2012.** Brain computer interfaces, a review. *US National Library of Medicine National Institutes of Health, Sensors (Basel) 2012;12(2)*. 01 31, 2012, p. 79.

**PENG, Hui-Ling, et al. 2016.** A novel passive electrode based on porous Ti for EEG recording. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2016, Vol. 226, pp. 349-356.

**PRESSMAN, Roger S. 2006.** *Engenharia de software*. Nova Iorque : McGraw-Hill, 2006.

**STRANNEBY, Dag. 2001.** *Digital Signal Processing: DSP and Applications*. Woburn : Newnes, 2001.

**Trans Cranial Technologies ltd. 2012.** 10/20 System Positioning Manual. *TCT Research*. [Online] 2012. [http://chgd.umich.edu/wp-content/uploads/2014/06/10-20\\_system\\_positioning.pdf](http://chgd.umich.edu/wp-content/uploads/2014/06/10-20_system_positioning.pdf).

**ZHUANG, Tianbao, ZHAO, Hong and TANG, Zheng. 2009.** A Study of Brainwave Entrainment Based on EEG Brain Dynamics. *Computer and Information Science. Vol. 2. 02. 05* 2009, pp. 80-86.

## APÊNDICES

### APÊNDICE A – Algoritmo FFT

A algoritmo matemático FFT usa o método dos desdobramentos sucessivos, como segue:

Se considerar-se a transformada de Fourier:

$$F(u) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) W_N^{ux} \quad W_N^{ux} = e^{-j2\pi u \cdot x / N} \quad , \text{ onde}$$

Considerando  $N = 2M$ , onde  $M$  é um inteiro positivo, tem-se

$$F(u) = \frac{1}{2M} \sum_{x=0}^{2M-1} f(x) W_{2M}^{ux} \quad , \text{ que é equivalente a}$$

$$F(u) = \frac{1}{2} \left[ \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{M-1} f(2x) W_M^{u(2x)} + \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{M-1} f(2x+1) W_{2M}^{u(2x+1)} \right]$$

Considerando  $W_{2M}^{2ux} = W_M^{ux}$ , pode-se decompor a transformada em duas somas:

$$F_{\text{par}}(u) = \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{M-1} f(2x) W_M^{ux} \quad F_{\text{impar}}(u) = \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{M-1} f(2x+1) W_{2M}^{ux}$$

Se for reescrita a transformada como  $F(u) = F_{\text{par}}(u) + F_{\text{impar}}(u) W_{2M}^u$  e considerando

$W_M^{u+M} = W_M^u$  e  $W_{2M}^{u+M} = -W_{2M}^u$ , tem-se

$$F(u+M) = F_{\text{par}}(u) - F_{\text{impar}}(u) W_{2M}^u$$

### APÊNDICE B – Código-fonte para leitura e plotagem do sinal obtido no repositório da BCI Competition IV – Dataset 2<sup>a</sup>

```
import mne
import matplotlib.pyplot as plt

raw = mne.io.read_raw_gdf("BCICIV_2a_gdf/A01E.gdf")
raw.info['bads'] = ['EOG-left', 'EOG-central', 'EOG-right']
raw.plot()

input('\nPressione <ENTER> para continuar...\n')
```

## APÊNDICE C – Código-fonte para leitura e plotagem do sinal presente no eletrodo da região occipital

```

import mne
import matplotlib.pyplot as plt

raw = mne.io.read_raw_gdf("BCICIV_2a_gdf/A01E.gdf")

##### INTERVALO QUE COMPREENDE OLHOS ABERTOS E FECHADOS #####
start, stop = raw.time_as_index([20, 260])
data, times = raw[21, start:stop] # Canal Índice 21 - Occipital
plt.subplot(211)
plt.title('Sinal Completo')
plt.plot(times, data.T)
plt.xlabel('Tempo (s)')
plt.ylabel('Tensão no Eletrodo Occipital (V)')

# Há um problema com o sinal original no tempo 137s. Esse tempo deve ser
removido
# Intervalo entre os segundos 20-260
start, stop = raw.time_as_index([20, 135])
data1, times1 = raw[21, start:stop] # Canal Índice 21 - Occipital
start, stop = raw.time_as_index([138, 260])
data2, times2 = raw[21, start:stop] # Canal Índice 21 - Occipital

start, stop = raw.time_as_index([20, 120]) # Intervalo entre os segundos
20-120 (olhos abertos)
data, times = raw[21, start:stop] # Canal Índice 21 - Occipital
plt.subplot(211)
plt.title('Sinal - Olhos abertos')
plt.plot(times, data.T)
plt.xlabel('Tempo (s)')
plt.ylabel('Tensão no Eletrodo Occipital (V)')

start, stop = raw.time_as_index([160, 260]) # Intervalo entre os segundos
160-260 (olhos fechados)
data, times = raw[21, start:stop] # Canal Índice 21 - Occipital
plt.subplot(212)
plt.title('Sinal - Olhos fechados')
plt.plot(times, data.T)
plt.xlabel('Tempo (s)')
plt.ylabel('Tensão no Eletrodo Occipital (V)')

plt.subplots_adjust(hspace = 0.6)

plt.show()

```

## APÊNDICE D – Código-fonte para computação e plotagem do sinal após aplicação da transformada de Fourier

```

import mne
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np

```

```

raw = mne.io.read_raw_gdf("BCICIV_2a_gdf/A01E.gdf")

fs = raw.info['sfreq']

# Padrões de onda
padroes = { 'Delta': (0.5, 4),
            'Theta': (4, 8),
            'Alpha': (8, 12),
            'Beta': (15, 25),
            'Gamma': (25, 60)}

##### OLHOS ABERTOS #####
start, stop = raw.time_as_index([20, 135]) # Intervalo entre os segundos
20-120 (olhos abertos)
data_oa, times_oa = raw[21, start:stop] # Canal Índice 21 - Occipital

n = len(data_oa.T) # Comprimento do sinal (pontos)
k = np.arange(n)
T = n/raw.info['sfreq']
freq_oa = k/T # Range de Frequência
freq_oa = freq_oa[range(n//2)] # Função par / eliminando um lado
Foa = np.fft.fft(data_oa.T)
Foa = Foa[range(n//2)] # Função par / eliminando um lado

# Usa a média da amplitude do sinal já transformado para cada faixa de
padrão
faixas_fft_oa = dict()
for padrao in padroes:
    freq_faixa = np.where((freq_oa >= padroes[padrao][0]) &
                          (freq_oa <= padroes[padrao][1]))[0]
    faixas_fft_oa[padrao] = np.mean(Foa[freq_faixa])

##### OLHOS FECHADOS #####
start, stop = raw.time_as_index([138, 260]) # Intervalo entre os segundos
160-260 (olhos fechados)
data_of, times_of = raw[21, start:stop] # Canal Índice 21 - Occipital

n = len(data_of.T) # Comprimento do sinal (pontos)
k = np.arange(n)
T = n/raw.info['sfreq']
freq_of = k/T # Range de Frequência
freq_of = freq_of[range(n//2)] # Função par / eliminando um lado
Fof = np.fft.fft(data_of.T)
Fof = Fof[range(n//2)] # Função par / eliminando um lado

# Usa a média da amplitude do sinal já transformado para cada faixa de
padrão
faixas_fft_of = dict()
for padrao in padroes:
    freq_faixa = np.where((freq_of >= padroes[padrao][0]) &
                          (freq_of <= padroes[padrao][1]))[0]
    faixas_fft_of[padrao] = np.mean(Fof[freq_faixa])

padroes_labels = list(padroes)

plt.subplot(211)
plt.title('Fourier - Olhos abertos')
plt.xlabel('Freq (Hz)')
plt.ylabel('|F(freq)|')
plt.yticks([])

```

```

plt.bar(padroes_labels, np.absolute([faixas_fft_oi[padrao] for padrao in
padroes])), width=0.3)

plt.subplot(212)
plt.title('Fourier - Olhos fechados')
plt.xlabel('Freq (Hz)')
plt.ylabel('|F(freq)|')
plt.yticks([])
plt.bar(padroes_labels, np.absolute([faixas_fft_of[padrao] for padrao in
padroes])), width=0.3)

plt.subplots_adjust(hspace = 0.6)
plt.show()

```

## APÊNDICE E – Código-fonte para computação e plotagem do sinal após aplicação da transformada de Wavelet usando a *wavelet* de Morlet

```

import mne
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
import pywt

raw = mne.io.read_raw_gdf("BCICIV_2a_gdf/A01E.gdf")

fs = raw.info['sfreq']

# Há um problema com o sinal original no tempo 136-137. Esse tempo deve ser
removido
# Intervalo entre os segundos 20-260
start, stop = raw.time_as_index([20, 135])
data1, times1 = raw[21, start:stop] # Canal Índice 21 - Occipital
start, stop = raw.time_as_index([138, 260])
data2, times2 = raw[21, start:stop] # Canal Índice 21 - Occipital

data_array = np.array([[np.concatenate([data1[0], data2[0]])]])
times = np.concatenate([times1, times2])

#libera memória
del data1, data2, times1, times2

freqs = np.arange(5, 30, .5)

power = mne.time_frequency.tfr_array_morlet(data_array, sfreq=fs,
freqs=freqs, output='avg_power')

vmin, vmax = np.amin(power), np.amax(power)
fig, ax = plt.subplots()
mesh = ax.pcolormesh(times, freqs, power[0], cmap='RdBu_r', vmin=vmin,
vmax=vmax)
ax.set_title('Transf. Wavelets usando a Morlet Wavelet')
ax.set_xlabel('Tempo (s)', ylabel='Frequência (Hz)')
fig.colorbar(mesh)
plt.tight_layout()

plt.show()

```