

16º Congresso de Inovação, Ciência e Tecnologia do IFSP - 2025

ELABORAÇÃO DE PROGRAMA COMPUTACIONAL PARA ANÁLISE ESPECTRAL DE ELETROENCEFALOGRAMA PARA VALIDAÇÃO DE NEUROMODULAÇÃO EM RATOS COM EPILEPSIA

CAROLINE S. BRITO¹, MARINA M. REZENDE², SARA D. DOS SANTOS³, RICARDO PIRES⁴

¹ Graduanda em Engenharia de Controle e Automação, Bolsista PIBIFSP, IFSP, Campus São Paulo, caroline.brito@ifsp.edu.br.

² Graduanda em Engenharia de Controle e Automação, Campus São Paulo, marina.rezende@aluno.ifsp.edu.br

³ Doutora em Ciências, USP, Docente do Departamento de Elétrica, IFSP, Campus São Paulo, sarad@ifsp.edu.br

⁴ Doutor em Sistemas Automáticos e Microeletrônicos, Université Montpellier II, Docente do Departamento de Elétrica, IFSP, Campus São Paulo, ricardo_pires@ifsp.edu.br

Área de conhecimento (Tabela CNPq): 3.13.01.01-0 - processamento de sinais biológicos

RESUMO: A epilepsia é uma das condições neurológicas mais comuns, afetando cerca de 1% da população mundial. As crises epiléticas podem ser detectadas por meio do eletroencefalograma (EEG), e a neuromodulação tem se destacado como uma alternativa terapêutica promissora. A análise espectral do EEG permite investigar alterações nas oscilações eletrofisiológicas e prever eventos neuronais diante de estímulos ou tratamentos. Este projeto tem como objetivo aplicar a análise espectral em registros de EEG de animais com crises epiléticas, buscando caracterizar esses eventos após intervenção terapêutica. Para isso, foi desenvolvido, no Instituto Federal de São Paulo, um software que processa planilhas com registros de EEG obtidos de ratos do Laboratório de Neurociências da Faculdade de Medicina da USP. O programa gera automaticamente gráficos da distribuição espectral nas faixas de frequência delta, theta, alfa, beta e gama ao longo do tempo. Com interface intuitiva e funcionalidades definidas pelos pesquisadores que virão a usá-lo, o software permite a visualização do sinal bruto e da evolução temporal da intensidade das bandas de frequência, facilitando e enriquecendo a análise dos dados experimentais.

PALAVRAS-CHAVE: eletroencefalograma; transformada de Fourier; espectro; epilepsia; análise de sinais.

DEVELOPMENT OF A COMPUTATIONAL PROGRAM FOR SPECTRAL ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAM TO VALIDATE NEUROMODULATION IN RATS WITH EPILEPSY

ABSTRACT: Epilepsy is one of the most common neurological conditions, affecting approximately 1% of the global population. Epileptic seizures are detected through electroencephalogram (EEG) recordings, and neuromodulation has emerged as a promising therapeutic alternative. EEG spectral analysis is a valuable tool for investigating changes in electrophysiological oscillations and predicting neuronal events in response to stimuli or treatments. This project aims to apply spectral analysis to EEG recordings from animals experiencing epileptic seizures, in order to characterize these events following therapeutic interventions. To this end, software was developed at the Federal Institute of São Paulo to process spreadsheet data containing EEG recordings collected from rats at the Neuroscience Laboratory of the University of São Paulo Medical School. The program automatically generates graphs showing the spectral distribution across delta, theta, alpha, beta, and gamma frequency bands over time. With an intuitive interface and features defined by the researchers who will use it, the software allows visualization of both raw signals and the temporal evolution of each frequency band's intensity, thus facilitating and enhancing the analysis of experimental data.

KEYWORDS: electroencephalogram; Fourier transform; spectrum; epilepsy; signal analysis.

INTRODUÇÃO

A epilepsia é uma das condições neurológicas mais comuns na população geral, afetando aproximadamente 1% das pessoas no mundo (WHO, 2019). É caracterizada pela recorrência de crises epiléticas, sinais e sintomas ocasionados por atividade neuronal anormal no cérebro, e pode ser detectada mediante a realização de um exame de eletroencefalograma (EEG) (ILAE, 1989; 2017).

A neuromodulação tem se destacado como uma excelente opção terapêutica alternativa ao tratamento com drogas antiepiléticas, podendo ser invasiva e não-invasiva (Nitsche, et al., 2008; Nitsche & Paulus, 2009; Camacho-Conde 2022). Estudos mostram que a Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) catódica, técnica não invasiva, reduz crises e melhora comorbidades, sendo promissora para aplicação clínica em pacientes pediátricos com epilepsia (Zobeiri & Van Luijtelea, 2013; Gouveia et al., 2022).

O modelo animal de epilepsia do tipo ausência (GEAS) desenvolvido no Laboratório de XXXXXX da XXXXX tem sido essencial para estudar a fisiopatologia da Epilepsia de Ausência na Infância (André et al., 2014; Gouveia et al., 2022). O protocolo com ETCC demonstrou redução significativa das crises, indicando alterações na comunicação neuronal, o que reforça a necessidade de análises eletrográficas mais detalhadas.

O presente projeto propõe, por meio do emprego de técnicas matemáticas de análise de sinais em registros eletroencefalográficos (EEG) de animais com crises de ausência, a obtenção de informações que possibilitem uma descrição mais pormenorizada desses eventos após tratamento com ETCC, bem como revelações sobre a organização das principais ondas cerebrais (delta, theta, alfa e beta), uma vez que essas oscilações são o produto final da atividade de uma rede neural.

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

As frequências de oscilações senoidais presentes em um sinal, bem como suas amplitudes e fases, são calculadas por meio da Transformada de Fourier. No caso de sinais amostrados periodicamente, como é o EEG neste trabalho, esse cálculo é feito por meio da Transformada de Fourier Discreta (DFT, de Discrete Fourier Transform), definida como

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j \frac{2\pi}{N} kn} \quad (1)$$

em que k é o índice para raias de frequências resultantes da transformada, N é o número de amostras na sequência x submetida à transformada e n é o indexador das amostras no tempo (Oppenheim; Schaffer, 2014). Em programas de computador, a implementação comumente usada para a DFT é a Transformada Rápida de Fourier (FFT, de *Fast Fourier Transform*). Para cada sequência x contendo N amostras, o resultado são amostras do espectro X , contendo N coeficientes complexos (N raias uniformemente espaçadas do espectro).

A Transformada de Fourier é definida para sinais estacionários, ou seja, aqueles cujas propriedades são constantes ao longo do tempo. No caso desta transformada, a estacionaridade significa que as senóides que compõem o sinal manteriam as suas características ao longo de toda a duração do sinal (Oppenheim; Schaffer, 2014). Mas, longos trechos de EEG não são estacionários, já que as presenças das ondas alfa, beta etc. estão relacionadas a fases do sono, ao tipo de atividade cerebral realizada e, no âmbito deste projeto, à ocorrência de crises epiléticas. Por isso, só faz sentido a aplicação da FFT a janelas temporais cuja duração seja curta o suficiente para se considerar que, em cada janela, o EEG é aproximadamente estacionário e, ao mesmo tempo, cuja duração seja longa o suficiente para haver um número de amostras que proporcione um espectro resultante com resolução conveniente. Em exemplos de trabalhos de análise de EEG de ratos por Transformada de Fourier, Li et al (2023) usaram janelas temporais com duração de 2 s. Karvat et al (2020) usaram janelas com 150 ms e 250 ms. Hidisoglu e Chiantia (2023) usaram janelas com duração de 2 s.

Um problema em se executar a DFT em janelas temporais de um sinal é que o fato de simplesmente se isolar da sequência completa do sinal uma subsequência (janela) contendo N amostras seguidas equivale a multiplicar aquela sequência completa por uma função do tipo pulso retangular, ou seja, por uma função de tempo discreto que contenha N amostras seguidas com valor 1 e

todas as demais amostras com valor 0. Com isso, o espectro resultante da janela assim formada terá componentes de alta frequência oriundos da existência de bordas abruptas naquele pulso retangular, frequências essas que, portanto, não eram do sinal analisado. Por isso, ao invés de se isolar uma janela de amostras por meio de um pulso retangular, prefere-se usar, em seu lugar, funções com bordas mais suaves, como a função de Hamming (Oppenheim; Schafer, 2014).

Um requisito importante a ser considerado ao se trabalhar com sinais amostrados é o de se garantir que a frequência de aquisição de amostras seja maior do que o dobro da maior frequência presente no sinal, segundo o Teorema da Amostragem de Nyquist (Oppenheim; Schafer, 2014). Para isso, são usados filtros passa-baixas analógicos (Sedra; Smith, 2014) para fazer com que o amostrador só receba sinais com frequências compatíveis com sua frequência de amostragem.

MATERIAL E MÉTODOS

Considerando a teoria de conceitos como o Teorema da Amostragem de Nyquist e a Transformada de Fourier, iniciou-se a análise computacional do sinal de EEG, utilizando linguagem de programação Python (Python Software Foundation, 2024a) e os dados eletroencefalográficos de ratos, disponibilizados pelo Laboratório XXXXX da Faculdade XXXXX, adquiridos por um aparelho eletroencefalográfico Nihon Kohden, com frequência de amostragem de 256 Hz e filtragem passa-baixas com frequência de corte de 70 Hz. A aquisição daquele EEG ocorreu após aprovação pelo comitê de ética em pesquisa daquela instituição. O modelo de epilepsia utilizado no presente trabalho apresenta crises de ausência que diferem significativamente das crises parciais complexas tanto na morfologia, quanto na frequência de oscilação. São compostas por potenciais hypersíncronos espiculados que se agrupam formando complexos espícula-ondas com frequência de oscilação baixa (7-9 Hz), podendo chegar a 11 Hz em alguns casos.

Primeiramente, foi realizada a plotagem do gráfico do sinal EEG utilizando a biblioteca Matplotlib (Hunter, 2007) e a biblioteca NumPy (NumPy Developers, 2022) no ambiente de desenvolvimento VS Code (Visual Studio Code., 2025). Em seguida, para a análise das frequências presentes no EEG, utilizando a biblioteca SciPy (Virtanen et. al, 2020), aplicou-se a Transformada de Fourier em um trecho do sinal com duração de 2 segundos. Durante o processo de janelamento, empregou-se uma janela gaussiana, para evitar o vazamento espectral decorrente do corte brusco de uma janela retangular, assim, aprimorando a análise de frequência e reduzindo as distorções no espectro.

Após a obtenção do espectro do sinal, procedeu-se com o cálculo das médias dos módulos das raias espectrais para diferentes faixas de frequência, definindo-se, para teste, as bandas Delta (0,5 a 3,0 Hz), Theta (3 a 8 Hz), Alfa (8 a 12 Hz), Beta (12 a 38 Hz) e Gama (38 a 42 Hz). Mas, o programa permite que seus usuários definam as faixas de frequências diferentemente, conforme seus interesses. As médias dos módulos das raias espectrais foram calculadas para cada faixa, possibilitando a representação gráfica dos resultados.

Em continuidade à exploração das características do sinal de EEG, utilizou-se o espectrograma para analisar a evolução das frequências ao longo do tempo, permitindo a visualização detalhada das variações espectrais temporais. Essa análise foi realizada utilizando a função `scipy.signal.spectrogram`, que permite a decomposição do sinal em componentes de frequência ao longo do tempo. A implementação do espectrograma foi baseada no método Short-Time Fourier Transform (STFT) do pacote SciPy, que divide o sinal em janelas temporais e aplica a Transformada de Fourier a cada trecho.

Na implementação, considerou-se o parâmetro *nperseg*, definido como 256 amostras por segmento, influenciando a resolução temporal e espectral, e o *noverlap*, definido como 128 amostras, assim, estabelecendo 50% de sobreposição entre segmentos consecutivos, suavizando a transição entre janelas e reduzindo descontinuidades na análise. Além disso, o parâmetro *fs*, que representa a frequência de amostragem do sinal, foi estabelecido em 256 Hz, sendo essencial para mapear corretamente as frequências na análise espectral. A segmentação do sinal foi realizada por meio de uma janela, definida neste caso como uma janela Gaussiana, cujo desvio padrão (*std*) é determinado como uma fração de *nperseg*, garantindo assim uma transição mais suave entre os segmentos. Por fim, o parâmetro *fft_mode* foi configurado como *centered*, o que ajusta a representação do espectro para que as frequências fiquem centradas em torno de zero.

A fim de proporcionar uma interação mais intuitiva e acessível para o usuário, desenvolveu-se uma interface gráfica utilizando a biblioteca Tkinter (Python Software Foundation, 2024b), permitindo a seleção de parâmetros como o trecho do sinal a ser analisado, a duração da janela, e a faixa de frequência de interesse, facilitando a visualização e a interpretação dos resultados.

Com o intuito de garantir a rastreabilidade das análises realizadas, o software gera automaticamente um arquivo *.log*, no qual são armazenados os parâmetros utilizados em cada execução, tais como tamanho da janela, sobreposição entre segmentos e faixas de frequência selecionadas. Além disso, visando assegurar a reprodutibilidade do trabalho e a compatibilidade em diferentes ambientes computacionais, foi elaborado um arquivo *requirements.txt*, que lista as versões das bibliotecas utilizadas no desenvolvimento do programa.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na Figura 1, pode-se observar a primeira aba da interface desenvolvida, que expõe o gráfico de um sinal exemplo de EEG no domínio do tempo (parte superior), a amplitude das raia nas frequências encontradas no trecho selecionado (parte inferior esquerda) e a intensidade média em cada faixa de frequência (parte inferior direita), cujos intervalos por faixa são demonstrados na Figura 2, que apresenta a aba de configuração das faixas de frequências.

Figura 1 - Visualização do sinal, espectro de frequência e médias dos módulos das raia por banda na interface gráfica



Fonte: Elaborado pelo Autor (2025)

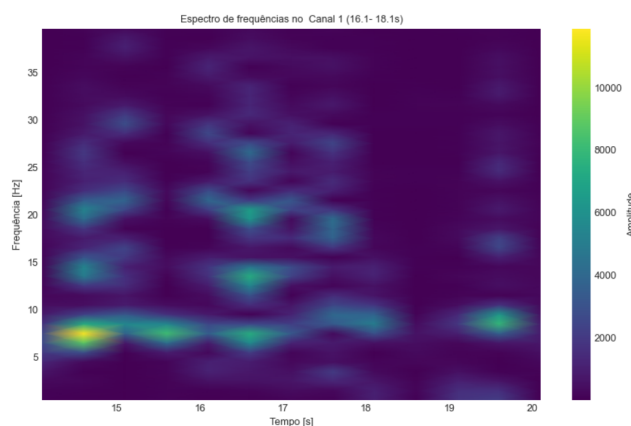
Figura 2 - Configuração de faixas de frequências

Faixas de Frequência (Hz):			
Faixa 1 - Mínimo	0.5	Máximo	3.0
Faixa 2 - Mínimo	3.0	Máximo	8.0
Faixa 3 - Mínimo	8.0	Máximo	12.0
Faixa 4 - Mínimo	12.0	Máximo	38.0
Faixa 5 - Mínimo	38.0	Máximo	42.0
Salvar alterações		Restaurar padrão	

Fonte: Elaborado pelo Autor (2025)

A Figura 3 apresenta o espectrograma gerado a partir do sinal de EEG, revelando a distribuição das componentes de frequência ao longo do tempo, o qual está localizado na segunda aba da interface gráfica.

Figura 3 - Espectrograma do sinal EEG



Fonte? Elaborado pelo Autor (2025)

A fim de validar o programa desenvolvido, realizou-se testes com sinais sintéticos e como parâmetro de comparação, analisou-se os mesmos sinais com o pacote MNE python ¹. Os gráficos obtidos demonstraram espectros equivalentes para cada sinal analisado em ambas implementações, confirmando a consistência dos resultados.

Destaca-se que a interface gráfica deste trabalho foi desenvolvida com o intuito de proporcionar a visualização gráfica dos dados espectrais extraídos do sinal de EEG. Entretanto, a interpretação clínica dos resultados apresentados, bem como quaisquer conclusões diagnósticas a partir dos dados exibidos, não fazem parte do escopo deste trabalho, sendo esta uma atribuição dos profissionais da área médica.

CONCLUSÕES

O presente projeto teve como objetivo desenvolver um programa computacional para análise espectral de sinais de eletroencefalograma (EEG) de ratos com epilepsia, visando a auxiliar na validação de técnicas de neuromodulação.

O programa desenvolvido permitiu a visualização do sinal bruto e a análise das faixas de frequência delta, theta, alfa, beta e gama ao longo do tempo, por meio de gráficos e espectrogramas gerados automaticamente. A utilização de técnicas como a Transformada de Fourier Discreta (DFT) e a aplicação de janelamento gaussiano contribuíram para a qualidade da análise espectral, minimizando distorções e vazamentos no espectro.

A interface gráfica desenvolvida proporcionou uma interação intuitiva, permitindo ao usuário ajustar parâmetros como a duração da janela de análise e as faixas de frequência de interesse. O conjunto de gráficos elaborados pelo programa permitem a análise das variações nas intensidades das frequências, o que é fundamental para correlacionar os dados com a ocorrência de crises epiléticas e os efeitos da neuromodulação. Tal funcionalidade torna a ferramenta uma solução útil e prática para o estudo de modelos animais de epilepsia no Laboratório de Neurociências da FMUSP.

Para trabalhos futuros, propõe-se a inclusão de novas funcionalidades à interface, como a detecção automática de crises epiléticas com base no espectro do sinal, utilizando algoritmos de aprendizado de máquina.

CONTRIBUIÇÕES DOS AUTORES

Todos os autores contribuíram com a revisão do trabalho e aprovaram a versão submetida.

¹ LARSON, E. et al. MNE-Python (v1.10.1). Zenodo, 2025. Disponível em: <https://doi.org/10.5281/zenodo.16794835>. Acesso em: 20 set. 2025.

AGRADECIMENTOS

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelas bolsas de iniciação tecnológica concedidas a C. S. Brito e a M. M. Rezende.

REFERÊNCIAS

- ANDRÉ, *et al.* **Spontaneous absence-like activity in Wistar rats: Behavioral and electrographic characteristics and the effects of antiepileptic drugs**. Brasil: Acta Scientiarum. Biological Sciences, 2014.
- CAMACHO-CONDE JA *et al.* **Brain stimulation: a therapeutic approach for the treatment of neurological disorders**. Espanha: CNS Neurosci Ther. 2022.
- GOUVEIA F.V. *et al.* **Transcranial Direct Current Stimulation Reduces Anxiety, Depression and Plasmatic Corticosterone in a Rat Model of Atypical Generalized Epilepsy**. Canadá: Neuroscience. 2022.
- HIDISOGLU, E.; CHIANTIA, G. Frontal EEG alterations induced by hippocampal amyloid pathology in rats. **Advances in Medical Sciences**, v. 68, n. 2, p. 353-358, 2023.
- HUNTER, J. D. Matplotlib: A 2D graphics environment. **Computing in science & engineering**, v. 9, n. 03, p. 90-95, 2007.
- ILAE, International League Against Epilepsy. **Proposal for revised classification of epilepsies and epileptic syndromes. Commission on Classification and Terminology of the International League Against Epilepsy**. Epilepsia, 1989.
- ILAE, International League Against Epilepsy. **Classification of the Epilepsies: Position Paper of the ILAE Commission for Classification and Terminology**. Epilepsia, 2017a.
- KARVAT, G. *et al.* Real-time detection of neural oscillation bursts allows behaviourally relevant neurofeedback. **Communications biology**, v. 3, n. 1, p. 72, 2020.
- LI, W.-Y. *et al.* Low-frequency amplitude modulation of hippocampal theta rhythm in rats during treadmill running. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 86, p. 105313, 2023.
- NITSCHKE M.A., PAULUS W. **Noninvasive brain stimulation protocols in the treatment of epilepsy: current state and perspectives**. Alemanha: Neurotherapeutics. 2009.
- NITSCHKE M.A. *et al.* **Transcranial direct current stimulation: State of the art 2008**. Alemanha: Brain Stimul. 2008.
- NUMPY DEVELOPERS. **NumPy documentation**. 2022. Disponível em <https://numpy.org/doc/stable/>. Acesso em 28 jun. 2025.
- Oppenheim, A. V.; Schaffer, R. W. **Discrete-Time Signal Processing**. Pearson Education, 2014.
- PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. **Python**. 2024a. Disponível em <https://www.python.org/>. Acesso em 28 jun. 2025.
- PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. **tkinter** — Python interface to Tcl/Tk. 2024b. Disponível em <https://docs.python.org/pt-br/3/library/tkinter.html>. Acesso em 28 jun. 2025.
- SEDRA, A.; SMITH, K. **Microelectronic Circuits**. Oxford University Press, USA. Seventh edition. 2014.
- VIRTANEN, P. *et al.* SciPy 1.0: Fundamental Algorithms for Scientific Computing in Python. **Nature Methods**, v. 17, p. 261–272, 2020.
- VISUAL STUDIO CODE. **Your code editor. Redefined with AI**. Disponível em <https://code.visualstudio.com/>. Acesso em 28 jun. 2025.
- WHO. **Epilepsy: a public health imperative**. Geneva: World Health Organization, 2019.
- ZOBEIRI M., VAN LUIJTELAAR G. **Noninvasive transcranial direct current stimulation in a genetic absence model**. Holanda: Epilepsy Behav. 2013.