



## ESTUDO DA ESTACIONARIEDADE DE SINAIS ELETROENCEFALOGRÁFICOS EM GRUPO COMATOSO E GRUPO CONTROLE

Carlos Alberto D. S. S. Júnior\*<sup>1</sup>, Camila Davi Ramos<sup>1</sup>, Gaspar Eugênio Oliveira Ramos<sup>1</sup>, Kellen Duarte Lana<sup>1</sup>, Letícia Batista Silva<sup>1</sup>, João Batista Destro Filho<sup>1</sup>

<sup>1</sup>FEELT – Universidade Federal de Uberlândia

**Resumo** – Análises quantitativas do sinal EEG são geralmente realizadas no domínio tempo-frequência ou domínio da frequência. Em termos morfológicos e análise temporal, uma análise que pode ser feita é em termos da estacionariedade do sinal. Nesse trabalho, sinais EEG registrados em pacientes comatosos foram comparados à sinais EEG advindos de voluntários saudáveis a fim de quantificar a estacionariedade do sinal, bem como compará-los. Notou-se que, para segmentos de EEG de dois segundos, a ferramenta *Mean Ratio Test* classificou ambos os sinais como estacionários, sendo que os sinais comatosos são menos estacionários que os sinais controle.

**Palavras-Chave** - Eletroencefalografia. Estacionariedade. Mean Ratio Test.

### STUDY OF THE STATIONARITY OF ELECTRO-PATHOGENIC SIGNALS IN COMATOSE GROUP AND CONTROL GROUP

**Abstract** - Quantitative EEG signal analyses are generally realized out in the time-frequency domain or the frequency domain. In terms of morphological and temporal analysis, an analysis that can be made is in terms of the stationarity of the signal. In this work, EEG signals registered in comatose patients were compared to EEG signals obtained of healthy volunteers in order to quantify the signal Statistical as well as to compare them. It was noted that for two-second EEG segments, the Mean Ratio Test tool classified both signals as stationary, with comatose signals being less stationary than control signals.

**Keywords** - Electroencephalography. Stationary. Mean Ratio Test.

### I. INTRODUÇÃO

Hans Berger registrou pela primeira vez ondas cerebrais ao ligar eletrodos ao couro cabeludo humano a partir da [cadssjr@gmail.com.br](mailto:cadssjr@gmail.com.br)\*<sup>1</sup>

descoberta da associação de atividades elétricas com o cérebro [1] e também fez a observação interessante que as ondas cerebrais diferiram não só entre sujeitos saudáveis e sujeitos com certas patologias neurológicas, mas que elas eram igualmente dependentes do estado mental gerais do sujeito, por exemplo, se o sujeito estava em estado de atenção, relaxamento ou sono [2], [3]. O estudo de Berger tornou-se a base do eletroencefalograma (EEG), exame de diagnóstico que mede a atividade elétrica do cérebro em diferentes locais da cabeça, tipicamente usando eletrodos colocados no couro cabeludo[4]. O EEG é uma ferramenta poderosa no diagnóstico de doenças como epilepsia, distúrbios do sono e demência. Além disso, o sinal EEG é importante para o monitoramento em tempo real na sala de cirurgia e unidade de terapia intensiva (UTI), por exemplo, quando monitoriza o progresso dos estágios do coma ou algumas encefalopatias [2], [5].

Sinais EEG no geral são classificados como não-estacionários uma vez que trata-se de um sinal caótico, sendo que a atividade cerebral é influenciada por diversos fatores, tais como mudanças no sistema fisiológico, possíveis patologias neurológicas e até artefatos instrumentais [6]–[8]. Entende-se por processo estocástico estacionário, um processo cuja estrutura de média, variância e autocorrelação não mudam com o tempo [9]. A “não-estacionariedade” ou “variação no tempo” é o oposto de processos estocásticos estacionários, pois as características de uma série temporal, como média, variância e espectral mudam com o tempo[10]. Testes estatísticos geralmente são utilizados na estimativa de estacionariedade de um sinal. Um exemplo é o teste Mean Ratio Test (MRT) que avalia amplitude e espectro de potência de subconjuntos de um sinal para verificar se esses são significativamente diferentes[11].

Alguns estudos que analisam sinal EEG em termos da estacionariedade foram realizados ao longo do desenvolvimento e utilização desse sinal na neurologia clínica. Como mostrado em [9], [12], um sinal EEG pode ser considerado como não estacionário, porém quando segmentado em curtos períodos pode apresentar características estacionárias. No entanto [13] consideraram que em situação de alerta a não-estacionariedade do sinal EEG é estritamente verdadeira, podendo essa ser diferente em

situações como sono profundo ou em presença de patologias neurológicas.

Partindo do pressuposto que o sinal EEG é importante não apenas na neurologia clínica mas também em diagnóstico de pacientes comatosos, esse trabalho teve como objetivo avaliar, em termos da estacionariedade do sinal, registros EEG comatosos e controles para verificar se, no tempo, essa ferramenta pode ser utilizada na distinção quantitativa desse sinal em termos do nível de consciência. E a partir dos resultados quantitativos, auxiliar na neurologia clínica as tomadas de decisões, principalmente no que tange ambientes de Unidades de Terapia Intensiva (UTI), sendo esses valores possíveis preditores do nível de consciência mensurado no paciente.

## II. METODOLOGIA

A coleta de dados ocorreu na Unidade de Terapia Intensiva do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (UTI – HCU – UFU) e no Setor de Neurologia Clínica do mesmo, sendo que os sinais foram retirados do estudo realizado em [14]. Para o Grupo Patológico (GP) um total de 39 registros foram selecionados, em que todos os pacientes estudados encontravam-se em coma e com escala Glasgow abaixo de 6. Já para o Grupo Controle (GC), realizados em indivíduos sem patologia prévia, a quantidade de sinais selecionados foi igual a 100.

### A. Pré-Processamento

Precedendo a etapa de processamento, os sinais coletados passaram por análise visual de um médico neurologista do HCU – UFU a fim de verificar se cada um dos sinais apresentavam os padrões de qualidade desejados, descartando aqueles que possuíam mais de três eletrodos problemáticos. Posteriormente foram selecionados dez segmentos de dois segundos cada, sendo realizado tanto para o GC quanto para GP.

Logo após os sinais foram convertidos de maneira a serem compatíveis com os softwares utilizados nas etapas posteriores, gerando, para cada sinal EEG, dez matrizes cujas linhas totalizaram em 20 (quantidade de eletrodos utilizados na coleta de dados) e as colunas são referentes ao número de amostras contidas em dois segundos.

### B. Mean Ratio Test

O teste razão média ou *Mean Ratio Test* (MRT) é utilizado para verificar se um sinal é considerado estacionário. De maneira geral, esse teste analisa um sinal de entrada segmentado no domínio do tempo em duas partes iguais, e por meio de informações a respeito da amplitude desses segmentos, bem como espectro de potência dos mesmos, obtidos pela transformada de Welch, classifica o sinal como estacionário, caso essas informações não sejam significativamente diferentes, ou como não-estacionário, caso contrário [15].

### C. Quantificação do EEG

A realização do teste de Estacionariedade, conforme mostrado em [11], consiste em processar cada segmento

selecionado seguindo uma divisão em janelas amostrais. Nessa divisão o sinal de 400 amostras é dividido em N janelas, cada um com uma quantidade M de amostras, conforme demonstrado na Tabela I, após isso, em cada janela é realizado o teste de MRT.

Durante o teste de estacionariedade, a cada uma das janelas foi atribuído um valor binário, sendo 0 referente a um comportamento do sinal daquela janela, estacionário e 1 a uma situação não estacionária. Posteriormente ao processamento total do sinal, para um mesmo valor de tamanho da janela, o resultado encontrado foi um vetor de dados binários, como demonstrado na Tabela II.

Após, para a obtenção do valor da porcentagem de segmentos não estacionários (PSNE) é realizada uma média do vetor binário obtido para cada janela, demonstrado em (1), resultando em um valor percentual para cada tamanho de janela [11].

$$PSNE = \frac{\sum_{i=1}^{Nj} H(i)}{Nj} \quad (1)$$

Onde:

Nj: Quantidade de janelas amostrais

H: Valor binário por janela

PSNE: Valor percentual de segmentos não estacionários

Ao final do processamento são obtidos 4 valores para cada segmento, quando analisado apenas um eletrodo. Realizando esse mesmo cálculo para todos os eletrodos obtém-se um total de 80 dados por segmento. Levando em consideração as 10 épocas selecionadas para um sinal EEG, o valor total de dados é equivalente a 800. Se levarmos em consideração o GC esse número ainda é multiplicado por 100, visto que para tal grupo foram analisados 100 registros, totalizando 80000 informações de PSNE. Fazendo uma análise análoga para o GP obtém-se um total de 31200 dados.

Tabela I - Tamanho do janelamento em número de amostras

Dados do janelamento do PSNE				
Tamanho da Janela	50	100	200	400
Quant. De blocos de análise	8	4	2	1

Tabela II – Exemplo do vetor binário montado pelo teste estatístico

Exemplo de vetor binário para janela de 50 amostras							
0	0	0	1	0	0	1	0

### D. Análise dos resultados

Tendo em vista a quantidade de dados obtidos, dois métodos para avaliação dos resultados foram adotados.

O primeiro consistiu em separar os dados por eletrodo e por segmento, ou seja, para cada segmento todos os valores de PSNE foram distribuídos de acordo com o eletrodo analisado, como demonstrado na Tabela III. Nesta, V-i representa o i-ésimo registro avaliado (EEG associado ao paciente ou ao indivíduo normal).

Tabela III - Exemplo de resumo de resultados por Eletrodo, sendo V-1 o registro analisado e V-N o último.

Registros	V-1				...	V-N			
Janelas:	A <sup>1</sup>	B <sup>2</sup>	C <sup>3</sup>	D <sup>4</sup>	...	A <sup>1</sup>	B <sup>2</sup>	C <sup>3</sup>	D <sup>4</sup>
FP1	0.1854				...	0.2604			
...	...				...	...			
O2	0.3083				...	0.2958			

<sup>1</sup>Janela de 50 amostras; <sup>2</sup>Janela de 100 amostras; <sup>3</sup>Janela de 200 amostras; <sup>4</sup>Janela de 400 amostras.

Tabela IV - Exemplo de resumo de resultados por Janela, sendo V-1 o primeiro registro analisado e V-N o último.

Janelas	V-1 FP1	...	V-N O2
50	0.1875	...	0.625
100	0.2013	...	0.1415
200	1	...	1
400	1	...	1

O segundo método é realizado com a separação por tamanho de janela e por segmento. Em resumo, cada segmento foi agrupado todos os eletrodos com o mesmo tamanho de janela, para ambos os testes, conforme Tabela IV.

A partir dos dois métodos de agrupamento dos resultados, foram feitas análises estatísticas cujo objetivo foi caracterizar numericamente cada grupo avaliado, bem como foram realizados testes de comparação, a fim de saber se houveram diferenças significativas entre resultados de PSNE obtidos para o GP e os obtidos para o GC. O teste de Mann-Whitney foi utilizado na comparação dos dados, com nível de significância de 95%. Sendo assim, p-valores maiores que 0,05 indicam que os dados comparados não apresentam diferença significativa. O contrário também pode ser afirmado.

### III. RESULTADOS

Inicialmente foram calculados os valores de média  $\pm$  desvio padrão dos valores de PSNE obtidos por janelas. Esses valores estão representados na Tabela V, sendo a segunda coluna referente aos valores da análise do EEG controle, GC, e a terceira coluna referente ao processamento dos dados comatosos, GP. Nessa Tabela V existem ainda as informações de p-valores, obtidas por meio da comparação entre os resultados de PSNE dos dois grupos. Já a Figura 1 representa a relação entre janelas de processamento e o valor de média obtido, tanto para GC (linha contínua) quanto para GP (linha tracejada) em relação ao tamanho das janelas

Tabela V – Resultado de média  $\pm$  desvio padrão dos valores de PSNE obtidos por janelas, considerando todos os registros dos grupos (GC = 100 e GP = 39).

Janelas	$\mu \pm DP$		p-valor ( $\alpha=95\%$ )
	Controle	Coma	
50	0,27+0,16	0,32+0,19	*
100	0,4+0,25	0,44+0,26	*
200	0,48+0,36	0,54+0,36	*
400	0,57+0,5	0,61+0,49	*

\* indica p-valor < 0,05.

Fig. 1. Comportamento de PSNE obtido para GC (linha contínua) e para GP (linha tracejada) em termos de tamanho de janelas.

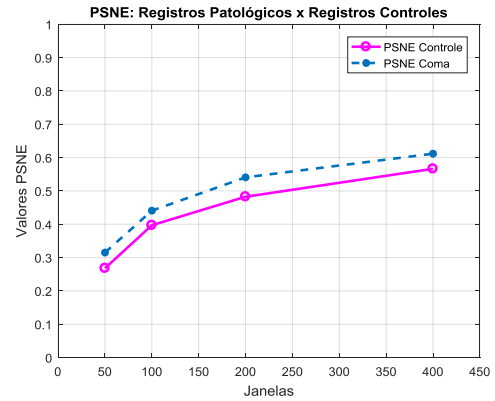
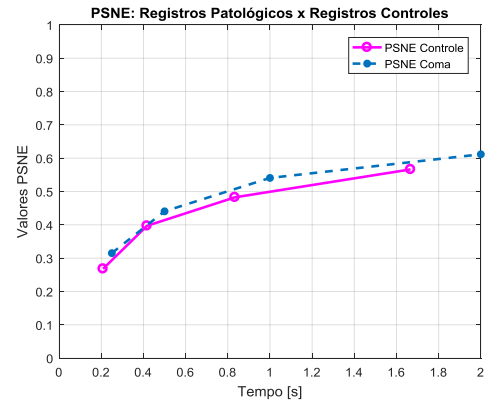


Fig. 2. Comportamento de PSNE obtido para GC (linha contínua) e para GP (linha tracejada) em termos de tempo.



utilizadas. Na Figura 2, o conteúdo de informação é semelhante ao da Figura 1, porém em termos de tempo físico em segundos.

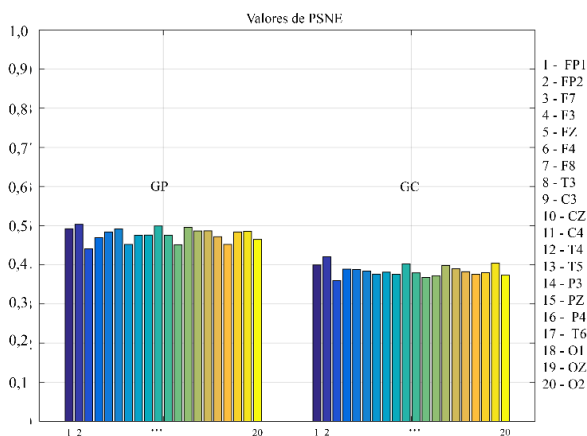
Com relação ao processamento dos dados, levando em consideração valores de PSNE dos eletrodos, a Figura 3 representa o comportamento tanto para GP (barras à esquerda) quanto para GC (barras à direita). Nota-se ainda que, nessa Figura 2, os eletrodos estão dispostos na ordem de colocação no escalpo cerebral, iniciando na região frontal e finalizando na região occipital.

### IV. DISCUSSÃO

Observando a Tabela V nota-se que, em ambas as situações neurológicas (normal ou patológica), a tendência é que quanto maior for a janela de análise do sinal maior é o valor de PSNE, ou seja, mais não estacionário é esse sinal (Figura 1). Os valores médios obtidos para GC variam entre 0,27, para janela de 50 amostras, e 0,57 para janela de 400 amostras. Já para GP essa variação é de 0,32 a 0,61 (janelas de 50 e 400 respectivamente). Isso indica que, embora a informação quantitativa seja parecida, existe diferença significativa entre o padrão de PSNE observado na análise do EEG controle com a análise do EEG patológico (p-valor<0,05;  $\alpha=95\%$ ), para todas as janelas de análises.

Por meio da Figura 1, o comportamento de PSNE com relação aos tamanhos das janelas fica evidente, tanto para GC quanto para GP. É possível identificar que existe a tendência de que os valores de PSNE obtidos no GC são menores que os obtidos na análise de GP. Por meio da Figura 2, o tempo físico ideal para se ter um sinal EEG estacionário, tanto para a população comatosa estudada, quanto para o grupo controle, é por volta de 0,8 segundos. Isso indica que o sinal neurológico normal tende a ser mais estacionário que o sinal neurológico com patologia, como é o caso dos sinais EEG comatosos. Em [8], um estudo realizado em pacientes com patologia neurológica relacionada à hipóxia, utilizou conceitos de entropia para verificar a “desordem” desses sinais e verificou-se que, quanto mais o sinal EEG se aproximava da normalidade, mais ordenado era o sinal. Essa constatação pode ser relacionada aos achados do presente trabalho, em que os sinais EEG controles são mais estacionários que os EEG patológicos. Nota-se que a Estacionariedade está intimamente ligada à ordenação do sinal medida pela entropia.

Fig. 3. Valores de PSNE por eletrodos de GP (à esquerda) e de GC (à direita).



A outra análise realizada foi levando em consideração os eletrodos dispostos no córtex cerebral, com o intuito de verificar se existe variação do comportamento de PSNE em relação à posição regional que esses ocupam. Na Figura 2 estão dispostos os comportamentos de todos os eletrodos analisados no GP (lado esquerdo do gráfico). É possível constatar que, embora as variações sejam pequenas, existem diferenças entre os comportamentos dos eletrodos, principalmente F7, F8 e T4, que apresentaram menores valores de PSNE. Já com relação ao GC (lado direito do gráfico) observa-se que os valores de PSNE obtidos são menores que os do GP, e que de modo geral os eletrodos tendem a ter um comportamento semelhante.

O estudo de revisão realizado por [16] mostrou que a dinâmica de sinais EEG patológicos e não patológicos são altamente complexas e com baixa Estacionariedade. No presente artigo, tanto sinais EEG patológicos quanto controles apresentaram nível de Estacionariedade baixo uma vez que esse sinal foi avaliado em segmentos de apenas dois segundos. Isso sugere que, se o sinal EEG for segmentado ele

pode apresentar características estacionárias e, portanto ferramentas comuns para sinais estacionários podem ser utilizadas.

## V. CONCLUSÕES

O presente trabalho analisou, portanto, no domínio do tempo, o comportamento do sinal EEG com relação à não Estacionariedade do mesmo. Notou-se que, tanto para situações patológicas, quanto para situações saudáveis, ao segmentar o sinal EEG em pequenos trechos de um segundo a característica de Estacionariedade permanece. Isso pode ser utilizado para fundamentar a característica que neurologistas utilizam na visualização de exames EEG. Sabe-se que o padrão de visualização clínica é de análise de 1 segundo de sinal [3] e por meio dos resultados obtidos nesse estudo essa característica foi fundamentada quantitativamente.

Para trabalhos futuros propõe-se analisar sinais com diferentes frequências de amostragens para verificar se esse padrão de Estacionariedade em janelas de 1 segundo se mantém. Além disso, objetiva-se ainda, separar os tipos de EEG comatosos, para que, por meio desse quantificador de Estacionariedade, esses sinais possam ser identificados.

## AGRADECIMENTOS

O agradecimento dos autores é destinado a todos os professores, e aos alunos da iniciação científica que auxiliaram na pesquisa e desenvolvimento da plataforma. A equipe agradece aos órgãos federais pela disponibilização do material necessário para a pesquisa: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ).

## REFERÊNCIAS

- [1] G. Buzsáki, *Rhythms of the Brain*, 1st ed. 198 Madison Avenue, New York, New York 10016: Oxford University Press, 2006.
- [2] L. Sörnmo and P. Laguna, *BIOELECTRICAL SIGNAL PROCESSING IN CARDIAC AND NEUROLOGICAL APPLICATIONS*, ELSEVIER. Burlington, MA 01803, USA.: Academic Press; 1 edition, 2005.
- [3] D. L. Schomer and F. H. L. da Silva, *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, Sixth. Philadelphia, PA 19103 USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [4] W. Freeman and R. Q. Quiroga, *Imaging Brain Function With EEG*, 1st ed., no. c. New York: Springer-Verlag, 2013.
- [5] B. Foreman and J. Claassen, “Annual Update in Intensive Care and Emergency Medicine 2012,” pp. 1–9, 2012.
- [6] I. Clark, R. Biscay, M. Echeverría, and T. Virués, “Comput. Biol.,” vol. 25, no. 4, pp. 373–382, 1995.
- [7] A. D. Krystal, R. Prado, and M. West, “New methods of time series analysis of non-stationary

- EEG data: Eigenstructure decompositions of time varying autoregressions,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 110, no. 12, pp. 2197–2206, 1999.
- [8] S. Tong, A. Bezerianos, J. Paul, Y. Zhu, and N. Thakor, “Nonextensive entropy measure of EEG following brain injury from cardiac arrest,” *Phys. A Stat. Mech. its Appl.*, vol. 305, no. 3–4, pp. 619–628, 2002.
- [9] V. Sakkalis, “Review of advanced techniques for the estimation of brain connectivity measured with EEG/MEG,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 41, no. 12, pp. 1110–1117, 2011.
- [10] O. A. Rosso *et al.*, “Stationarity of the EEG Series,” *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 14, no. 4, pp. 395–399, 1995.
- [11] A. R. de Assis, “Análise da estacionaridade e gaussianidade da atividade elétrica neural, do ruído biológico e do ruído de instrumentação,” pp. 1–168, 2011.
- [12] G. MAYER- KRESS and S. P. LAYNE, “Dimensionality of the Human Electroencephalogram,” *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 504, no. 1, pp. 62–87, 1987.
- [13] A. Babloyantz and A. Destexhe, “Chaos in neural networks,” *Proceed- ings IEEE 1st Int. Conf. Neural Networks*, vol. 4, p. pp 31-40, 1987.
- [14] C. D. Ramos, “Caracterização do eletroencefalograma normal em situação de vigília: elaboração da base de dados e análise quantitativa,” Faculdade de Engenharia Elétrica FEELT - Universidade Federal de Uberlândia, Dissertação de mestrado, 2017.
- [15] J. A. Mcewen and G. B. Anderson, “Modeling the Stationarity and Gaussianity of Spontaneous Electroencephalographic Activity,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-22, no. 5, pp. 361–369, 1975.
- [16] C. J. Stam, “Nonlinear dynamical analysis of EEG and MEG: Review of an emerging field,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 116, no. 10, pp. 2266–2301, 2005.