

# ESTUDO PILOTO DO RUÍDO EM ELETROENCEFALOGRAFIA QUANTITATIVA DIGITAL EM AMBIENTE DE UNIDADE DE TERAPIA INTENSIVA (UTI)

Camila D. Ramos

Pós-Graduação Engenharia Elétrica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia - MG  
Brasil.

João B. Destro-Filho

Professor Adjunto Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia  
- MG, Brasil.

Gilberto A. Carrijo

Professor Adjunto Engenharia Elétrica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia -  
MG, Brasil.

Rafael C. Tomais

Graduação Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia - MG,  
Brasil.

Ana C. C. P. S. Araújo

Graduação Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia - MG,  
Brasil.

Gabrielle M. Pereira

Graduação Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia, Elétrica Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia - MG,  
Brasil.

E. Fernandes-Júnior

Graduação Engenharia Elétrica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia - MG,  
Brasil.

e-mail: camiladavi.r@gmail.com

**Resumo** - A eletroencefalografia tem sido muito usada em ambientes de UTI para monitoramento contínuo. Esses registros são constantemente contaminados por artefatos sejam eles fisiológicos ou não, influenciando na interpretação do exame de EEG. Poucas descrições quantitativas dos ruídos não-fisiológicos existem na literatura. Dessa forma foram realizados três diferentes tipos de registros de ruídos na UTI do Hospital de Clínicas de Uberlândia (HCU-UFU), e então comparados entre si usando análise espectral, que levou em consideração a contribuição de potência por faixa de frequência no intervalo 0 - 100 Hz. Ao final do estudo-piloto percebeu-se que, em termos de contribuição de potências, os métodos de registro apresentaram resultados semelhantes, e que, do ponto de vista espectral, o ruído artificial predomina na faixa 0 - 50 Hz.

## DIGITAL IN THERAPY UNIT OF INTENSIVE ENVIRONMENT (ICU)

**Abstract** - Electroencephalography has been widely used in ICU environments for continuous monitoring. These records are regularly disturbed by several different artifacts,, influencing EEG visual analysis. Few quantitative descriptions of non-physiologic noiseat ICU exist in the literature. We performed three different types of noise records in the ICU of Uberlândia Clinical Hospital (HCU-UFU) and then compared with each other using spectral analysis, taking into account the power rating distribution for the frequency band in the range 0 - 100 Hz. At the end of the pilot study, the recording methods presented similar results in terms of power distribution, pointing out that artificial noise is major present in the range 0-50 Hz.

**Keywords** - Electroencephalography, Intensive Care Unit, Noise, Quantification.



XIV CEEL - ISSN 2178-8308  
03 a 07 de Outubro de 2016  
Universidade Federal de Uberlândia - UFU  
Uberlândia - Minas Gerais - Brasil

**Palavras-chave** - Eletroencefalografia, Quantificação, Ruído, Unidade de Terapia Intensiva.

## PILOT STUDY OF NOISE IN ELECTROENCEPHALOGRAPHY QUANTITATIVE

## I. INTRODUÇÃO

Os primeiros registros da atividade elétrica cortical em humanos ocorreram por volta de 1920, e a partir disso técnicas mais avançadas de captação do sinal elétrico cortical foram desenvolvidas, como por exemplo a eletroencefalografia quantitativa (EEGQ) [1]. Atualmente, os exames de Eletroencefalografia (EEG) são comumente

utilizados na detecção de *spikes* epilépticos com a finalidade de identificação de possíveis crises epilépticas [2]. Esse exame também pode ser utilizado para melhorar o diagnóstico de encefalopatia hepática [3], e ainda algumas pesquisas relacionam o comportamento do EEG com doenças como transtorno de déficit de atenção com hiperatividade (TDAH) [4], e acidente vascular cerebral mostrado em [5].

No contexto das Unidades de Terapia Intensiva (UTI), observa-se que existe uma tendência internacional em utilizar registros de EEG para monitorização contínua de pacientes neurologicamente críticos [6]. Além de realização da previsão de isquemia cerebral a partir do EEG e estudo de estados de consciência reduzida devido a lesões cerebrais [7][8][9]. Uma outra aplicação bastante utilizada desse contexto é o diagnóstico de O uso do EEG permite uma rápida intervenção, na tentativa de minimizar possíveis danos neurológicos ao paciente. Assim, é possível ter dimensão da sua importância em ambiente de UTI, apesar de ter sido popularizado como uma ferramenta no diagnóstico e manejo dos pacientes com epilepsia [10].

Em geral, um registro de EEG segue padrões pré-estabelecidos, como por exemplo, a quantidade de eletrodos utilizada, bem como suas disposições no córtex cerebral. A Figura 1 mostra a localização dos eletrodos de superfície conforme o sistema 10-20 de colocação, que é bastante utilizado em exames e registros EEG para pesquisas [5].

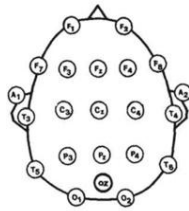


Fig. 1. Exemplo de colocação dos eletrodos seguindo sistema 10-20. Adaptado de (FREEMAN,2013).

De forma inevitável, o sinal obtido em um EEG de superfície é constantemente contaminado por diversos tipos de ruído e artefatos, com origens diversas, sendo desde a interface entre a superfície da pele com o eletrodo, nos estágios de amplificação do sinal, até a interferência de quaisquer fontes externas [11].

As UTIs se mostram ambientes que contém numerosas fontes geradoras de ruído. Equipamentos, tais como aspiradores, monitores e ventiladores mecânicos estão permanentemente ligados [12], além disso, o ambiente médico é agitado, com grande circulação de pessoas [13]. O ruído e os artefatos presentes no EEG, também podem ser originários das funções fisiológicas normais do próprio paciente, como pela ativação do músculo, pelo movimento do corpo, pelo coração e pelos olhos [14]. No ambiente de UTI, surgem problemas técnicos de EEG que vão além daqueles encontrados quando se avalia o EEG experimentalmente em laboratórios. Existe a ocorrência de todas as possibilidades supracitadas de interferência no sinal, tornando difícil a avaliação do resultado final do exame [15]. Aquilo que, primariamente, assemelha-se a um artefato ou ruído em um exame, pode ser, na verdade, uma atividade cerebral importante clinicamente, e vice-versa [13]. Os artefatos em EEG podem oferecer informações úteis, por

exemplo sobre o estado de vigilância ou a ocorrência de mioclônias do paciente, o que ocasiona em grande parte erros de interpretação desse registro como epleptiforme [16].

Existem na literatura alguns trabalhos que fazem análise espectral do sinal EEG para tentativa de extrair artefatos e ruídos desse sinal. Em um deles o método foi utilizar a decomposição linear do sinal, maximizando a potência da frequência de pico e minimizando as potências das frequências vizinhas, otimizando a relação sinal-ruído. Esse método permitiu a extração de sinais oscilatórios neuronais sendo indicado como método de confiança para extração de possíveis artefatos contaminantes no sinal EEG [17]. Já em outro foi feito um estudo sobre a influência do ruído branco da UTI em pessoas normais submetidas a esse ruído em três situações distintas, e ao final verificou-se que a mistura de ruídos presentes na UTI podem aumentar os limiares de excitação nos indivíduos, atrapalhando o sono e descanso dos pacientes[17].

Do conhecimento dos autores, embora existam diversos trabalhos na literatura sobre ruídos perturbando o uso do EEG em UTI [13][18][19], estes não realizam uma análise quantitativa deste ruído apenas fazem caracterização visual com objetivo de treinar a equipe médica para identificar a ocorrência dos mesmos. Partindo do pressuposto que o ambiente da UTI Adulto do HCU-UFU é bastante dinâmico, com inúmeros aparelhos ligados simultaneamente e levando em consideração que exames de EEG são constantemente realizados nesse local, faz-se necessário então o entendimento de como o ruído se estabelece nestas unidades médicas, utilizando ferramentas que possibilitem a captação dos mesmos para realizar a quantificação desse ruído.

Na ausência quase que absoluta de trabalhos quantitativos sobre o ruído que perturba o EEG na UTI, o objetivo deste artigo é investigar métodos que possibilitem registrar de forma simples, rápida e grosseira este mesmo ruído. No contexto do cotidiano de uma UTI do sistema SUS, não é possível imaginar medidas perfeitas do mesmo ou procedimentos mais longos que um período de 5 minutos, tendo em vista as possíveis urgências e a complexidade dos procedimentos médicos. Assim sendo, a realidade prática deste ambiente impossibilita pensar numa medida laboratorial padrão, em que o pesquisador pode tranquilamente se valer de diversos tipos de equipamentos, testá-los e escolher o melhor medidor possível. Ao contrário, a assepsia necessária dentro de uma UTI impõe a necessidade de se diminuir a quantidade de equipamentos médicos dentro do ambiente. Em resumo, tentamos registrar o ruído usando o próprio equipamento de EEG, de tal forma que, uma vez bem estabelecido este método, o técnico responsável pela realização do mesmo não demore mais que alguns minutos, e assim esse registro pode ser posteriormente utilizado pelo neurologista para filtrar digitalmente o ruído presente no exame efetuado.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

A UTI Adulto do HCU-UFU é um ambiente composto por pacientes com diversas patologias, sendo que algumas delas o uso do aparelho de EEG para acompanhamento é

indispensável. Portanto, juntamente com um neurologista, foi criado um protocolo de registro de ruído em EEG, utilizando, para tal, o aparelho usado diariamente nos exames de EEG desse local. **Configurações:** O aparelho utilizado foi o amplificador de sinais biológicos *BrainNet BNT-EEG*, com filtro passa baixa de 100 Hz e taxa de amostragem de 240 Hz, com capacidade de registrar pelo menos 20 eletrodos de superfície.

#### A) Coleta de dados

A coleta de dados foi realizada na UTI do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (UTIA HCU-UFU) em um único leito. O primeiro registro foi feito utilizando 22 eletrodos dispostos verticalmente sobre um aparato reto, sem contato entre suas extremidades durante cinco minutos, sendo dois desses eletrodos referência. O segundo foi realizado respeitando o sistema de colocação de eletrodos 10-20 em um isopor, simulando o córtex cerebral, também durante cinco minutos e usando 22 eletrodos, sendo dois de referência. A terceira coleta foi realizada em um aparato que simulasse o córtex cerebral, de superfície externa sólida e não-condutora para simular a caixa craniana; e com conteúdo interno composto por líquido iônico, para representar os líquidos cerebrais internos. Esse registro também teve a disposição dos eletrodos conforme sistema 10-20 de colocação de eletrodos, com duração de 5 minutos. O aparato utilizado foi um melão com dimensões próximas da caixa craniana de um indivíduo adulto.

#### B) Pré-processamento

Com o auxílio de um médico neurologista, foram selecionadas 10 épocas de 1 segundo cada para todos registros realizados. Em seguida, os dados foram convertidos para serem compatíveis com o software *MatLab*.

#### C) Processamento

Para cada uma das dez épocas selecionadas em cada registro, foi realizada a Transformada de Fourier do sinal e a normalização do módulo para análise no domínio da frequência. Em seguida realizou-se a filtragem desse sinal em 60 Hz, usando-se para isso um filtro rejeita banda de 40 a 80 Hz, visto que até o presente momento não foi possível contornar a questão desse ruído de rede. Em seguida procedeu-se à análise espectral, para determinar a influência do ruído em cada ritmo do EEG, calculando-se a potência espectral de diferentes faixas de frequência do ruído conforme (1).

$$P = \int_{k=0}^n |x(k)|^2 \quad (1)$$

Onde:  $|x(k)|$  – Módulo obtido pela Transformada Discreta de Fourier.

Os ritmos do EEG foram divididos em 6 faixas distintas de frequências que são: ritmos Delta, com frequência de 0,5-3,5 Hz, ritmos Teta, com frequência entre 3,5 a 7,5 Hz, ritmos Alfa atuando em faixa de frequência 7,5 a 12,5 Hz, ritmos Beta (12,5-30 Hz), ritmos Gama (30 – 80 Hz) e ritmos Supergama (80 – 100 Hz).

#### D) Análise quantitativa

A partir das épocas previamente selecionadas pelo neurologista e posterior processamento do sinal, cada banda de frequência referente aos ritmos do sinal EEG, Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama foram analisadas para obter então os valores percentuais de contribuição por faixa de

frequência, para cada eletrodo utilizado no sistema 10-20. Ao final foi realizada a média de contribuição por eletrodo para cada um das 6 faixas distintas de frequência. Em suma, foram calculados valores médios percentuais para cada eletrodo, levando em consideração 10 épocas por registro, e um total de 3 registros distintos. Em seguida foi feita a análise temporal da média das 10 épocas de cada registro para obtenção do histograma normalizado por eletrodo de cada registro. Ao final, foram comparados os valores médios, desvios padrões e histogramas normalizados, com objetivo de identificar qual o melhor método para aquisição do ruído usando aparelho de EEG em ambiente de UTI.

### III. RESULTADOS

Os valores médios de contribuição de potência estão demonstrados nas Tabelas 1, 2 e 3, sendo essas respectivamente referentes aos registros 1, 2 e 3. Nota-se que para cada registro foi levado em consideração o total de 20 eletrodos, porém apenas alguns dos resultados foram mostrados nessas tabelas.

Foram calculados também os valores de desvio padrão para cada registro em relação às 10 épocas selecionadas para cada eletrodo. A Figura 2 contém os resultados desses cálculos sendo, a) para o registro 1, b) para o registro 2 e c) para o registro 3.

Já o estudo estatístico do comportamento do sinal no domínio do tempo foi realizado comparando-se os histogramas normalizados dos mesmos eletrodos para cada um dos três registros realizados. Após uma análise geral entre os resultados dos histogramas, o eletrodo O2 foi escolhido para ilustrar a comparação. A Figura 3 representa o histograma normalizado do eletrodo O2 para o registro 1, a Figura 4 representa o histograma normalizado desse mesmo eletrodo, porém para o registro 2 e a Figura 5 mostra o histograma normalizado para o registro 3.

Tabela I. Valores médios de contribuição de potência por eletrodos – Registro 1.

%	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Sgama
F7	77,25	11,67	4,43	5,13	0,62	0,90
T3	64,52	17,41	6,90	8,01	0,91	2,26
Fp1	60,00	18,73	6,58	9,63	1,59	3,47
C3	64,61	12,82	3,47	17,55	0,52	1,02
P3	55,21	11,48	9,60	21,13	1,21	1,36
F8	59,79	18,63	7,28	7,98	1,96	4,36
T4	59,60	18,22	7,73	8,57	1,97	3,91
Fp2	64,79	18,19	6,06	5,87	1,69	3,39
C4	75,10	20,23	2,99	1,45	0,17	0,07
P4	70,50	15,37	6,18	5,57	0,71	1,66

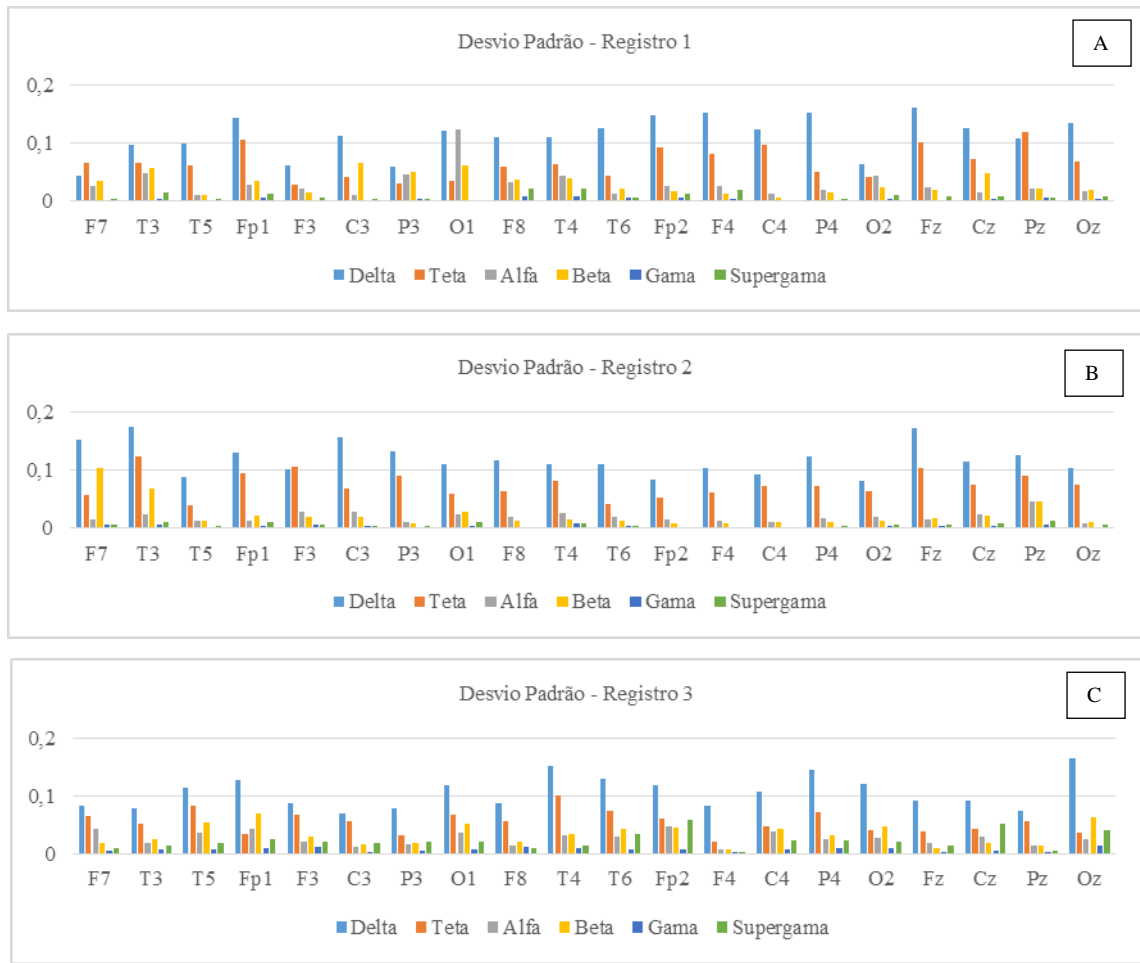


Fig. 2. A) Desvio padrão resultante por eletrodo Registro 1. B) Desvio padrão resultante por eletrodo Registro 2. C) Desvio padrão resultante por eletrodo Registro 3.

Tabela II. Valores médios de contribuição de potência por eletrodos – Registro 2.

%	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Sgama
F7	54,65	13,04	4,31	25,49	1,13	1,38
T3	61,27	21,19	5,11	9,72	0,88	1,84
Fp1	70,38	17,24	4,02	5,20	1,05	2,10
C3	70,97	17,94	5,30	4,31	0,67	0,81
P3	74,70	16,23	3,83	3,62	0,50	1,13
F8	76,06	16,51	3,50	2,88	0,46	0,59
T4	68,38	12,92	7,49	6,97	2,16	2,07
Fp2	74,24	15,55	4,80	3,86	0,59	0,96
C4	79,19	15,99	2,62	1,85	0,22	0,12
P4	78,70	12,25	4,10	3,60	0,60	0,76

Tabela III. Valores médios de contribuição de potência por eletrodos – Registro 1.

%	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Sgama
F7	60,69	16,63	8,28	9,15	1,68	3,57
T3	60,21	13,40	8,23	12,69	2,19	3,29
Fp1	57,84	10,25	7,07	12,93	3,13	8,78
C3	78,77	10,65	3,46	4,01	0,88	2,22
P3	80,01	6,98	3,56	5,04	1,15	3,25
F8	73,68	10,47	5,26	6,76	1,65	2,18
T4	62,01	17,28	6,52	9,40	1,91	2,88
Fp2	52,18	14,82	7,06	10,83	1,77	13,34
C4	64,50	12,64	7,54	9,24	1,69	4,38
P4	63,23	13,82	6,11	9,47	2,17	5,20

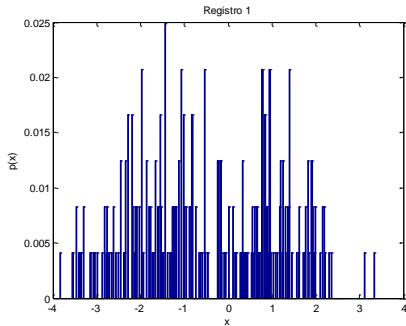


Fig. 3. Histograma normalizado do registro 1.

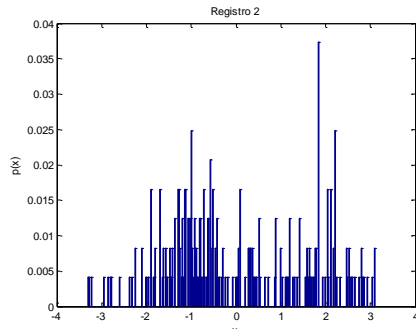


Fig. 4. Histograma normalizado do registro 2.

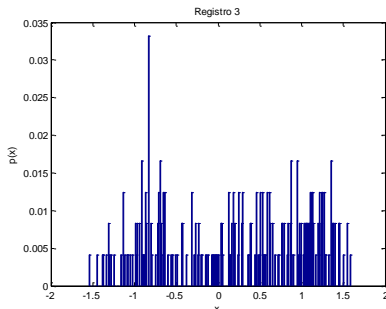


Fig. 5. Histograma normalizado do registro 3.

#### IV. DISCUSSÃO

A partir dos resultados obtidos com relação ao cálculo da média, é possível verificar que, para o registro 1, eletrodos à vazia, em relação à média de contribuição de potência, houve elevada presença de contribuição na faixa Delta, com cerca de 30% a 70% de contribuição, sendo que na maioria dos eletrodos essa contribuição superou os 60%. Nota-se ainda participação significativa de contribuição nas faixas de Teta, Alfa e Beta as quais juntas contribuem com cerca de 30% em média para os eletrodos. Já para o registro 2, eletrodos dispostos no isopor, nota-se grande presença de potência na faixa Delta com mais de 50% de contribuição ao longo dos eletrodos, seguida por presença na faixa Beta com cerca de 25%, Teta com cerca de 23% e Alfa com cerca de 8%, padrão esse mantido para todos os eletrodos. Para o registro 3, eletrodos dispostos no aparato similar ao córtex cerebral, nota-se também elevada contribuição de potência na faixa Delta, variando de 52% a 87% ao longo dos eletrodos. Nota-se ainda considerável presença de contribuição na faixa Teta, com cerca de 11%, seguida da faixa Beta com cerca de 8% e faixa Alfa com cerca de 5%.

Levando em consideração agora o cálculo do desvio padrão, nota-se que para o registro 1 houve maior variação de contribuição na faixa Delta sendo que essa variação fora bastante significativa entre os eletrodos, a qual a menor teve valor de cerca de 4% e a maior valor de cerca 16%. Nota-se ainda que para a faixa Teta houve também variação significativa entre os eletrodos sendo valor mínimo cerca 2% e máximo cerca 12%. Já para as faixas Alfa e Beta houve variação menor, porém considerável, com valores entre 0,6% a 6%. Com relação ao registro 2 a maior variação foi também no ritmo Delta, entre cerca de 8% a 17%. Nota-se que essa variação é específica para cada eletrodo. Em relação a faixa Teta, percebe-se grande variação, com valores entre 4% a 12% e para as faixas Beta e Alfa é possível verificar variação significativa com valores entre 1% a 10%. Por fim, para o registro 3 nota-se também variação elevada de faixa Delta com valores entre 7% a 16%, faixa Teta com valores entre 2% a 10% e ainda variação moderada nas faixas Beta, Alfa e Supergama com valores entre 1% a 7%.

A observação qualitativa das Figuras 3, 4 e 5 infere que a função de densidade de probabilidade das amostras são distintas e aparentemente não-gaussiana.

#### V. CONCLUSÃO

Esse estudo piloto que analisou 3 diferentes formas para registros de ruídos em EEG num ambiente de UTI, fornece possíveis parâmetros quantitativos de contribuição de potência por faixa em cada eletrodo com a finalidade de verificar qual o melhor método para registrar ruídos de EEG nesse ambiente. Sendo assim, é possível afirmar que nesse contexto tais parâmetros que caracterizam o ruído em ambiente de UTI de uma maneira geral são: Para todos os eletrodos analisados nos três registros distintos houveram elevados valores de contribuição média de potência na faixa Delta, com cerca de 50% de presença e posteriormente, as faixas com maiores contribuições foram Beta, Teta e Alfa; Com relação ao desvio padrão ficou claramente exposto que não há variação igualitária entre os eletrodos ao observar os três registros. Porém o que se pode afirmar é que a faixa Delta apresentou maiores variações de contribuição de potência no geral, sendo a variação em média de 10%. Outra faixa que oscila bastante em relação à variação de contribuição, para os três registros, é a faixa Teta. A faixa Beta também apresenta moderada variação para ambos os registros e as demais faixas não apresentaram variação significativa.

Nota-se por meio dos histogramas normalizados de todos os canais, para todos os registros que o ruído coletado nesse projeto piloto não é do tipo ruído gaussiano e ainda o que se pode verificar é que para cada tipo de registro realizado e para cada eletrodo a função de densidade de probabilidade é distinta.

Diante do exposto, é possível verificar que para realização de medidas de ruído em ambiente de UTI hospitalar a maneira mais indicada é a utilização do isopor visto que é espectralmente muito próximo dos demais registros além de ser a maneira mais viável e segura para fazer esse tipo de registro.

Os autores têm consciência que os métodos utilizados para o registro do ruído não são totalmente precisos, considerando o contexto de engenharia elétrica, porém, num contexto prático UTI do sistema SUS, são plenamente adequados e coerentes, tendo sido desenvolvidos e testados com total concordância da equipe médica deste setor.

A sequência deste estudo envolve aprofundar a literatura para desenvolver propostas mais precisas, e realizar a mesma análise para um maior número de leitos, estabelecendo assim parâmetros quantitativos de ruído medido em ambiente de UTI.

#### AGRADECIMENTOS

Agradecimentos à Universidade Federal de Uberlândia e ao Hospital de Clínicas da Universidade (HCU-UFU) por cederem espaço e profissionais para que a pesquisa pudesse ser realizada. Agradecimentos ainda à equipe do setor de Neurologia do HCU-UFU, setor de Unidade de Terapia Intensiva do HCU-UFU e aos voluntários dessa pesquisa. Agradecimento aos órgãos de fomento CAPES, CNPQ e FAPEMIG pelos apoios financeiros à essa pesquisa.

#### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] E. C. Kandel, J. H. Schwartz, T.M. Jessel. *Principles of Neural Sciences*. New York: Mc-Graw Hill Inc., p.1413, 2000.
- [2] P. Amodio, et al. *Spectral versus visual EEG analysis in mild hepatic encephalopathy*. Clinical Neurophysiology, v. 110, n. 8, p. 1334-1344, 1999.
- [3] A. Clarke, R. J. Barry, R. McCarthy. *EEG analysis in Attention-Deficit Hyperactivity Disorder: a comparative study of two subtypes*. Psychiatry Research (81), p. 19-29, 1998.
- [4] R. V. A. Sheorajpanday, G. Nagels, A. J. T. M. Weeren. *Quantitative EEG in ischemic stroke: Correlation with functional status after 6 months*. Clinical Neurophysiology, pp. 874-883, 2010.
- [5] W. J. Freeman. *Imaging Brain Function With EEG: Advanced Temporal and Spatial Analysis of Electroencephalographic Signals*. pp. 31-33, 2013.
- [6] A. G. Garrido, R. J. Cruz Jr. *Existe lugar para a monitorização eletroencefalográfica em pacientes graves?* Rev. Assoc. Med. Bras. vol.52, no.1, 2006.
- [7] S. Gollwitzer, T. Groemer, et all. *Early prediction of delayed cerebral ischemia in subarachnoid hemorrhage based on quantitative EEG: A prospective study in adults*. Clinical Neurophysiology, vol. 26, pp. 1514–1523, August 2015.
- [8] J. J. Lemaire, A. Sontheimaire, H. Nezzar, et all. *Electrical modulation of neuronal networks in brain-injured patients with disorders of consciousness: A systematic review*. Anna les Françaises d’Anesthésie et de Réanimation, vol. 33, pp.88-97, 2014.
- [9] J. A. Ricardo, M. C. Jr, F. O. Lima, C. L. Yassuda. *The impact of EEG in the diagnosis and management of patients with acute impairment of consciousness*. Arq. Neuropsiquiatr, pp.34- 39, 2012.
- [10] D. Quinonez. *Common applications of eletrophysiology (EEG) in the past and today: the technologist’s view*. ElectroencephalograClin. Neurophysiol, p.106 , 1998.
- [11] C.J DeLuca. et all. *Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination*. Journal of Biomechanics n.43,p. 1573–1579, 2010.
- [12]R. P. Pereira, et all. *Qualificação e quantificação da exposição sonora ambiental em uma unidade de terapia intensiva geral*. Rev Bras. Otorrinolaringol, pp. 766-771, 2003.
- [13] D.M. White, A.C.V. Cott. *EEG Artifacts in the Intensive Care Unit Setting*. ASET: Missouri, pp.8, 2010.
- [14] B.Young et all. *A novel EEG artifact in the intensive care unit*. J Clin Neurophysiol, pp.484–486, 2002.
- [15]G.B. Young, V.C. Campbell. *EEG monitoring in the intensive care unit; pitfalls and caveats*. J Clin Neurophysiol, pp.40–45, 1999.
- [16]M. Hartmann, K. Schindler, T. A. Gebbink, G. Gritschi, T. Kluge. *Pure EEG: Automatic EEG artifact removal for epilepsy monitoring*. Clinical Neurophysiology, vol. 44, pp. 479-490, 2014
- [17]V. V. Nikulin, G. Nolte, G. Curio. *A novel method for reliable and fast extraction of neuronal EEG/MEG oscillations on the basis of spatio-spectral decomposition*. NeuroImage, pp. 1528-1535, 2011.
- [18]M. L. Stanchina, M. Abulhijleh, B. K. Chaudhry. *The influence of white noise on sleep in subjects exposed to ICU noise*. Sleep Medicine, 6ª Edição, pp. 423-428, 2005.
- [19]C. Stewart, H. Otsubo, A. Ochi. *Seizure identification in the ICU using quantitative EEG*. Neurology, pp. 1501-1508, 2010.