



COMPARAÇÃO DOS SINAIS EEG DE UM PACIENTE COMATOSO COM PRESENÇA OU NÃO DE OUTRA PESSOA NO QUARTO

Amanda Luiza Rodrigues*¹ e João Batista Destro Filho¹

¹FEELT – Universidade Federal de Uberlândia

Resumo - O objetivo desse trabalho é verificar alterações no sinal EEG de um paciente comatoso, quando o mesmo é submetido a um período de silêncio com uma pessoa, além do paciente, dentro do quarto; comparado com a situação de um período de silêncio com somente o paciente dentro do quarto. Avaliações quantitativas revelam variações em pequena quantidade de eletrodos, porém de significativa amplitude, dentro da faixa de 30% a 40% da potência dos sinais. Notou-se, que no geral, tanto a potência espectral como a simetria cerebral direita – esquerda, medidas nas faixas Gama e Super Gama (40 – 100 Hz), aumentaram na presença da pessoa dentro do quarto. Constatam-se também estas grandes variações na faixa alfa, para os mesmos dois quantificadores. Em termos de eletrodos, as maiores variações ocorrem nas regiões parietais e temporais.

Palavras-Chave – Eletroencefalografia. Coerência cerebral. Pacientes em coma. Estimulação cerebral.

ANALYSIS OF THE EEG SIGNALS OF A COMATOSE PATIENT

Abstract – This work assesses changes in the EEG signals of a comatose patient, when he is submitted to a period of silence with a person inside his room, when this situation is compared to a period of silence with only the patient inside the room. Quantitative analysis points out that changes take place at few electrodes, however these amplitude changes range between 30-40%, both in terms of coherence as well as spectral power. Generally, both brain symmetry and signal power increases as someone rests inside the room, considering gamma and super-gamma waves (40 – 100 Hz). These same huge changes are also assessed at the alpha wave. In terms of electrodes, major changes are tied to parietal and temporal regions.

Keywords - Electroencephalography. Brain coherence. Comatose patients. Cerebral stimulation.

*amandahrodrigues@ufu.br

I. INTRODUÇÃO

O coma é um estado de inconsciência sem resposta ao meio causado por distúrbios metabólicos, intoxicações, infecções sistêmicas, lesões intracranianas ou desordens psíquicas [1]. O grau do coma é comumente determinado a partir da escala de coma de Glasgow, desenvolvida em 1974 na Universidade de Glasgow, na Escócia, seu escore total varia de 3 até 15 e é obtido por meio da aplicação de estímulos verbais e/ou dolorosos [2].

A eletroencefalografia (EEG) é um exame não invasivo, podendo caso necessário ser registrado de forma invasiva, de monitoramento eletrofisiológico, utilizado para registrar a atividade elétrica cerebral para avaliação neurológica em ambientes clínicos e hospitalares. O método consiste na disposição de eletrodos no escalpo e na captação de sinais elétricos provenientes de vários processos cerebrais e, as ondas resultantes geradas a partir deste exame auxiliam no diagnóstico de doenças ou distúrbios neurológicos [3].

Os ritmos cerebrais atualmente são classificados em seis principais que se encontram entre as frequências 0,5 e 120 Hz. Estes ritmos cerebrais subdividem-se em: Delta (δ), normalmente observada durante o sono profundo e vai de 0,5 a 3,5 Hz; Teta (θ) que possui frequências entre 3,5 a 7,5 Hz e é muito associada à distúrbios cerebrais como epilepsia ou encefalopatias; Alfa (α) que é uma onda característica de adultos normais em estado de vigília e suas frequências vão de 7,5 a 12,5 Hz; Beta (β) com frequências de 12,5 a 30 Hz que pode ser observado em certos estágios do sono; Gama (γ), muito relacionada a um estado de processamento de informação ativo do córtex, encontrada na faixa de frequência de 30 a 80 Hz e Gama Alta (γ_H) que é associada principalmente à patologias neurológicas, suas frequências são de 80 a 120 Hz [4][5].

É comum o uso da eletroencefalografia para acompanhamento de pacientes internados em ambientes de UTI, contudo essa monitorização é limitada [6]. Pacientes diagnosticados com coma costumam ter acompanhamento neurológico dentro da UTI, geralmente por meio de registros de EEG e exames de imagens. O estado de coma, conforme descrito em [7] é o potencial resultado de lesões presentes no sistema ativador reticular ascendente (SARA) ou ainda lesões extensas nos hemisférios cerebrais.

Diagnosticar pacientes comatosos é tarefa difícil e, portanto, é de suma importância que a etiologia do mesmo

seja conhecida [8]. Ter conhecimento de quais pacientes apresentam chances de se recuperarem do coma é tão importante quanto perceber os potenciais indivíduos que podem evoluir para morte cerebral [9]. O exame neurológico realizado em um paciente em coma analisa o nível de consciência, respostas motoras e reflexos do tronco encefálico [10]. Em termos fisiológicos a perda da consciência infere que o paciente sofreu disfunção generalizada nos hemisférios cerebrais e essa mudança gera uma série de sinais clínicos característicos [11].

Estudos indicam que a audição é o último sentido a ser perdido em pacientes em coma. No entanto, mesmo com o avanço da neurociência, ainda não é possível determinar o que realmente acontece e o que é percebido pelos indivíduos neste estado. Portanto, é muito importante ter cuidado com ruído ao redor dos pacientes, ao falar com outros profissionais ao lado do leito e para se comunicar verbalmente com os pacientes antes qualquer procedimento, mesmo quando em coma [12].

Na revisão [13], os estudos que avaliaram as percepções dos pacientes em terapia intensiva confirmaram que os pacientes tinham percepções do que estava acontecendo com eles e ao seu redor enquanto em coma induzido. Já em [14], realizou-se uma revisão sistemática com o objetivo de encontrar e analisar pesquisas sobre os efeitos das intervenções musicais em pessoas com distúrbios neurogênicos de consciência (DOC). Como resultado verificou que a presença de uma pessoa durante uma estimulação musical em pessoas com DOC, causa alterações no sinal EEG. Além disso, em [15] afirma que a presença de um familiar e suas declarações ao paciente em coma é muito importante para o paciente.

Levando em consideração que a presença de uma pessoa dentro do quarto de um paciente em coma é muito importante para o paciente, o presente estudo tem como objetivo analisar os sinais Eletroencefalográficos (EEG) de um paciente comatoso do sexo masculino, para poder observar as possíveis mudanças do EEG, que o mesmo pode apresentar com a simples presença física de um indivíduo pertencente à equipe técnica, responsável pelo cuidado do mesmo paciente.

II. MÉTODOS

Para realização desse estudo, utilizaram-se registros autorizados pela família do paciente comatoso analisado por este trabalho, em conformidade com o protocolo 82824017.5.0000.5152 do Comitê de Ética em Pesquisas da UFU (CEP –UFU). Os registros de EEG foram realizados no setor da UTI Adulto do Hospital de Clínicas de Uberlândia (HCU) – UFU durante a rotina médica, através de um amplificador de sinais biológicos – BrainNet BNT – 36 -, e o software utilizado para a captação é denominado ‘EEGCaptacoes32’.

As informações sobre o perfil clínico do paciente estão contidas na Tabela I. Ele primeiramente foi submetido a um registro contínuo de 3 minutos em silêncio com o equipamento ajustado a uma frequência de amostragem de 600 Hz e com a técnica fora do quarto do paciente, ou seja, nesta situação ele estava sozinho em seu quarto, embora a equipe permaneceu próxima à porta acompanhando os sinais vitais. Posteriormente, o registro continuou, ainda durante 3

minutos em silêncio, porém, desta vez, com a técnica dentro do quarto .

A avaliação do registro foi realizada com o auxílio de um neurologista que analisou visualmente os dados coletados do paciente e identificou os eletrodos que deveriam ser eliminados devido à presença de artefatos. Ele também implementou a separação de épocas visualmente, selecionando pelo menos dez segmentos nos sinais que estivessem livres de artefatos, o que foi realizado para os 2 trechos de sinal coletado: silêncio com a técnica dentro do quarto do paciente (SD) e silêncio com a técnica fora do quarto do paciente (SF). Cada segmento do sinal foi submetido aos cálculos dos quantificadores Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP) e de Coerência, explicados a seguir. Além disso, foi escolhido mostrar a mediana dos dados, visto que os sinais EEG são bastante oscilantes ao longo do tempo. Utilizou – se também a Variação Percentual (VAP) e o teste não paramétrico de Wilcoxon do Posto Sinalizado, os quais serão empregados na comparação entre SF e SD.

Tabela I: Informações do paciente considerado para realização do presente estudo

PLG	0024001
Etiologia	Traumatismo crânio-encefálico resultante de múltiplas contusões, incluindo hemorragia subaracnóidea.
Gênero	Masculino
Idade	61
Data do Registro	14/08/2019
Registro	3 minutos de silêncio com a técnica fora do quarto do paciente, paciente em silencio. 3 minutos de silêncio com a técnica dentro do quarto do paciente, este ultimo em silencio
RASS	-4 (sedação quase profunda)
Motivo do Pedido do Registro	Crise convulsiva
Localização Neuroanatômica da lesão	Região occipital esquerda
Laudos	Acentuada depressão de atividade cortical de base com padrão de surto supressão. Ausência de atividade irritativa.
Sedação Anticonvulsivante	Midazolam, fentanil, propofol Fenitoína

A. Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP)

Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP), conforme disposto em [16], é um quantificador que tem seu cálculo baseado na Densidade Espectral de potencia, obtida a partir da transformada de Fourier. O PCP tem o intuito de mensurar a potência relativa das bandas cerebrais de interesse e sendo que os resultados obtidos são dados na forma de porcentagem, assim sendo, a caracterização do sinal de EEG – em termos de potência na frequência é fornecida utilizando esse quantificador. A partir das equações (1) e (2), obtém-se o valor resultante de PCP.

$$PCP_{ritmo}i_a = \frac{\int_{f=f_{in}^{ritmo}}^{f_{out}^{ritmo}} |S_x i_a(f)|^2 df}{P_{i_a}} \quad (1)$$

$$P_{i_a} = \int_{f=1}^{100} |S_x i_a(f)|^2 df \quad (2)$$

Onde:

i – Épocas;

$fin\ ritmo$ - Primeiro valor de frequência do ritmo analisado [Hz];

$fout\ ritmo$ - Último valor de frequência do ritmo analisado [Hz];

$S_x i(f)$ - Densidade espectral de potência (PDS) do sinal EEG no eletrodo x [W/Hz];

P_i - Potência total do espectro [W].

B. Coerência

O intuito de utilizar esse quantificador objetiva avaliar o grau de simetria entre os hemisférios direito e esquerdo do escalpo cerebral. Em [16], é descrito esse quantificador de forma detalhada, cuja equação básica está mostrada em (3).

$$|\Gamma_{xy}(e^{jw})|_i^2 = \frac{|S_{xy}(e^{jw})|^2}{S_x(e^{jw})S_y(e^{jw})} \quad (3)$$

Onde:

S_{xy} - Densidade espectral de potência cruzada entre os sinais X e Y [W/Hz];

S_x - Densidade espectral de potência do primeiro sinal [W/Hz];

S_y - Densidade espectral de potência do segundo sinal [W/Hz];

i - Trecho considerado; w - frequência discreta [Hz]

A variação dos valores obtidos a partir de (3) ocorre entre 0 e 1, essa variação indica o grau de correlação dos sinais X e Y , quanto mais parecidos os sinais são entre si, mais próximos os resultados de coerência estarão próximos de 1. Do contrário, quanto mais diferentes X é de Y , mais próximo de 0 o valor desse quantificador tende a resultar [17].

Como o intuito da coerência é indicar o grau de simetria entre o hemisfério direito com o esquerdo, os resultados obtidos são referentes aos pares de eletrodos, que nesse estudo foram separados da seguinte maneira: FP1-FP2, F7-F8, F3-F4, T3-T4, C3-C4, T5-T6, P3-P4 e O1-O2.

C. Variação Percentual

A variação percentual entre situações é utilizada para analisar mudanças de amplitude de uma situação para outra de uma determinada grandeza. Para realizar o cálculo, por exemplo, utiliza-se os valores de mediana de PCP das situações de interesse, onde se faz a subtração entre as medianas de PCP da primeira e do PCP da segunda situação. Em seguida o módulo do valor resultante é dividido pelo maior valor de mediana dentre as duas situações, por fim, o valor é multiplicado por 100, por se tratar de uma medida de porcentagem. Esse cálculo é realizado para todos os ritmos analisados; abaixo é demonstrada a equação (4) utilizada nesse cálculo.

$$VAP_{ritmo} = \frac{|X_{ij} - Y_{ij}|}{\max(X_{ij})} \times 100\% \quad (4)$$

Onde:

$\max(X_{ij})$ = maior valor da matriz do ritmo analisado;

X_i = cada valor da matriz do ritmo analisado para primeira situação;

Y_i = cada valor da matriz do ritmo analisado para segunda situação;

i = linha da matriz;

j = coluna da matriz.

C. Teste de Wilcoxon do Posto Sinalizado

O teste de Wilcoxon do Posto Sinalizado é aplicado a observações emparelhadas, quando essas são provenientes de duas distribuições contínuas que diferem somente com relação às suas médias, assegurando que a distribuição das diferenças é contínua e simétrica. Essas diferenças são ordenadas, primeiramente, de maneira crescente de seus valores absolutos e então são dados aos postos os sinais das diferenças; quando há empates, os postos médios são atribuídos. W^+ faz menção à soma dos postos positivos, o W^- valor absoluto da soma dos postos negativos e $W = \min(W^+, W^-)$, se o valor observado for $w < w^{\alpha}$, a hipótese nula ($H_0: \mu_1 = \mu_2$) será rejeitada e a hipótese alternativa ($H_1: \mu_1 \neq \mu_2$) será aceita. De modo equivalente, pode-se converter a estatística W em p -valor. Se $\alpha < p$ -valor, rejeita-se H_0 , sendo que α nível de significância do teste e seu valor é 0.05 [18].

III. RESULTADOS

Os valores das medianas para o quantificador PCP estão expostos na Tabela II para todos os 20 eletrodos e para todos os 6 ritmos cerebrais de cada estimulação do paciente. Ao analisar os valores correspondentes ao cálculo do PCP, percebe-se que ao se tratar do ritmo Delta, comparando SF com SD, SD apresentou aumento de PCP em todos os eletrodos, com exceção, os eletrodos F3, F8, T4, T5, PZ e T6. O ritmo Teta apresentou aumento de PCP em SD para os eletrodos F8, T4 e T6, já Alfa foi para os eletrodos T4, T6 e OZ e Beta foram os eletrodos F8, T3, T4, T5, T6 e OZ que apresentaram aumento de PCP. Para os ritmos Gama e Super Gama foram os eletrodos FP2, F3, F8, T3, T4, P3, PZ, T6 e O1 que apresentaram aumento de PCP para SD. Além disso, percebe-se que o eletrodo T6 apresentou aumento de PCP em SD para todos os ritmos, exceto o ritmo Delta, o mesmo aconteceu com o eletrodo T4 que apresentou aumento de PCP em SD para os ritmos Teta, Alfa, Beta e Gama.

Na Tabela III estão representados os valores das medianas para o quantificador Coerência de cada par de eletrodos (FP1 – FP2, F7 – F8, F3 – F4, T3 – T4, C3 – C4, T5 – T6, P3 – P4 e O1 – O2) e para cada ritmo (Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Super Gama) de cada estimulação do paciente (SF e SD). Para os ritmos Delta e Super Gama, ocorreu crescimento no grau de similaridade somente em um par de eletrodos (O1 – O2 e P3 – P4, respectivamente). Comparando SF e SD, nos ritmos Alfa e Beta, foram os pares de eletrodos FP1 – FP, F7 – F8, F3 – F4 e O1 – O2 que apresentaram maior crescimento. No ritmo Gama, verificou-se aumento de similaridade somente nos pares de eletrodos T5 – T6 e O1 e O2, o mesmo não acontece para o ritmo Teta, o qual verificou crescimento de similaridade em todos os pares de eletrodos, exceto nos pares F7 – F8, T5 – T6 e P3 e P4. Tratando-se dos pares de eletrodos, foram os pares FP1 – FP, F3 – F4 e O1 – O2 que apresentaram aumento de similaridade entre os eletrodos.

A Tabela IV mostra a comparação realizada pelo Teste de Wilcoxon do Posto Sinalizado para o quantificador PCP, nessa tabela estão representados somente os eletrodos que apresentaram alguma diferença significativa, destacados de azul (associados aos p -valores menores que 0.05, ou seja, valores que apresentam diferença significativa no teste de comparação). Observa-se que os eletrodos F7, CZ, T4, P4,

O2 obtiveram destaque dos demais devido à diferença significativa encontrada, além disso, nota – se que o eletrodo T4 apresentou diferença significativa para os ritmos Teta, Alfa e Beta. Já a Tabela V, mostra a comparação para o quantificador Coerência, os valores destacados de azul, também, mostram os p-valores que apresentaram diferença significativa, nessa tabela é possível verificar que os ritmos Gama e Super Gama foram os que obtiveram maior quantidade de pares de eletrodos com p-valores < 0.5.

Os resultados da Variação Percentual da mediana para os quantificadores PCP e Coerência estão representados na Tabela VI e VII, respectivamente. Este cálculo foi realizado para todos os ritmos e eletrodos, portanto, nessas tabelas estão representados somente os valores de variação percentual de maior amplitude. Os valores dos eletrodos T4, P4 e O2 destacados em verde na Tabela VI, são aqueles que apresentaram diferença significativa no teste de comparação, e destacaram-se pela maior variação percentual. Observando as médias dos ritmos, nota – se que Teta apresentou maior variação percentual. Em termos das médias dos eletrodos, FP2, FZ, F4, CZ, C4, T4 e O2 exibiram maior variação percentual. Na Tabela VII, os valores destacados em verde nos pares de eletrodos FP1 – FP2, F3 – F4, P3 – P4 e O1 – O2, correspondem àqueles que mostraram diferença significativa no teste de comparação e maior variação percentual. Nota – se que para o ritmo Alfa ocorreu uma maior quantidade de pares de eletrodos com maior variação percentual, porém, foi o ritmo Delta que apresentou a média com maior variação. O mesmo acontece para o par de eletrodos P3 – P4, que obteve maior quantidade de valores com maior variação percentual, entretanto, foi o par O1 – O2 que mostrou a média com maior variação percentual.

Para resumir mais ainda os resultados, selecionaram – se os valores de variação percentual destacados nas Tabelas VI e VII, construindo-se um histograma para cada quantificador analisado (PCP e Coerência), com o objetivo de avaliar como se dá a concentração da variação percentual. Nas Figuras I e II, estão representados os histogramas para os quantificadores PCP e Coerência, respectivamente. Nota – se na Figura I que a variação máxima percentual não ultrapassou a margem de 50 %, tendo uma concentração de valores na faixa 40 – 50 %, com aproximadamente 50 % dos dados (4 valores), seguido das faixas 0 – 10 % e 10 – 20 % com 2 valores cada. Já na Figura II, é possível observar que a variação máxima percentual não ultrapassou 80 %, tendo uma concentração dos valores de 60% nas faixas 5 – 15 % e 15 – 25 % e uma concentração de 40% na faixa 25 – 80 %.

Tabela II: Resultados das medianas obtidas através da utilização do quantificador PCP para situação silêncio fora do quarto e silêncio dentro do quarto

	E	S	D	T	A	B	G	SG
FP1	SF	69.7177	17.6258	5.5940	5.1071	2.4328	0.2240	
	SD	72.4468	14.7368	4.9975	5.0063	2.0900	0.1890	
FP2	SF	74.1997	15.7521	4.4895	5.2717	2.0268	0.1992	
	SD	76.1677	9.4587	4.4522	4.3931	2.7823	0.3853	
F7	SF	63.6004	20.0433	5.2183	5.6168	2.4096	0.2109	
	SD	74.9095	14.6897	3.9869	4.4699	1.9603	0.2079	

F3	SF	71.5471	15.7700	5.0131	4.8810	1.9374	0.1609	
	SD	70.3807	15.0119	4.7784	4.8186	1.9904	0.1686	
FZ	SF	69.6643	17.1641	5.4243	5.2266	2.2366	0.1962	
	SD	76.4237	12.8905	4.2001	4.1419	1.6741	0.1548	
F4	SF	69.4736	16.7067	5.5171	5.0418	2.3424	0.3113	
	SD	75.7584	10.9081	3.7927	4.3049	1.9665	0.2022	
F8	SF	73.8656	12.2659	5.6527	4.7319	1.9101	0.1676	
	SD	70.2870	16.0747	4.3541	4.9536	1.8965	0.1759	
T3	SF	69.2517	17.2339	5.1653	5.3184	2.3366	0.1835	
	SD	72.4950	13.7525	4.8319	5.5440	2.0985	0.2025	
C3	SF	68.5850	16.0516	5.3918	5.3002	2.2433	0.1933	
	SD	76.2389	11.2269	4.8122	4.9202	1.8765	0.1576	
CZ	SF	68.0619	17.8055	5.7026	5.5639	2.2604	0.1824	
	SD	78.7239	10.8341	4.2648	3.9616	1.7802	0.1458	
C4	SF	71.8093	15.8048	5.3136	5.1673	2.2326	0.2562	
	SD	76.9747	10.4970	4.2953	4.0548	1.7132	0.1721	
T4	SF	78.4500	10.0252	2.8790	3.4225	2.1991	0.2192	
	SD	70.4637	15.9438	5.5171	6.0261	2.3070	0.2091	
T5	SF	71.5397	16.2541	5.2532	5.0534	1.9623	0.1664	
	SD	71.1816	15.6806	5.1995	5.5031	2.0627	0.1797	
P3	SF	65.9144	19.0148	6.2232	5.7177	2.2647	0.2107	
	SD	77.1910	11.2274	5.3379	4.2182	1.9525	0.1941	
PZ	SF	73.1795	15.6126	5.1010	4.9649	2.1077	0.2289	
	SD	71.9496	14.9861	4.8668	4.6868	2.5305	0.2196	
P4	SF	74.4081	14.8748	4.3216	4.4434	2.0996	0.1795	
	SD	80.8130	8.4135	3.1502	4.0083	1.8245	0.1768	
T6	SF	74.4870	13.7589	4.4445	4.8974	2.0829	0.1969	
	SD	68.5694	17.4051	5.3275	5.7704	2.3707	0.1975	
O1	SF	67.3791	18.4981	5.3317	5.2735	2.2233	0.1857	
	SD	74.7521	12.8454	4.7979	5.0413	2.3037	0.2103	
OZ	SF	73.0349	15.3011	4.7656	4.8281	2.2985	0.2729	
	SD	76.1442	11.4596	4.9568	4.9397	1.9506	0.1795	
O2	SF	66.1435	20.1932	5.5900	5.5483	2.2372	0.1944	
	SD	76.5272	11.4196	3.8426	3.3972	1.9354	0.1899	

Onde: E – Eletrodo; S – Situação; D – Delta, T – Teta; A – Alfa; B – Beta; G – Gama; SG – Super Gama; SF – Silêncio fora do quarto; SD – Silêncio dentro do quarto.

Tabela III: Resultados das medianas obtidas através da utilização do quantificador Coerência para situação silêncio fora do quarto e silêncio dentro do quarto

	E	S	D	T	A	B	G	SG
FP1 – FP2	SF	0.6340	0.3635	0.3580	0.3870	0.4293	0.4864	
	SD	0.2581	0.4071	0.5084	0.4192	0.3909	0.4767	
F7 – F8	SF	0.3395	0.1226	0.0933	0.1300	0.3937	0.5072	
	SD	0.3141	0.0943	0.1339	0.1760	0.3366	0.4060	
F3 – F4	SF	0.6452	0.3566	0.3645	0.3782	0.4749	0.5303	
	SD	0.4921	0.5162	0.4459	0.3951	0.4259	0.4807	
T3 – T4	SF	0.2391	0.1501	0.1354	0.1501	0.1868	0.2035	
	SD	0.2294	0.1782	0.1077	0.1387	0.1566	0.1575	

C3 – C4	SF	0.8040	0.5986	0.4762	0.3252	0.1901	0.1733
	SD	0.6800	0.6320	0.4441	0.3057	0.1538	0.1628
T5 – T6	SF	0.3092	0.2002	0.1175	0.1245	0.1967	0.3158
	SD	0.2112	0.1715	0.1037	0.1297	0.2370	0.2530
P3 – P4	SF	0.6400	0.4613	0.4976	0.2567	0.1678	0.1076
	SD	0.4439	0.4382	0.3257	0.2464	0.1371	0.1532
O1 – O2	SF	0.2649	0.0999	0.1635	0.1959	0.3943	0.5580
	SD	0.4291	0.4510	0.3283	0.2190	0.4366	0.5050

Onde: E – Eletrodo; S – Situação; D – Delta, T – Teta; A – Alfa; B – Beta; G – Gama; SG – Super Gama; SF – Silêncio fora do quarto; SD – Silêncio dentro do quarto.

Tabela IV: Resultados dos p-valores obtidos através da utilização do quantificador PCP para situação silêncio fora do quarto e silêncio dentro do quarto

E	D	T	A	B	G	SG
F7	0.0840	0.0840	0.2754	0.1602	0.0195	0.3223
CZ	0.0645	0.0371	0.2324	0.3223	0.5566	0.7695
T4	0.0645	0.0273	0.0273	0.0195	0.7695	0.9219
P4	0.0488	0.0195	0.1602	0.1602	0.3223	0.8457
O2	0.1934	0.0195	0.5566	0.6250	0.6250	1.0000

Onde: E – Eletrodo; D – Delta, T – Teta; A – Alfa; B – Beta; G – Gama; SG – Super Gama. OBS.: Os valores que apresentaram diferenças significativas no teste de comparação estão destacados de azul.

Tabela V: Resultados dos p-valores obtidos através da utilização do quantificador Coerência para situação silêncio fora do quarto e silêncio dentro do quarto

E	D	T	A	B	G	SG
FP1 – FP2	0.1169	0.0266	0.0013	0.0502	0.0076	0.3535
F7 – F8	0.0206	0.2763	0.1357	0.7096	0.0001	0.0056
F3 – F4	0.6012	0.0452	0.2763	0.4301	0.1838	0.1099
T3 – T4	0.7369	0.1789	0.7470	0.4390	0.0024	0.0060
C3 – C4	0.6813	0.9786	0.6868	0.6424	0.0005	0.0786
T5 – T6	0.6012	0.2704	0.4930	0.0835	0.0374	0.0012
P3 – P4	0.0400	0.5816	0.0066	0.4323	0.0135	0.0004
O1 – O2	0.5755	0.0001	0.0337	0.1457	0.0808	0.0019

Onde: E – Eletrodo; D – Delta, T – Teta; A – Alfa; B – Beta; G – Gama; SG – Super Gama. OBS.: Os valores que apresentaram diferenças significativas no teste de comparação estão destacados de azul.

Tabela VI: Resultados da variação percentual da mediana para o quantificador PCP em cada eletrodo e ritmo cerebral

E	D	T	A	B	G	SG	MT
T4	10.18	37.12	47.82	43.20	4.68	4.61	24.60
P4	7.93	43.44	27.11	9.79	13.10	1.50	17.14
O2	13.57	43.45	31.26	38.77	13.49	2.31	23.81
MT	7.51	27.16	16.73	14.77	13.65	14.28	

Onde: M – Média total para todos os ritmos ou todos eletrodos; E – Eletrodo; D – Delta, T – Teta; A – Alfa; B – Beta; G – Gama; SG – Super Gama. OBS.: Os valores com maior variação percentual estão destacados de verde.

Tabela VII: Resultados da variação percentual da mediana para o quantificador Coerência em cada eletrodo e ritmo cerebral

E	D	T	A	B	G	S	MT
Fp1 – Fp2	59.29	10.71	29.58	7.68	8.94	1.99	19.70
F7 – F8	7.48	23.08	30.32	26.14	14.50	19.95	20.25
F3 – F4	23.73	30.92	18.26	4.28	10.32	9.35	16.14
P3 – P4	30.64	5.01	34.55	4.01	18.29	29.76	20.38
O1 – O2	38.27	77.85	50.19	11.79	9.69	9.49	32.88
MT	26.32	22.87	25.23	8.94	14.25	14.89	

Onde: MT – Média total para todos os ritmos ou todos eletrodos; E – Eletrodo; D – Delta, T – Teta; A – Alfa; B – Beta; G – Gama; SG – Super Gama. OBS.: Os valores com maior variação percentual estão destacados de verde.

Figura I: Distribuição global da variação percentual dos valores de PCP

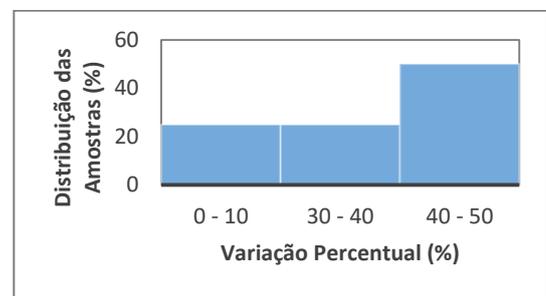
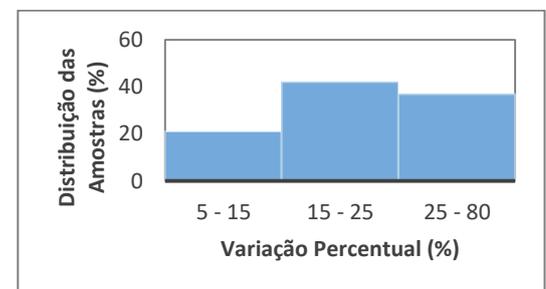


Figura II: Distribuição global da variação percentual dos valores de Coerência



IV. DISCUSSÕES

A revisão [13] tem como objetivo verificar os efeitos das intervenções musicais, incluindo musicoterapia ativa e receptiva para pessoas com distúrbios neurogênicos de consciência. Apresentaram como resultado que as estimulações musicais podem provocar comportamentos potencialmente positivos e respostas fisiológicas, quando se tem presença de outra pessoa no ambiente durante a escuta da estimulação. Já na revisão [14], confirmaram que os pacientes têm percepções do que está acontecendo com eles e ao seu redor enquanto em coma induzido. Além disso, como dito em [12], é muito importante ter cuidado com ruído ao redor dos pacientes, mesmo quando em coma, já que o paciente pode perceber o que está acontecendo. Como dito anteriormente em [15], a presença de um familiar e suas declarações ao paciente em coma são muito importantes para

o doente internado, já que este último apresenta percepções dos acontecimentos ao seu redor. Portanto, essas informações condizem com o presente estudo, já que foi possível observar diferenças significativas nas ondas cerebrais, quando se compara o período de silêncio com a técnica fora do quarto com o período de silêncio com a técnica dentro do quarto.

V. CONCLUSÕES

No presente estudo foram analisados sinais EEG de um paciente comatoso do setor da UTI do Hospital de Clínicas de Uberlândia (HCU) – UFU. Levando em consideração a análise feita por meio da mediana no quantificador PCP, a região temporal (eletrodos T6 e T4) apresenta a maior quantidade de valores que revelam aumento de PCP na situação silêncio com a técnica dentro do quarto do paciente, ou seja, o paciente apresentou um aumento de potência cerebral na região temporal do cérebro quando a técnica estava dentro do quarto. Já para o quantificador Coerência, as regiões Frontal e Occipital do cérebro foram as que mostraram aumento de similaridade com a técnica dentro do quarto, ou seja, a Coerência entre os dois hemisférios direito e esquerdo do paciente nessas duas regiões cerebrais foram maiores que nas demais. Pelo fato da lesão causadora da etiologia deste paciente se localizar próximo ao occipital esquerdo, deve-se descartar esta região na análise dos resultados.

Em relação ao teste de comparação realizado, no PCP o ritmo Teta destacou – se quanto ao número de diferenças estatísticas, o que não aconteceu para a Coerência, já que foram os ritmos Gama e Super Gama que mostraram maior quantidade de pares de eletrodos com valores significativos (p -valores < 0.5). Na Variação Percentual, nota-se que a variação máxima nos resultados para o PCP não ultrapassou a margem de 50%, e, para a Coerência, essa margem é bem maior, sendo 80%.

Trabalhos futuros envolvem repetir este experimento para uma maior quantidade de pacientes, comparando-se quando um familiar do paciente está presente no quarto, e quando um indivíduo fora do círculo de conhecimento do paciente adentra o recinto.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem aos professores e alunos de iniciação científica que auxiliaram no desenvolvimento da pesquisa, bem como a equipe do setor de UTI Adulto, e do setor de neurologia do HCU – UFU, particularmente Patrícia Costa, técnica deste setor, pelo registro dos sinais EEG do paciente analisado no presente estudo.

REFERÊNCIAS

- [1] P. H. MONZILLO; A. A. GABBAI; F. J. C. LUCCAS, Coma. In: Knobel, E. *Conduitas no Paciente Grave* 2ª ed. São Paulo: Editora Atheneu; p.697-716, 1998.
- [2] W. C. SANTOS et al, Avaliação do Conhecimento de enfermeiros sobre a escala de coma de Glasgow em um hospital universitário, **Einstein**, v. 4, n. 2, p. 8-13, Jan 2016.

- [3] M. F. BEAR; B. W. CONNORS; M. A. PARADISO, Neurociências: desvendando o sistema nervoso. 4th. ed. **Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins**, 2017.
- [4] W. J. FREEMAN; R. Q. QUIROGA, *Imaging Brain Function with EEG*. 3ed, New York 2013: **Springer Science**, 2013.
- [5] D. L. SCHOMER; F. H. L. SILVA, *Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Sixth ed. **Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins**, 2011.
- [6] B. FOREMAN; J. CLAASSEN, Quantitative EEG for the detection of brain ischemia. **Critical Care**, v. 16, n. 2, p. 1–9, 2012.
- [7] W. F. HAUPT et al. Coma and cerebral imaging. **SpringerPlus**, v. 4, n. 1, Abr. 2015.
- [8] F. ZUBLER et al. Prognostic and diagnostic value of EEG signal coupling measures in coma. **Clinical Neurophysiology**, v. 127, n. 8, p. 2942–2952, Aug. 2016.
- [9] G. B. YOUNG, The EEG in coma. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 17, n. 5, p. 473–485, Sep. 2000.
- [10] G. B. YOUNG, Stupor and coma in adults. **UpToDate**, v. 1, p. 1–27, 2015.
- [11] D. L. SCHOMER; F. H. L. SILVA, *Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Sixth ed. **Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins**, 2011
- [12] J. M. PEREIRA et al, Delirium in critically ill patients: risk factors modifiable by nurses. **J Nurs Refer**, v. 4, n. 9, p. 29–36, Jan, 2016.
- [13] T. GRIMM; G. KREUTZ, Music interventions in disorders of consciousness (DOC) – a systematic review. **Brain Injury**, v. 32, n. 6, p. 704-714, Mar. 2018.
- [14] M. RINGDAL et al, Delusional memories from the intensive care unit – experienced by patients with physical trauma. **Intensive Crit Care Nurs**, v. 22, n.6, p. 346-54, Dec. 2006.
- [15] M. OLDING et al, Patient and family involvement in adult critical and intensive care settings: a scoping review. **Health Expect**, v. 19, n. 6, p. 1183 – 1202, Sep. 2015.
- [16] C. D. RAMOS, Caracterização do eletroencefalograma normal em situação de vigília: elaboração da base de dados e análise quantitativa. Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 156. 2018.
- [17] L. SÖRNMO; P. LAGUNA, **Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications**: 1. ed. Academic Press, 668 p., 2005.
- [18] D. C. MONTGOMERY; G. C. RUNGER, **Estatística aplicada e probabilidade para engenheiros**. 4ed. Rio de Janeiro: LTC, 2009.