



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

AMANDA LUIZA RODRIGUES

**COMPARAÇÃO DO EEG QUANTITATIVO PARA DUAS SITUAÇÕES DE
ESTIMULAÇÃO COGNITIVA**

Uberlândia
Dezembro, 2020

AMANDA LUIZA RODRIGUES

**COMPARAÇÃO DO EEG QUANTITATIVO PARA DUAS SITUAÇÕES DE
ESTIMULAÇÃO COGNITIVA**

Trabalho apresentado como requisito parcial de
avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão
de Curso da Engenharia Biomédica da
Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: João Batista Destro Filho

Assinatura do Orientador

Uberlândia
Dezembro, 2020

Dedico este trabalho aos meus pais, pelo incentivo, estímulo, compreensão e carinho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus por ter me dado forças para trilhar este caminho que muitas das vezes se mostra árduo e sinuoso, à minha família pelo apoio, paciência, compreensão, motivação e principalmente pelo incentivo e ao meu namorado por ter ficado ao meu lado durante todo o caminho.

Ao meu orientador João Batista Destro Filho pela ajuda, paciência, suporte, motivação e orientação deste trabalho, à todos alunos e colegas de iniciação científica que auxiliaram de alguma forma este estudo e por último, mas não menos importante, agradeço aos meus amigos por fazer essa etapa da minha vida ser mais leve e inesquecível.

RESUMO

O objetivo desse trabalho é 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. O registro desse paciente foi analisado quantitativamente utilizando os quantificadores Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP), Coerência, Variação da Potência Cerebral (VPC) e Frequência Mediana (FM), e também, foram realizadas análises estatísticas utilizando cálculo descritivo, o teste não-paramétrico de Wilcoxon do Posto Sinalizado e o cálculo de Variação Percentual (VAP). Os resultados mostraram aumento de PCP na região temporal do cérebro, aumento de similaridade entre o hemisfério direito e hemisfério esquerdo na região Frontal e aumento de FM na região frontal para os ritmos cerebrais Beta, Gama e Super Gama quando a técnica estava dentro do quarto do paciente. Em relação ao teste de comparação realizado, o ritmo Teta para o quantificador PCP e os ritmos Gama e Super Gama para o quantificador Coerência, apresentaram maior quantidade de pares de eletrodos com valores significativos (p -valores < 0.05). 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%. Portanto, é possível dizer que a presença da técnica dentro do quarto do paciente no momento da gravação dos sinais EEG, provocou mudanças em seus sinais, comprovando que o que acontece ao redor do paciente pode interferir em suas respostas fisiológicas.

Palavras-Chave – Eletroencefalografia (EEG); Estado de Coma, Sedação profunda, Cuidados intensivos, Memória.

ABSTRACT

The objective of this work is to analyze the Electroencephalographic (EEG) signals of a comatose male patient, in order to observe the possible changes of the EEG, which he can present with the simple physical presence of an individual belonging to the technical team, responsible for the care of the same patient. The record of this patient was analyzed quantitatively using the quantifiers Percentage of Power Contribution (PCP), Coherence, Variation of Brain Power (VPC) and Median Frequency (FM), and also, statistical analyzes were performed using descriptive calculation, the non- Wilcoxon parametric analysis of the Signaled Post and the Percentage Variation (VAP) calculation. The results showed an increase in PCP in the temporal region of the brain, an increase in similarity between the right hemisphere and the left hemisphere in the Frontal region and an increase in FM in the frontal region for the brain rhythms Beta, Gamma and Super Gamma when the technique was inside the brain room. patient. In relation to the comparison test performed, the Theta rhythm for the PCP quantifier and the Gama and Super Gama rhythms for the Coherence quantifier, showed a greater number of electrode pairs with significant values (p -values <0.05). In the Percentage Variation, it is noted that the maximum variation in the results for the PCP did not exceed the 50% margin, and, for Coherence, this margin is much higher, being 80%. Therefore, it is possible to say that the presence of the technique inside the patient's room at the time of recording the EEG signals, caused changes in his signals, proving that what happens around the patient can interfere with his physiological responses.

Keywords – Electroencephalography (EEG); Coma; Deep sedation; Intensive care; Memory.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura I. Sistema 10-20 de colocação dos eletrodos no escalpo cerebral	12
Figura II. Distribuição global da variação percentual dos valores de porcentagem de contribuição de potência (PCP)	24
Figura III. Distribuição global da variação percentual dos valores de coerência	30

LISTA DE TABELAS

Tabela I. Informações do paciente utilizado na realização do presente estudo	16
Tabela II. Resultados das medianas $\pm$ desvio padrão obtidos através da utilização do quantificador Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP) para situação silêncio fora do quarto e silêncio dentro do quarto	22
Tabela III. Resultados dos p-valores obtidos através do teste de comparação de Wilcoxon para o quantificador Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP)	23
Tabela IV. Resultados da Variação Percentual (VAP) da mediana do quantificador Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP) para cada eletrodo e ritmo cerebral	24
Tabela V. Resultados das medianas $\pm$ desvio padrão obtidos através da utilização do quantificador Frequência Mediana (FM) para situação silêncio fora do quarto e silêncio dentro do quarto	26
Tabela VI. Resultados dos p-valores obtidos através do teste de comparação de Wilcoxon para o quantificador Frequência Mediana (FM)	27
Tabela VII. Resultados da Variação Percentual (VAP) da mediana do quantificador Frequência Mediana (FM) para cada eletrodo e ritmo cerebral	27
Tabela VIII. Resultados das medianas $\pm$ desvio padrão obtidos através da utilização do quantificador Coerência para situação silêncio fora do quarto e silêncio dentro do quarto	29
Tabela IX. Resultados dos p-valores obtidos através do teste de comparação de Wilcoxon para o quantificador Coerência	30
Tabela X. Resultados da Variação Percentual (VAP) da mediana do quantificador Coerência para cada eletrodo e ritmo cerebral	30
Tabela XI. Resultados das medianas $\pm$ desvio padrão obtidos através da utilização do quantificador Variação da Potência Cerebral (VPC) para situação silêncio fora do quarto e silêncio dentro do quarto	32
Tabela XII. Resultados da Variação Percentual (VAP) da mediana do quantificador Variação da Potência Cerebral (VPC) para cada eletrodo e ritmo cerebral	33

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EEG – Eletroencefalografia

SI – Sistema Internacional

IFSECN – Comitê Internacional de Sociedades de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica

FP – Polo Frontal

F – Frontal

C – Central

P – Parietal

T – Temporal

O – Occipital

A – Auriculares

EV – Estado Vegetativo

MCS – Estado Minimamente Consciente

NINDS – Instituto Nacional de Distúrbios Neurológicos e Derrame

TCE – Traumatismo Cranioencefálico

GCS – Escala de Coma de Glasgow

RASS – Richmond Agitation Sedation Scale

UTI – Unidade de Terapia Intensiva

CEP – Conselho de Ética Pesquisa

HCU – Hospital de Clínicas de Uberlândia

SD – Silêncio com a técnica Dentro do quarto do paciente

SF – Silêncio com a técnica Fora do quarto do paciente

PCP – Porcentagem de Contribuição de Potência

VPC – Variação da Potência Cerebral

FM – Frequência Mediana

VAP – Variação Percentual

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	Eletroencefalografia	11
1.2	Coma	12
1.3	Objetivos	14
1.4	Objetivos Específicos	14
2	METODOLOGIA	15
2.1	Coleta e Seleção de Dados	15
2.2	Quantificadores	16
2.2.1	Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP)	16
2.2.2	Frequência Mediana (FM)	17
2.2.3	Coerência	18
2.2.4	Variação de Potência Cerebral (VPC)	18
2.3	Análise Estatística e Cálculo de Variação Percentual (VAP)	19
3	RESULTADOS	21
3.1	Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP)	21
3.2	Frequência Mediana (FM)	25
3.3	Coerência	28
3.4	Variação de Potência Cerebral (VPC)	31
4	DISCUSSÃO	34
5	CONCLUSÃO	35
5.1	Trabalhos Futuros	35
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	36
	ANEXO 1	38

1 INTRODUÇÃO

A coleta de sinais elétricos resultantes do córtex cerebral teve início em meados de 1920 através da Eletroencefalografia (EEG). Após seu desenvolvimento, essa ciência continuou evoluindo com o passar do tempo e com a evolução da tecnologia e da ciência. O EEG tornou-se um aparelho comercial, sendo amplamente utilizado em pesquisas e no conceito clínico. A utilização do EEG em um contexto clínico auxilia o diagnóstico de doenças relacionadas a atividade elétrica cerebral, como exemplo: traumatismos cranioencefálicos, acidente vascular cerebral, epilepsia, convulsões, doenças metabólicas, tumores cerebrais, situações de coma, além disso, é utilizado para a confirmação da morte encefálica (SCHOMER, 2011).

1.1 Eletroencefalografia

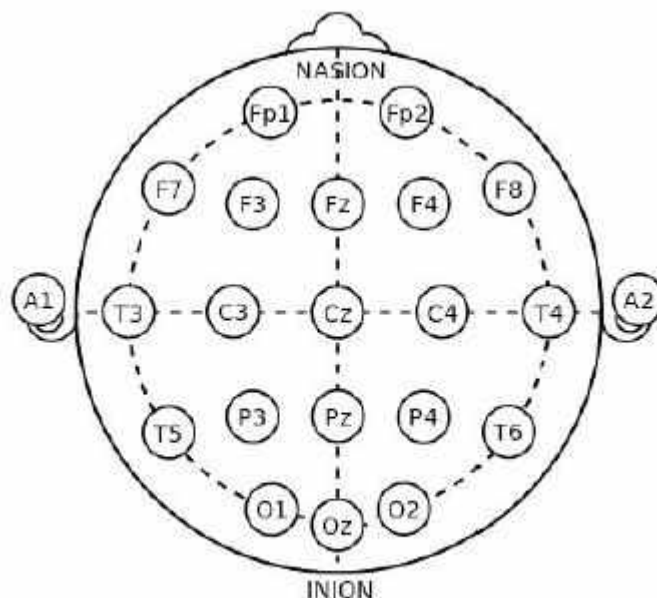
O estudo do EEG advém desde meados do século XIX, porém foi Richard Caton (1842-1926) o primeiro a observar, em 1875, os primeiros fenômenos elétricos através de hemisférios cerebrais expostos de coelhos e macacos, para isso, utilizou um galvanômetro e feixes de luz ao ser lançado em um espelho. Depois disso, com o passar dos anos vários cientistas de diversas nacionalidades começaram ou desenvolveram novas técnicas para o aperfeiçoamento desse registro, até que Hans Berger (1873-1941) em 1920 começou a estudar sinais de EEG em humanos, tornando-o responsável em realizar o primeiro registro da atividade elétrica cerebral no escalpo humano (SANEI, 2007). Além disso, Hans Berger publicou em 1929 um trabalho que evidenciou características de oscilações cerebrais de cerca de 10 ciclos por segundo, gravadas com a pessoa em estado relaxado e com os olhos fechados, o que foi nomeado por Berger de ondas Alfa. Este também observou que as oscilações cerebrais possuíam frequência mais elevadas quando a pessoa permanecia de olhos abertos e as nomeou de ondas Beta (SCHOMER, 2011). Desta maneira, Berger foi também o responsável pelo início da classificação das diferentes ondas/ritmos cerebrais.

A maioria das informações úteis sobre o estado funcional do cérebro humano estão nos ritmos cerebrais, que são convencionalmente classificados em seis bandas de frequência distintas (variando entre 0.5 e 120 Hz). As interpretações dessas bandas em termos de “normal” ou “anormal” são relativas e dependem da idade e do estado mental do indivíduo. 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 a 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 Super Gama ($s\gamma$) que é associada

principalmente à patologias neurológicas, suas frequências são de 80 a 120 Hz. (FREEMAN, 2013; SCHOMER, 2011; BAARS, 2010).

O posicionamento dos eletrodos no escalpo geralmente segue o padrão do Sistema Internacional 10-20 (SI 10-20), que foi definido pelo Comitê Internacional de Sociedades de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica (IFSECN). Esse padrão consiste na medição de pontos onde serão posicionados os eletrodos respeitando distâncias de 10% a 20%. Cada letra representa uma região cerebral sendo Polo Frontal (Fp), Frontal (F), Central (C), Parietal (P), Temporal (T) e Occipital (O), além dos eletrodos de coleta de sinal têm-se os eletrodos Auriculares (A) utilizados como referência. Além disso, os números pares indicam o hemisfério direito e os ímpares o esquerdo (EBERSOLE, 2003; JASPER, 1958). A Figura 1 representa a colocação dos eletrodos no sistema 10-20.

FIGURA I. SISTEMA 10-20 DE COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS NO ESCALPO CEREBRAL.



Modelo de colocação de eletrodos segundo sistema internacional 10-20.

Fonte: Retirada de JASPER, 1958.

1.2 Coma

O estado de consciência de um ser humano reflete tanto seu nível de excitação quanto na soma das funções cognitivas de seu cérebro (o conteúdo da consciência). O comportamento consciente depende de áreas cerebrais funcionais relativamente intactas que interagem extensivamente entre si, bem como com os sistemas ativadores mais profundos do tronco cerebral superior, hipotálamo e tálamo (PLUM, 1982). O comprometimento da consciência e da função cognitiva ocorre com vários distúrbios tóxicos

e metabólicos, estados não convulsivos, além de anormalidades estruturais multifocais e traumas (KAPLAN, 2004).

Existem diversas anomalias que são classificadas como um distúrbio de consciência, dentre elas estão: estado vegetativo, estado minimamente consciente, coma, dentre outros. O Estado Vegetativo (EV) é caracterizado pela completa ausência de evidências comportamentais para conscientização pessoal ou ambiental. No entanto, existe uma capacidade preservada de excitação espontânea ou induzida por estímulos, evidenciada pelos ciclos sono-vigília. Além disso, há um subgrupo de pacientes com alterações graves na consciência que não atendem aos critérios de diagnóstico para coma ou EV; esses são caracterizados por uma preservação parcial da consciência autoconsciente ou ambiental, e sua condição é classificada como Estado Minimamente Consciente (MCS) (COSSU, 2014).

Na prática clínica, o coma gera muitas dúvidas, medos e fatos curiosos, não só pela forma como ocorre, mas principalmente em relação às percepções dos indivíduos nessa condição. Existem dois tipos de coma: o coma fisiológico e o coma induzido e, em geral, é definido como estado em que a pessoa não consegue responder adequadamente ao ambiente externo como resultado de atividades neurais reduzidas (CABRAL, 2008). Para o Instituto Nacional de Distúrbios Neurológicos e Derrame (NINDS), o coma é um estado profundo de inconsciência do qual um indivíduo não foi acordado. Durante este período, as funções cerebrais superiores são perdidas, enquanto outras funções importantes, como a respiração, permanecem intactas (URL1, 2020).

O coma induzido, ou sedação, como os médicos chamam, ocorre com a administração de medicamentos sedativos que reduzem a função cerebral e mantêm funções vitais com o auxílio das tecnologias disponíveis para o tratamento de pacientes críticos. A sedação é indicada para o controle da ansiedade e da dor, uso de ventilação mecânica e como terapia adjuvante para pacientes com Traumatismo Cranioencefálico (TCE), quando a redução da função cerebral é necessária para prevenir edema e aumento da pressão intracraniana (BASTO, 2014).

Com o objetivo de avaliar o nível de consciência de um paciente em coma, foi desenvolvida a Escala de Coma de Glasgow (GCS) para realizar uma avaliação neurológica quando o paciente está em coma fisiológico. Para o coma induzido, essa avaliação pode ser realizada por meio de escalas que avaliam o nível de sedação. A escala que apresenta as melhores propriedades psicométricas é a Richmond Agitation Sedation Scale (RASS) (PEREIRA, 2016).

É comum o uso da eletroencefalografia para acompanhamento de pacientes internados em ambientes de Unidade de Terapia Intensiva (UTI), contudo essa monitorização é limitada (FOREMAN, 2012). Pacientes diagnosticados com coma costumam ter acompanhamento neurológico dentro da UTI, geralmente por meio de registros de EEG e exames de imagens. Diagnosticar pacientes

comatosos é tarefa difícil e, portanto, é de suma importância que a etiologia do mesmo seja conhecida (ZUBLER, 2016). 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 (YOUNG, 2000). O exame neurológico realizado em um paciente em coma analisa o nível de consciência, respostas motoras e reflexos do tronco encefálico (YOUNG, 2015). 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 (SCHOMER, 2011).

1.3 Objetivos

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.

1.4 Objetivos Específicos

A fim de alcançar o objetivo supracitado, faz-se necessário os seguintes objetivos específicos:

- Melhorar a compreensão dos sinais eletroencefalográficos, aplicados a pacientes sob protocolo de estado de coma;
- Verificar o melhor método para processamento de sinal de eletroencefalográfica com a presença ou não de um indivíduo no quarto do paciente;
- Analisar quais eletrodos, pares de eletrodos e ritmos cerebrais apresentam maior diferença significativa a depender da situação a ser analisada;
- Incrementar a literatura.

2 METODOLOGIA

Nesta seção será apresentada a metodologia utilizada neste trabalho abrangendo a aquisição, processamento bem como a análise estatística dos dados. É interessante destacar que o software MATLAB® foi utilizado para o processamento e elaboração dos resultados e em relação à percepção sensorial dos pacientes em coma, estudos indicam que a audição é o último sentido a ser perdido em pacientes em coma. Portanto, é muito importante ter cuidado com o ruído ao redor dos pacientes, ao falar com outros profissionais ao lado do leito e para se comunicar verbalmente com os pacientes antes de qualquer procedimento, mesmo quando em coma (SILVA, 2019).

2.1 Coleta e seleção de Dados

O registro do paciente analisado nesse presente estudo foi liberado pelo parecer de liberação emitido pelo Conselho de Ética e Pesquisa (CEP) de número 2.570.022 anexado no Anexo 1. O registro de EEG foi realizado em um paciente comatoso, ou seja, em estado de coma, do setor da UTI do Hospital de Clínicas de Uberlândia (HCU) e, para a coleta, foi utilizado o equipamento BrainNet BNT-36 e software EEGCaptacoes32, ambos disponibilizados pelo setor de neurologia do HCU.

A colocação dos eletrodos no escalpo dos pacientes seguiu a configuração do Sistema Internacional (SI) 10-20 de colocação de eletrodos e os filtros utilizados no software durante a captação foram o passa-faixa em uma banda de frequência de 1 a 100 Hz e o filtro Notch em 60 Hz para eliminação de ruídos da rede. Além disso, as informações sobre o perfil clínico do paciente estão contidas na Tabela I, o mesmo, 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 permanecer próxima à porta acompanhando os sinais vitais. Posteriormente, realizou-se o registro durante 3 minutos em silêncio, porém, desta vez, com a técnica dentro do quarto do paciente.

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), Coerência, Variação da Potência Cerebral (VPC) e Frequência Mediana, 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 sub-aracnoide
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 último em silencio
RASS	-4 (sedação quase profunda)
Motivo do Pedido do Registro	Crise convulsiva
Localização Neuroanatômica da lesão	região occipital esquerda
Laudo	Acentuada depressão de atividade cortical de base com padrão de surto supressão. Ausência de atividade irritativa.
Sedação	Midazolam, fentanil, propofol
Anticonvulsivante	Fenitoína

2.2 Quantificadores

Foram propostos quatro quantificadores distintos para análise do sinal EEG, sendo eles, Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP), Coerência, Variação da Potência Cerebral (VPC) e Frequência Mediana (FM).

2.2.1 Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP)

Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP), conforme disposto em (RAMOS, 2017) é um quantificador que tem seu cálculo baseado na Densidade Espectral de potência, 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.

$$PCP_{\text{ritmo}i_a} = \frac{\int_{f=f_{\text{inritmo}}}^{f_{\text{outritmo}}} |S_{xi_a}(f)|^2 df}{P_{i_a}} \quad (1)$$

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

Onde:

i - Épocas;

f_{inritmo} - Primeiro valor de frequência do ritmo analisado [Hz];

f_{outritmo} - Último valor de frequência do ritmo analisado [Hz];

$S_{xi}(f)$ - Densidade espectral de potência (PDS) do sinal EEG no eletrodo x [W/Hz];

P_i - Potência total do espectro [W].

O cálculo de PCP é obtido levando em consideração duas variáveis importantes: a quantidade de eletrodos da análise e o tempo total de épocas selecionadas. Deste modo, ao término do processamento desse quantificador, para um único registro, tem-se como resultado matrizes com “m” linhas que fazem menção a quantidade de eletrodos e “n” colunas referentes os trechos selecionados a priori. Cada matriz resultante desse processamento faz alusão a um ritmo cerebral, sendo que esses podem ser: Delta, com uma faixa de frequência de 1 a 3,5 Hz; Teta, com frequências entre 3,5 e 7,5 Hz; Alfa, com sua faixa de frequência entre 7,5 e 12 Hz; Beta, com intervalo de frequências que variam de 12 a 30 Hz; Gama, cuja variação está em torno de 30 e 80 Hz; e finalmente, Super Gama com frequências acima de 80 Hz, tendo seu limite superior em 100 Hz.

2.2.2 Frequência Mediana (FM)

O cálculo da Frequência Mediana (FM), representado na equação 5, nada mais é que o valor de frequência em que 50% da potência calculada estão nas frequências mais baixas e 50% da potência estão nas frequências mais altas. Trata-se de um método simples para analisar o espectro de potência do sinal EEG e esse valor da frequência mediana pode indicar alterações bruscas nesse espectro (RAMOS, 2017).

$$F_{mi} = \frac{\sum_{n=1}^m |S_{xi}(f)|_{faixa} \times f_{faixa}}{P_i} \quad (5)$$

Sendo:

F_{mi} - Frequência Mediana.

S_x - Densidade espectral de potência calculada para determinada faixa de frequências.

f_{faixa} - Vetor de frequências pertencentes à determinada faixa de frequências.

f - Frequência.

Pi - Potência espectral obtida no segmento.

i - Segmento considerado.

2.2.3 Coerência

O intuito de utilizar esse quantificador objetiva avaliar o grau de simetria entre os hemisfério direito e esquerdo do escalpo cerebral, onde para que o cálculo aconteça é necessário levar em consideração os valores de densidades espectrais de potência. Em (RAMOS, 2017), 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 (SÖRNMO, 2005).

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.

2.2.4 Variação da Potência Cerebral (VPC)

O quantificador Variação da Potência Cerebral (VPC) nada mais é, que o resumo direto do quantificador PCP, sendo que sua utilização está fundamentada no intuito de estudar o sinal no domínio tempo-frequência. Deste modo, a obtenção dos valores desse quantificador está baseada no desvio padrão dos “n” valores de PCP obtidos previamente, onde a quantidade “n” faz menção ao total de épocas escolhidas para a realização da análise, conforme é demonstrado em (4).

$$VPC_{\text{ritmo}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{ep} (PCP_{\text{ritmo}i} - Mdi)^2}{ep - 1}} \quad (4)$$

Onde:

i – Época selecionada.

ep – Quantidade de épocas analisadas.

Md – Mediana dos valores de PCP, considerando todas as épocas.

$PCP_{\text{ritmo}i}$ – Porcentagem de Contribuição de Potência [%].

Portanto, nota – se que VPC não apresenta uma divisão fixa de valores, pois esse depende diretamente da quantidade de valores resultantes de PCP ao decorrer do tempo (as épocas selecionadas). Por consequência, ao término do processamento do quantificador VPC, espera-se obter matrizes de todos os ritmos cerebrais analisados, sendo que cada matriz terá “m” linhas fazendo menção a quantidade de eletrodos estudados e apenas uma coluna com os valores efetivos de VPC (LIMA, 2020).

2.3 Análise Estatística e Cálculo de Variação Percentual (VAP)

Os dados obtidos para os quantificadores, com exceção o quantificador VPC, foram submetidos ao cálculo descritivo e ao teste não-paramétrico 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 a soma dos postos positivos, o W^- valor absoluto da soma dos postos negativos e $W = \min(W^+, W^-)$, se o valor observado for $w < w^*$, 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 é α nível de significância do teste e seu valor é 0.05 (MONTGOMERY, 2009).

Além disso, foi calculada a Variação Percentual (VAP) entre situações para todos os quantificadores, a VAP 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 (LIMA, 2020).

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

Onde:

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

X_{ij} - Cada valor da matriz do ritmo analisado para primeira situação;

Y_{ij} - Cada valor da matriz do ritmo analisado para segunda situação;

i - Linha da matriz;

j - Coluna da matriz.

3 RESULTADOS

Os resultados estão subdivididos conforme os quantificadores, sendo eles, Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP), Frequência Mediana (FM), Coerência e Variação da Potência Cerebral (VPC).

3.1 Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP)

Os valores das medianas $\pm$ desvio padrão 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 quase todos 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.

A Tabela III mostra a comparação realizada pelo Teste de Wilcoxon do Posto Sinalizado para o quantificador PCP, os valores destacados de azul mostram os p-valores menores que 0.05, ou seja, valores que apresentam diferença significativa no teste de comparação. É possível observar que os eletrodos F7, CZ, T4, P4, O2 obtiveram destaque dos demais devido a diferença significativa encontrada, além disso, nota – se que o eletrodo T4 apresentou diferença significativa para os ritmos Teta, Alfa e Beta.

Os resultados da Variação Percentual da mediana para o quantificador PCP estão representados na Tabela IV. Primeiramente, o cálculo do VAP foi realizado para todos os ritmos e eletrodos, posteriormente, foi calculado as médias para cada eletrodo e ritmo cerebral, nessa tabela está representado todos os valores de variação percentual, ou seja, para cada eletrodo e ritmo cerebral. Os valores dos eletrodos T4, P4 e O2 destacados em verde na Tabela IV, são os valores que apresentaram diferença significativa no teste de comparação e destacaram pela maior variação percentual. Observando as médias dos ritmos, nota – se que Teta apresentou maior variação percentual e olhando as médias dos eletrodos foram FP2, FZ, F4, CZ, C4, T4 e O2 que exibiram maior variação percentual.

TABELA II. RESULTADOS DAS MEDIANAS $\pm$ DESVIO PADRÃO OBTIDOS ATRAVÉS DA UTILIZAÇÃO DO QUANTIFICADOR PORCENTAGEM DE CONTRIBUIÇÃO DE POTÊNCIA (PCP) PARA SITUAÇÃO SILÊNCIO FORA DO QUARTO E SILÊNCIO DENTRO DO QUARTO

E	S	D	T	A	B	G	SG
FP1	SF	69.72 $\pm$ 16.64	17.63 $\pm$ 12.07	5.59 $\pm$ 2.82	5.11 $\pm$ 2.28	2.43 $\pm$ 1.56	0.22 $\pm$ 0.79
	SD	72.45 $\pm$ 12.24	14.74 $\pm$ 10.28	5.00 $\pm$ 1.79	5.01 $\pm$ 0.94	2.09 $\pm$ 0.39	0.19 $\pm$ 0.21
FP2	SF	74.20 $\pm$ 7.22	15.75 $\pm$ 4.00	4.49 $\pm$ 2.66	5.27 $\pm$ 2.20	2.03 $\pm$ 0.61	0.20 $\pm$ 0.17
	SD	76.17 $\pm$ 11.30	9.46 $\pm$ 7.42	4.45 $\pm$ 2.45	4.39 $\pm$ 2.31	2.78 $\pm$ 3.18	0.39 $\pm$ 1.35
F7	SF	63.60 $\pm$ 11.61	20.04 $\pm$ 6.70	5.22 $\pm$ 2.50	5.62 $\pm$ 2.27	2.41 $\pm$ 2.30	0.21 $\pm$ 1.05
	SD	74.91 $\pm$ 14.06	14.69 $\pm$ 9.75	3.99 $\pm$ 2.71	4.47 $\pm$ 2.08	1.96 $\pm$ 0.68	0.21 $\pm$ 0.07
F3	SF	71.55 $\pm$ 9.04	15.77 $\pm$ 5.73	5.01 $\pm$ 1.79	4.88 $\pm$ 1.71	1.94 $\pm$ 0.70	0.16 $\pm$ 0.33
	SD	70.38 $\pm$ 9.16	15.01 $\pm$ 6.15	4.78 $\pm$ 1.70	4.82 $\pm$ 1.60	1.99 $\pm$ 0.85	0.17 $\pm$ 0.34
FZ	SF	69.66 $\pm$ 14.94	17.16 $\pm$ 9.04	5.42 $\pm$ 3.06	5.23 $\pm$ 2.87	2.24 $\pm$ 1.15	0.20 $\pm$ 0.55
	SD	76.42 $\pm$ 8.24	12.89 $\pm$ 4.35	4.20 $\pm$ 2.18	4.14 $\pm$ 1.99	1.67 $\pm$ 1.09	0.15 $\pm$ 0.42
F4	SF	69.47 $\pm$ 10.70	16.71 $\pm$ 7.41	5.52 $\pm$ 2.33	5.04 $\pm$ 1.92	2.34 $\pm$ 0.82	0.31 $\pm$ 0.39
	SD	75.76 $\pm$ 17.90	10.91 $\pm$ 12.32	3.79 $\pm$ 2.14	4.30 $\pm$ 3.52	1.97 $\pm$ 3.53	0.20 $\pm$ 1.36
F8	SF	73.87 $\pm$ 8.26	12.27 $\pm$ 4.21	5.65 $\pm$ 2.16	4.73 $\pm$ 1.50	1.91 $\pm$ 0.60	0.17 $\pm$ 0.16
	SD	70.29 $\pm$ 10.48	16.07 $\pm$ 8.17	4.35 $\pm$ 1.66	4.95 $\pm$ 2.16	1.90 $\pm$ 3.59	0.18 $\pm$ 1.30
T3	SF	69.25 $\pm$ 8.88	17.23 $\pm$ 6.32	5.17 $\pm$ 1.78	5.32 $\pm$ 1.55	2.34 $\pm$ 0.58	0.18 $\pm$ 0.23
	SD	72.50 $\pm$ 18.16	13.75 $\pm$ 7.79	4.83 $\pm$ 3.79	5.54 $\pm$ 3.52	2.10 $\pm$ 2.12	0.20 $\pm$ 0.42
C3	SF	68.59 $\pm$ 10.43	16.05 $\pm$ 5.87	5.39 $\pm$ 2.97	5.30 $\pm$ 1.94	2.24 $\pm$ 0.63	0.19 $\pm$ 0.30
	SD	76.24 $\pm$ 13.35	11.23 $\pm$ 8.70	4.81 $\pm$ 1.60	4.92 $\pm$ 2.17	1.88 $\pm$ 1.24	0.16 $\pm$ 0.24
CZ	SF	68.06 $\pm$ 16.57	17.81 $\pm$ 10.85	5.70 $\pm$ 3.68	5.56 $\pm$ 2.38	2.26 $\pm$ 0.99	0.18 $\pm$ 0.52
	SD	78.72 $\pm$ 9.02	10.83 $\pm$ 5.33	4.26 $\pm$ 2.09	3.96 $\pm$ 1.91	1.78 $\pm$ 2.23	0.15 $\pm$ 0.93
C4	SF	71.81 $\pm$ 16.36	15.80 $\pm$ 10.87	5.31 $\pm$ 3.06	5.17 $\pm$ 2.32	2.23 $\pm$ 0.73	0.26 $\pm$ 0.32
	SD	76.97 $\pm$ 13.21	10.50 $\pm$ 6.93	4.30 $\pm$ 2.47	4.05 $\pm$ 3.83	1.71 $\pm$ 3.35	0.17 $\pm$ 1.34
T4	SF	78.45 $\pm$ 9.43	10.03 $\pm$ 6.13	2.88 $\pm$ 2.17	3.42 $\pm$ 1.90	2.20 $\pm$ 2.40	0.22 $\pm$ 1.05
	SD	70.46 $\pm$ 11.74	15.94 $\pm$ 8.22	5.52 $\pm$ 1.46	6.03 $\pm$ 1.87	2.31 $\pm$ 1.04	0.21 $\pm$ 0.35
T5	SF	71.54 $\pm$ 12.84	16.25 $\pm$ 7.73	5.25 $\pm$ 2.30	5.05 $\pm$ 2.15	1.96 $\pm$ 0.77	0.17 $\pm$ 0.07
	SD	71.18 $\pm$ 12.45	15.68 $\pm$ 5.54	5.20 $\pm$ 2.34	5.50 $\pm$ 2.38	2.06 $\pm$ 1.11	0.18 $\pm$ 0.22
P3	SF	65.91 $\pm$ 16.02	19.01 $\pm$ 8.88	6.22 $\pm$ 3.35	5.72 $\pm$ 2.68	2.26 $\pm$ 1.28	0.21 $\pm$ 0.16
	SD	77.19 $\pm$ 10.41	11.23 $\pm$ 5.88	5.34 $\pm$ 2.47	4.22 $\pm$ 1.76	1.95 $\pm$ 0.73	0.19 $\pm$ 0.25
PZ	SF	73.18 $\pm$ 19.77	15.61 $\pm$ 12.53	5.10 $\pm$ 4.11	4.96 $\pm$ 2.55	2.11 $\pm$ 2.53	0.23 $\pm$ 1.00
	SD	71.95 $\pm$ 16.95	14.99 $\pm$ 10.77	4.87 $\pm$ 2.02	4.69 $\pm$ 3.03	2.53 $\pm$ 2.16	0.22 $\pm$ 0.69
P4	SF	74.41 $\pm$ 17.96	14.87 $\pm$ 9.18	4.32 $\pm$ 5.23	4.44 $\pm$ 2.74	2.10 $\pm$ 1.06	0.18 $\pm$ 0.19
	SD	80.81 $\pm$ 11.67	8.41 $\pm$ 6.16	3.15 $\pm$ 2.29	4.01 $\pm$ 2.60	1.82 $\pm$ 1.26	0.18 $\pm$ 0.32
T6	SF	74.49 $\pm$ 14.12	13.76 $\pm$ 9.78	4.44 $\pm$ 2.28	4.90 $\pm$ 2.15	2.08 $\pm$ 1.02	0.20 $\pm$ 0.37
	SD	68.57 $\pm$ 14.20	17.41 $\pm$ 8.54	5.33 $\pm$ 2.88	5.77 $\pm$ 2.52	2.37 $\pm$ 1.04	0.20 $\pm$ 0.27
O1	SF	67.38 $\pm$ 14.28	18.50 $\pm$ 8.43	5.33 $\pm$ 3.06	5.27 $\pm$ 2.22	2.22 $\pm$ 0.80	0.19 $\pm$ 0.14
	SD	74.75 $\pm$ 10.80	12.85 $\pm$ 5.34	4.80 $\pm$ 1.54	5.04 $\pm$ 2.09	2.30 $\pm$ 1.07	0.21 $\pm$ 0.21
OZ	SF	73.03 $\pm$ 17.36	15.30 $\pm$ 11.17	4.77 $\pm$ 4.26	4.83 $\pm$ 2.16	2.30 $\pm$ 1.58	0.27 $\pm$ 0.71
	SD	76.14 $\pm$ 12.32	11.46 $\pm$ 5.79	4.96 $\pm$ 1.74	4.94 $\pm$ 2.80	1.95 $\pm$ 2.54	0.18 $\pm$ 0.91
O2	SF	66.14 $\pm$ 11.43	20.19 $\pm$ 7.54	5.59 $\pm$ 2.73	5.55 $\pm$ 2.47	2.24 $\pm$ 0.78	0.19 $\pm$ 0.32
	SD	76.53 $\pm$ 14.04	11.42 $\pm$ 8.02	3.84 $\pm$ 2.52	3.40 $\pm$ 2.88	1.94 $\pm$ 1.00	0.19 $\pm$ 0.22

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 DOS P-VALORES OBTIDOS ATRAVÉS DO TESTE DE COMPARAÇÃO DE WILCOXON PARA O QUANTIFICADOR PORCENTAGEM DE CONTRIBUIÇÃO DE POTÊNCIA (PCP)

E	D	T	A	B	G	SG
FP1	0.77	0.49	0.85	0.92	0.08	0.43
FP2	0.70	0.19	0.85	0.56	0.08	0.19
F7	0.08	0.08	0.28	0.16	0.02	0.32
F3	0.70	0.49	0.56	0.77	0.56	0.70
FZ	0.11	0.08	0.38	0.23	0.38	0.77
F4	0.56	0.56	0.11	0.43	1.00	0.85
F8	0.32	0.28	0.49	0.92	0.85	0.32
T3	0.70	0.77	0.92	0.85	0.28	0.28
C3	0.77	0.92	0.92	1.00	0.28	0.28
CZ	0.06	0.04	0.23	0.32	0.56	0.77
C4	0.56	0.16	0.56	0.92	0.85	0.77
T4	0.06	0.03	0.03	0.02	0.77	0.92
T5	0.77	0.38	0.77	0.38	0.23	0.19
P3	0.23	0.16	0.56	0.38	0.63	0.77
PZ	0.70	0.77	1.00	0.92	0.85	1.00
P4	0.05	0.02	0.16	0.16	0.32	0.85
T6	0.43	0.56	0.28	0.16	0.43	0.92
O1	0.70	0.38	0.38	0.70	0.70	0.32
OZ	0.85	0.43	0.77	0.70	0.85	1.00
O2	0.19	0.02	0.56	0.63	0.63	1.00

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.

Para resumir mais ainda os resultados selecionou – se os valores de variação percentual destacados na Tabela IV e construiu um histograma, com o objetivo de avaliar como se dá a concentração da variação percentual. Na Figura II, está representado o histograma para o quantificador PCP, nota-se, 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.

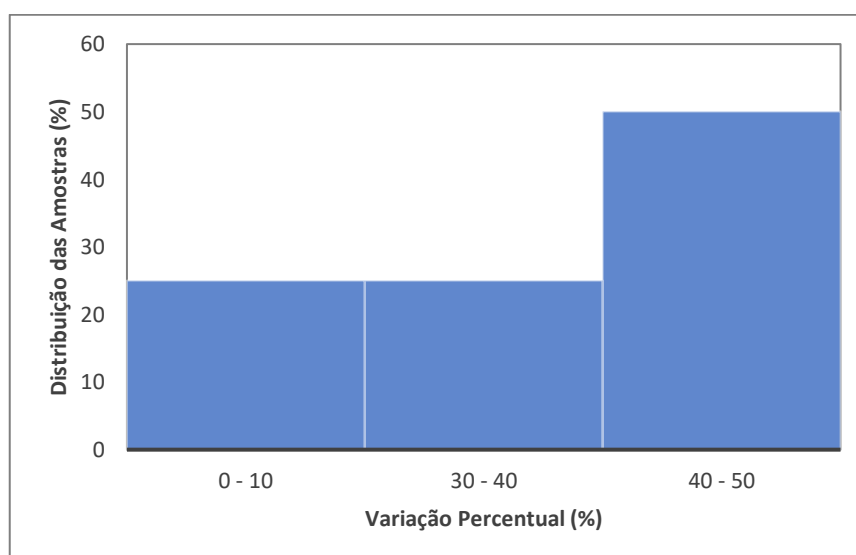
TABELA IV. RESULTADOS DA VARIAÇÃO PERCENTUAL (VAP) DA MEDIANA DO QUANTIFICADOR PORCENTAGEM DE CONTRIBUIÇÃO DE POTÊNCIA (PCP) PARA CADA ELETRODO E RITMO CEREBRAL

E	D	T	A	B	G	SG	M
FP1	3.77	16.39	10.66	1.97	14.09	15.63	10.42
FP2	2.58	39.95	0.83	16.67	27.15	48.30	22.58
F7	15.10	26.71	23.60	20.42	18.65	1.42	17.65
F3	1.63	4.81	4.68	1.28	2.66	4.57	3.27
FZ	8.84	24.90	22.57	20.75	25.15	21.10	20.55
F4	8.30	34.71	31.26	14.62	16.05	35.05	23.33
F8	4.84	23.69	22.97	4.48	0.71	4.72	10.24
T3	4.47	20.20	6.45	4.07	10.19	9.38	9.13
C3	10.04	30.06	10.75	7.17	16.35	18.47	15.47
CZ	13.54	39.15	25.21	28.80	21.24	20.07	24.67
C4	6.71	33.58	19.16	21.53	23.26	32.83	22.85
T4	10.18	37.12	47.82	43.21	4.68	4.61	24.60
T5	0.50	3.53	1.02	8.17	4.87	7.40	4.25
P3	14.61	40.95	14.23	26.23	13.79	7.88	19.61
PZ	1.68	4.01	4.59	5.60	16.71	4.06	6.11
P4	7.93	43.44	27.11	9.79	13.10	1.50	17.14
T6	7.94	20.95	16.57	15.13	12.14	0.30	12.17
O1	9.86	30.56	10.01	4.40	3.49	11.70	11.67
OZ	4.08	25.11	3.86	2.26	15.14	34.23	14.11
O2	13.57	43.45	31.26	38.77	13.49	2.31	23.81
M	7.51	27.16	16.73	14.77	13.65	14.28	

Onde: M – Média; 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 II. DISTRIBUIÇÃO GLOBAL DA VARIAÇÃO PERCENTUAL DOS VALORES DE PORCENTAGEM DE CONTRIBUIÇÃO DE POTÊNCIA (PCP)



3.2 Frequência Mediana (FM)

Na Tabela V, estão representados os valores das medianas $\pm$ desvio padrão para o quantificador FM, além disso, o cálculo foi realizado para todos os eletrodos e para cada ritmo (Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Super Gama) de cada estimulação do paciente (SF e SD). Analisando os resultados, percebe-se que nos ritmos Teta, Gama e Super Gama, comparando SF com SD, SD apresentou aumento de FM em praticamente todos os eletrodos, com exceção, os eletrodos FP1, FP2, F7, F8 e T3 para o ritmo Teta, os eletrodos FP1, C3, C4, T4, T5 e T6 para o ritmo Gama e os eletrodos FP1, C4, T4, T5, P4 e T6 para o ritmo Super Gama. É possível observar, também, que a região frontal nos ritmos Beta, Gama e Super Gama obteve aumento de FM para SD quando comparado com SF, além disso, é importante destacar o eletrodo F8 que apresentou aumento de FM em SD para todos os ritmos, exceto o ritmo Teta.

Na Tabela VI, realizou-se a comparação estatística, através do teste de Wilcoxon do Posto Sinalizado para o quantificador FM, os valores destacados de azul, também, mostram os p-valores que apresentam diferença significativa, nessa tabela é possível verificar que o ritmo Beta obteve dois eletrodos com diferenças significativas (C3 e T4), já os ritmos Teta, Alfa e Super Gama foi somente um eletrodo com diferença significativa, sendo o eletrodo F4 para o ritmo Teta, o eletrodo T6 para ritmo Alfa e o eletrodo T3 para ritmo Super Gama.

Os resultados da Variação Percentual da mediana para o quantificador FM estão representados na Tabela VII. Primeiramente, o cálculo do VAP foi realizado para todos os ritmos e eletrodos, posteriormente, foi calculado as médias para cada eletrodo e ritmo cerebral, nessa tabela está representado todos os valores de variação percentual, ou seja, para cada eletrodo e ritmo cerebral. Na Tabela VII, não destacou – se valores de variação percentual, visto que, os resultados foram baixos, portanto, nessa tabela será analisado somente a média de cada ritmo e eletrodo. Observando as médias dos ritmos é possível dizer que os ritmos Delta e Gama apresentaram a maior variação percentual, já analisando as médias dos eletrodos pode-se dizer que os eletrodos FP2, PZ e O1 obtiveram a maior variação percentual.

TABELA V. RESULTADOS DAS MEDIANAS $\pm$ DESVIO PADRÃO OBTIDOS ATRAVÉS DA UTILIZAÇÃO DO QUANTIFICADOR FREQUÊNCIA MEDIANA (FM) PARA SITUAÇÃO SILÊNCIO FORA DO QUARTO E SILÊNCIO DENTRO DO QUARTO

E	S	D	T	A	B	G	SG
FP1	SF	1.85 $\pm$ 0.16	5.10 $\pm$ 0.26	9.67 $\pm$ 0.21	19.94 $\pm$ 0.42	50.02 $\pm$ 1.87	89.62 $\pm$ 0.24
	SD	1.82 $\pm$ 0.21	5.07 $\pm$ 0.20	9.71 $\pm$ 0.06	19.93 $\pm$ 0.08	49.82 $\pm$ 1.13	89.61 $\pm$ 0.17
FP2	SF	1.80 $\pm$ 0.10	5.07 $\pm$ 0.18	9.68 $\pm$ 0.13	19.90 $\pm$ 0.25	49.90 $\pm$ 1.50	89.66 $\pm$ 0.22
	SD	1.87 $\pm$ 0.20	5.07 $\pm$ 0.27	9.67 $\pm$ 0.28	20.13 $\pm$ 0.61	52.90 $\pm$ 2.31	89.96 $\pm$ 0.26
F7	SF	1.86 $\pm$ 0.14	5.12 $\pm$ 0.14	9.68 $\pm$ 0.15	19.91 $\pm$ 0.55	49.96 $\pm$ 1.96	89.57 $\pm$ 0.24
	SD	1.81 $\pm$ 0.19	5.11 $\pm$ 0.12	9.69 $\pm$ 0.23	19.92 $\pm$ 0.18	50.50 $\pm$ 1.21	89.77 $\pm$ 0.21
F3	SF	1.83 $\pm$ 0.10	5.11 $\pm$ 0.09	9.66 $\pm$ 0.12	19.92 $\pm$ 0.13	49.67 $\pm$ 1.47	89.50 $\pm$ 0.22
	SD	1.80 $\pm$ 0.17	5.13 $\pm$ 0.17	9.65 $\pm$ 0.04	19.93 $\pm$ 0.09	49.99 $\pm$ 1.16	89.62 $\pm$ 0.19
FZ	SF	1.84 $\pm$ 0.20	5.07 $\pm$ 0.20	9.68 $\pm$ 0.17	19.93 $\pm$ 0.39	49.72 $\pm$ 1.86	89.50 $\pm$ 0.23
	SD	1.83 $\pm$ 0.14	5.12 $\pm$ 0.13	9.64 $\pm$ 0.18	19.95 $\pm$ 0.26	50.41 $\pm$ 1.71	89.67 $\pm$ 0.24
F4	SF	1.85 $\pm$ 0.18	5.03 $\pm$ 0.11	9.69 $\pm$ 0.27	19.99 $\pm$ 0.37	50.31 $\pm$ 1.50	89.69 $\pm$ 0.21
	SD	1.86 $\pm$ 0.22	5.14 $\pm$ 0.15	9.66 $\pm$ 0.23	19.88 $\pm$ 0.61	50.48 $\pm$ 2.06	89.76 $\pm$ 0.22
F8	SF	1.85 $\pm$ 0.09	5.10 $\pm$ 0.16	9.68 $\pm$ 0.17	19.91 $\pm$ 0.15	50.04 $\pm$ 1.03	89.68 $\pm$ 0.20
	SD	1.86 $\pm$ 0.19	5.07 $\pm$ 0.17	9.71 $\pm$ 0.15	19.92 $\pm$ 0.36	50.88 $\pm$ 2.00	89.76 $\pm$ 0.25
T3	SF	1.83 $\pm$ 0.06	5.10 $\pm$ 0.12	9.74 $\pm$ 0.10	19.98 $\pm$ 0.48	49.67 $\pm$ 0.91	89.52 $\pm$ 0.18
	SD	1.82 $\pm$ 0.13	5.10 $\pm$ 0.33	9.68 $\pm$ 0.19	20.16 $\pm$ 0.58	50.19 $\pm$ 0.93	89.79 $\pm$ 0.22
C3	SF	1.82 $\pm$ 0.15	5.10 $\pm$ 0.10	9.68 $\pm$ 0.13	19.95 $\pm$ 0.38	50.01 $\pm$ 1.42	89.62 $\pm$ 0.19
	SD	1.83 $\pm$ 0.17	5.16 $\pm$ 0.20	9.69 $\pm$ 0.06	19.90 $\pm$ 0.14	49.90 $\pm$ 0.44	89.60 $\pm$ 0.11
CZ	SF	1.85 $\pm$ 0.16	5.04 $\pm$ 0.10	9.68 $\pm$ 0.08	19.94 $\pm$ 0.45	49.72 $\pm$ 1.79	89.55 $\pm$ 0.22
	SD	1.82 $\pm$ 0.15	5.11 $\pm$ 0.23	9.64 $\pm$ 0.10	19.90 $\pm$ 0.50	50.44 $\pm$ 1.83	89.75 $\pm$ 0.21
C4	SF	1.83 $\pm$ 0.16	5.04 $\pm$ 0.16	9.70 $\pm$ 0.18	19.96 $\pm$ 0.53	50.43 $\pm$ 1.61	89.73 $\pm$ 0.19
	SD	1.85 $\pm$ 0.20	5.12 $\pm$ 0.25	9.65 $\pm$ 0.10	19.91 $\pm$ 0.52	50.20 $\pm$ 1.94	89.70 $\pm$ 0.20
T4	SF	1.85 $\pm$ 0.14	5.12 $\pm$ 0.26	9.73 $\pm$ 0.15	20.04 $\pm$ 0.40	50.80 $\pm$ 1.82	89.85 $\pm$ 0.22
	SD	1.88 $\pm$ 0.26	5.13 $\pm$ 0.18	9.68 $\pm$ 0.14	19.90 $\pm$ 0.29	49.93 $\pm$ 1.07	89.60 $\pm$ 0.19
T5	SF	1.84 $\pm$ 0.10	5.09 $\pm$ 0.16	9.68 $\pm$ 0.04	19.93 $\pm$ 0.05	49.75 $\pm$ 0.35	89.54 $\pm$ 0.12
	SD	1.83 $\pm$ 0.16	5.11 $\pm$ 0.21	9.71 $\pm$ 0.10	19.89 $\pm$ 0.09	49.73 $\pm$ 0.94	89.52 $\pm$ 0.20
P3	SF	1.79 $\pm$ 0.21	5.09 $\pm$ 0.15	9.68 $\pm$ 0.09	19.93 $\pm$ 0.20	49.84 $\pm$ 0.98	89.58 $\pm$ 0.17
	SD	1.81 $\pm$ 0.19	5.16 $\pm$ 0.23	9.65 $\pm$ 0.12	19.89 $\pm$ 0.28	50.19 $\pm$ 1.45	89.67 $\pm$ 0.19
PZ	SF	1.85 $\pm$ 0.13	5.07 $\pm$ 0.27	9.68 $\pm$ 0.14	19.94 $\pm$ 0.28	49.87 $\pm$ 1.45	89.57 $\pm$ 0.20
	SD	1.78 $\pm$ 0.09	5.20 $\pm$ 0.30	9.66 $\pm$ 0.11	19.87 $\pm$ 0.22	50.44 $\pm$ 1.41	89.75 $\pm$ 0.21
P4	SF	1.87 $\pm$ 0.13	5.07 $\pm$ 0.04	9.71 $\pm$ 0.12	19.91 $\pm$ 0.13	50.40 $\pm$ 1.07	89.72 $\pm$ 0.18
	SD	1.84 $\pm$ 0.21	5.10 $\pm$ 0.33	9.65 $\pm$ 0.18	19.94 $\pm$ 0.29	51.28 $\pm$ 1.56	89.87 $\pm$ 0.22
T6	SF	1.83 $\pm$ 0.21	5.09 $\pm$ 0.12	9.70 $\pm$ 0.17	19.94 $\pm$ 0.23	50.13 $\pm$ 1.62	89.70 $\pm$ 0.20
	SD	1.85 $\pm$ 0.13	5.11 $\pm$ 0.23	9.63 $\pm$ 0.09	19.87 $\pm$ 0.15	49.71 $\pm$ 1.02	89.55 $\pm$ 0.16
O1	SF	1.88 $\pm$ 0.14	5.09 $\pm$ 0.13	9.68 $\pm$ 0.09	19.92 $\pm$ 0.12	49.70 $\pm$ 0.75	89.54 $\pm$ 0.17
	SD	1.77 $\pm$ 0.11	5.10 $\pm$ 0.21	9.72 $\pm$ 0.11	19.91 $\pm$ 0.14	50.10 $\pm$ 0.48	89.65 $\pm$ 0.11
OZ	SF	1.84 $\pm$ 0.20	5.08 $\pm$ 0.14	9.70 $\pm$ 0.07	19.93 $\pm$ 0.47	50.28 $\pm$ 1.87	89.69 $\pm$ 0.22
	SD	1.80 $\pm$ 0.10	5.17 $\pm$ 0.28	9.61 $\pm$ 0.13	19.95 $\pm$ 0.36	50.29 $\pm$ 1.55	89.73 $\pm$ 0.20
O2	SF	1.86 $\pm$ 0.12	5.11 $\pm$ 0.32	9.69 $\pm$ 0.12	19.90 $\pm$ 0.53	49.85 $\pm$ 1.51	89.58 $\pm$ 0.20
	SD	1.83 $\pm$ 0.21	5.12 $\pm$ 0.21	9.65 $\pm$ 0.17	19.88 $\pm$ 0.31	50.60 $\pm$ 1.62	89.82 $\pm$ 0.21

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 VI. RESULTADOS DOS P-VALORES OBTIDOS ATRAVÉS DO TESTE DE COMPARAÇÃO DE WILCOXON PARA O QUANTIFICADOR FREQUÊNCIA MEDIANA (FM)

E	D	T	A	B	G	SG
FP1	0.77	0.70	0.19	0.32	0.38	0.70
FP2	0.19	1.00	0.77	0.06	0.16	0.28
F7	0.49	0.85	0.49	0.92	1.00	0.63
F3	0.43	0.92	0.49	0.63	0.92	0.92
FZ	0.77	0.23	0.85	0.70	0.56	0.38
F4	0.77	0.01	0.38	0.77	0.49	0.56
F8	1.00	0.23	0.70	0.32	0.38	0.43
T3	0.49	0.70	0.38	0.63	0.32	0.01
C3	0.85	0.70	0.85	0.01	0.85	1.00
CZ	0.56	0.32	0.28	0.38	0.38	0.32
C4	0.77	0.38	0.06	0.77	0.77	1.00
T4	0.43	0.43	0.23	0.02	0.28	0.28
T5	1.00	0.92	0.08	0.11	0.92	0.85
P3	0.85	0.49	0.49	0.16	0.28	0.28
PZ	0.38	0.19	1.00	0.23	0.63	0.63
P4	0.77	0.43	0.19	1.00	0.16	0.06
T6	0.32	0.92	0.03	0.28	0.28	0.28
O1	0.23	0.85	0.05	1.00	0.43	0.38
OZ	0.70	0.16	0.16	0.63	1.00	0.92
O2	0.77	0.28	0.32	0.49	0.70	0.32

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 VII. RESULTADOS DA VARIAÇÃO PERCENTUAL (VAP) DA MEDIANA DO QUANTIFICADOR FREQUÊNCIA MEDIANA (FM) PARA CADA ELETRODO E RITMO CEREBRAL

E	D	T	A	B	G	SG	M
FP1	1.62	0.59	0.41	0.05	0.40	0.01	0.51
FP2	3.74	0.00	0.10	1.14	5.67	0.33	1.83
F7	2.69	0.20	0.10	0.05	1.07	0.22	0.72
F3	1.64	0.39	0.10	0.05	0.64	0.13	0.49
FZ	0.54	0.98	0.41	0.10	1.37	0.19	0.60
F4	0.54	2.14	0.31	0.55	0.34	0.08	0.66
F8	0.54	0.59	0.31	0.05	1.65	0.09	0.54
T3	0.55	0.00	0.62	0.89	1.04	0.30	0.57
C3	0.55	1.16	0.10	0.25	0.22	0.02	0.38
CZ	1.62	1.37	0.41	0.20	1.43	0.22	0.88
C4	1.08	1.56	0.52	0.25	0.46	0.03	0.65
T4	1.60	0.19	0.51	0.70	1.71	0.28	0.83
T5	0.54	0.39	0.31	0.20	0.04	0.02	0.25
P3	1.10	1.36	0.31	0.20	0.70	0.10	0.63
PZ	3.78	2.50	0.21	0.35	1.13	0.20	1.36
P4	1.60	0.59	0.62	0.15	1.72	0.17	0.81

T6	1.08	0.39	0.72	0.35	0.84	0.17	0.59
O1	5.85	0.20	0.41	0.05	0.80	0.12	1.24
OZ	2.17	1.74	0.93	0.10	0.02	0.04	0.83
O2	1.61	0.20	0.41	0.10	1.48	0.27	0.68
M	1.72	0.83	0.39	0.29	1.14	0.15	

Onde: M – Média; 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.

3.3 Coerência

Na Tabela VIII estão representados os valores das medianas para o quantificador Coerência de cada par de eletrodo (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). Os ritmos Delta e Super Gama apresentaram crescimento no grau de similaridade somente em um par de eletrodos (O1 – O2 e P3 – P4, respectivamente) comparando SF e SD, já os ritmos Alfa e Beta foram os pares de eletrodos FP1 – FP, F7 – F8, F3 – F4 e O1 – O2 que apresentaram esse crescimento. No ritmo Gama verificou 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.

Já a Tabela IX, é possível observar o resultado da comparação realizada pelo Teste de Wilcoxon do Posto Sinalizado para o quantificador Coerência, os valores destacados de azul representam os p-valores que apresentaram diferença significativa, nessa tabela é possível verificar que os ritmos Gama e Super Gama foram os ritmos que obtiveram maior quantidade de pares de eletrodos com p-valores < 0.05, sendo eles, FP1 – FP2, F7 – F8, T3 – T4, C3 – C4, T5 – T6 e P3 – P4 para o ritmo Gama e F7 – F8, T3 – T4, T5 – T6, P3 – P4 e O1 – O2 para o ritmo Super Gama.

Os resultados da Variação Percentual da mediana para o quantificador Coerência estão representados na Tabela X. Primeiramente, o cálculo do VAP foi realizado para todos os ritmos e eletrodos, posteriormente, foi calculado as médias para cada eletrodo e ritmo cerebral, nessa tabela está representado todos os valores de variação percentual, ou seja, para cada eletrodo e ritmo cerebral. Na Tabela XI, os valores destacados em verde nos pares de eletrodos FP1 – FP2, F3 – F4, P3 – P4 e O1 – O2, também, são os valores que mostraram diferença significativa no teste de comparação e maior variação percentual. Nota – se que o ritmo Alfa obteve 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 eletrodo 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 selecionou – se os valores de variação percentual destacados na Tabela X e construiu um histograma, com o objetivo de avaliar como se dá a concentração da variação percentual. Na Figura III, está representado o histograma para o quantificador Coerência, 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 VIII. RESULTADOS DAS MEDIANAS $\pm$ DESVIO PADRÃO OBTIDOS 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	0.63 $\pm$ 0.30	0.36 $\pm$ 0.20	0.36 $\pm$ 0.18	0.39 $\pm$ 0.16	0.43 $\pm$ 0.24	0.49 $\pm$ 0.18
	SD	0.26 $\pm$ 0.30	0.41 $\pm$ 0.18	0.51 $\pm$ 0.22	0.42 $\pm$ 0.19	0.39 $\pm$ 0.22	0.48 $\pm$ 0.20
F7 – F8	SF	0.34 $\pm$ 0.24	0.12 $\pm$ 0.12	0.09 $\pm$ 0.16	0.13 $\pm$ 0.17	0.39 $\pm$ 0.22	0.51 $\pm$ 0.19
	SD	0.31 $\pm$ 0.17	0.09 $\pm$ 0.12	0.13 $\pm$ 0.16	0.18 $\pm$ 0.16	0.34 $\pm$ 0.22	0.41 $\pm$ 0.19
F3 – F4	SF	0.65 $\pm$ 0.37	0.36 $\pm$ 0.19	0.36 $\pm$ 0.18	0.38 $\pm$ 0.18	0.47 $\pm$ 0.24	0.53 $\pm$ 0.20
	SD	0.49 $\pm$ 0.32	0.52 $\pm$ 0.20	0.45 $\pm$ 0.23	0.40 $\pm$ 0.20	0.43 $\pm$ 0.23	0.48 $\pm$ 0.19
T3 – T4	SF	0.24 $\pm$ 0.30	0.15 $\pm$ 0.16	0.14 $\pm$ 0.09	0.15 $\pm$ 0.15	0.19 $\pm$ 0.22	0.20 $\pm$ 0.17
	SD	0.23 $\pm$ 0.24	0.18 $\pm$ 0.14	0.11 $\pm$ 0.14	0.14 $\pm$ 0.12	0.16 $\pm$ 0.20	0.16 $\pm$ 0.15
C3 – C4	SF	0.80 $\pm$ 0.31	0.60 $\pm$ 0.21	0.48 $\pm$ 0.21	0.33 $\pm$ 0.20	0.19 $\pm$ 0.23	0.17 $\pm$ 0.15
	SD	0.68 $\pm$ 0.24	0.63 $\pm$ 0.21	0.44 $\pm$ 0.17	0.31 $\pm$ 0.21	0.15 $\pm$ 0.20	0.16 $\pm$ 0.13
T5 – T6	SF	0.31 $\pm$ 0.27	0.20 $\pm$ 0.15	0.12 $\pm$ 0.13	0.12 $\pm$ 0.11	0.20 $\pm$ 0.22	0.32 $\pm$ 0.18
	SD	0.21 $\pm$ 0.28	0.17 $\pm$ 0.19	0.10 $\pm$ 0.15	0.13 $\pm$ 0.15	0.24 $\pm$ 0.21	0.25 $\pm$ 0.17
P3 – P4	SF	0.64 $\pm$ 0.21	0.46 $\pm$ 0.21	0.50 $\pm$ 0.16	0.26 $\pm$ 0.19	0.17 $\pm$ 0.21	0.11 $\pm$ 0.12
	SD	0.44 $\pm$ 0.28	0.44 $\pm$ 0.25	0.33 $\pm$ 0.22	0.25 $\pm$ 0.20	0.14 $\pm$ 0.20	0.15 $\pm$ 0.16
O1 – O2	SF	0.26 $\pm$ 0.21	0.10 $\pm$ 0.17	0.16 $\pm$ 0.15	0.20 $\pm$ 0.15	0.39 $\pm$ 0.25	0.56 $\pm$ 0.17
	SD	0.43 $\pm$ 0.32	0.45 $\pm$ 0.23	0.33 $\pm$ 0.18	0.22 $\pm$ 0.16	0.44 $\pm$ 0.22	0.51 $\pm$ 0.19

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 IX. RESULTADOS DOS P-VALORES OBTIDOS ATRAVÉS DO TESTE DE COMPARAÇÃO DE WILCOXON PARA O QUANTIFICADOR COERÊNCIA

E	D	T	A	B	G	SG
FP1 – FP2	0.12	0.03	0.00	0.05	0.01	0.35
F7 – F8	0.02	0.28	0.14	0.71	0.00	0.01
F3 – F4	0.60	0.05	0.28	0.43	0.18	0.11
T3 – T4	0.74	0.18	0.75	0.44	0.00	0.01
C3 – C4	0.68	0.98	0.69	0.64	0.00	0.08
T5 – T6	0.60	0.27	0.49	0.08	0.04	0.00
P3 – P4	0.04	0.58	0.01	0.43	0.01	0.00
O1 – O2	0.58	0.00	0.03	0.15	0.08	0.00

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.

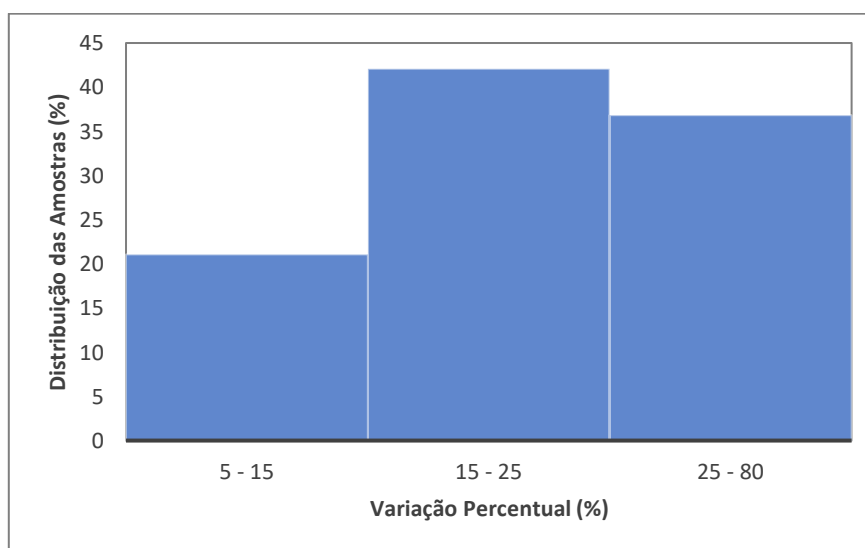
TABELA X. RESULTADOS DA VARIAÇÃO PERCENTUAL (VAP) DA MEDIANA DO QUANTIFICADOR COERÊNCIA PARA CADA ELETRODO E RITMO CEREBRAL

E	D	T	A	B	G	S	M
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
T3 – T4	4.06	15.77	20.46	7.59	16.17	22.60	14.44
C3 – C4	15.42	5.28	6.74	6.00	19.10	6.06	9.77
T5 – T6	31.69	14.34	11.74	4.01	17.00	19.89	16.45
P3 – P4	30.64	5.01	34.55	4.01	18.30	29.77	20.38
O1 – O2	38.27	77.85	50.20	11.79	9.69	9.50	32.88
M	26.32	22.87	25.23	8.94	14.25	14.89	

Onde: M – Média; 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 III. DISTRIBUIÇÃO GLOBAL DA VARIAÇÃO PERCENTUAL DOS VALORES DE COERÊNCIA



3.4 Variação da Potência Cerebral (VPC)

Na Tabela XI, estão representados os valores das medianas $\pm$ desvio padrão para o quantificador VPC. O cálculo do VPC foi realizado para todos os eletrodos e para cada ritmo (Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Super Gama) de cada estimulação do paciente (SF e SD). Observando os resultados, é possível dizer que o ritmo Alfa apresentou uma diminuição dos valores de VPC em SD quando comparado a SF, em praticamente todos os eletrodos, exceto em F7, T3, T5 e T6. Já nos ritmos Gama e Super Gama houve aumento dos valores de VPC em quase todos os eletrodos, com exceção os eletrodos FP1, F7, T4, P3 e PZ para o ritmo Gama e os eletrodos FP1, F7, FZ, C3, T4, PZ, T6 e O2 para o ritmo Super Gama. Além disso, o eletrodo T3 apresentou aumento nos valores de VPC para todos os ritmos cerebrais na situação SD quando comparada com a situação SF, o mesmo não acontece como o eletrodo FP1, visto que, ele diminuiu os valores de VPC em todos os ritmos.

Na Tabela XII, também não foi possível destacar os valores de variação percentual, visto que, é somente um paciente analisado e, portanto, não foi possível realizar testes estatísticos. Para análise dessa tabela, utilizou-se a média dos ritmos e eletrodos, como resultado, pode-se dizer que os ritmos Gama e Super Gama e os eletrodos FP1, FP2, F4, F8, T3, CZ e C4 que apresentaram maior variação percentual.

TABELA XI. RESULTADOS DOS VALORES DO QUANTIFICADOR VARIAÇÃO DA POTÊNCIA CEREBRAL (VPC) PARA SITUAÇÃO SILÊNCIO FORA DO QUARTO E SILÊNCIO DENTRO DO QUARTO

E	S	D	T	A	B	G	SG
FP1	SF	16.64	12.07	2.82	2.28	1.56	0.79
	SD	12.33	10.43	1.79	0.94	0.40	0.23
FP2	SF	7.22	4.00	2.66	2.20	0.61	0.17
	SD	11.38	7.60	2.45	2.34	3.52	1.60
F7	SF	11.61	6.70	2.50	2.27	2.29	1.05
	SD	14.10	9.81	2.71	2.11	0.70	0.08
F3	SF	9.04	5.73	1.79	1.71	0.70	0.33
	SD	9.36	6.18	1.72	1.63	0.87	0.36
FZ	SF	14.94	9.04	3.06	2.87	1.15	0.55
	SD	8.33	4.56	2.18	1.99	1.19	0.48
F4	SF	10.70	7.41	2.33	1.92	0.82	0.39
	SD	18.13	12.70	2.14	3.55	3.84	1.52
F8	SF	8.26	4.21	2.16	1.50	0.60	0.16
	SD	10.78	8.19	1.67	2.36	3.74	1.40
T3	SF	8.88	6.32	1.78	1.55	0.58	0.23
	SD	19.42	7.96	3.95	3.68	2.35	0.49
C3	SF	10.43	5.87	2.97	1.94	0.63	0.30
	SD	13.45	9.12	1.63	2.19	1.24	0.25
CZ	SF	16.57	10.85	3.68	2.38	0.99	0.52
	SD	9.11	5.35	2.14	1.91	2.40	1.05
C4	SF	16.36	10.87	3.06	2.32	0.73	0.32
	SD	13.45	7.03	2.47	3.97	3.73	1.49
T4	SF	9.43	6.13	2.17	1.90	2.40	1.05
	SD	12.27	8.61	1.46	1.87	1.08	0.39
T5	SF	12.84	7.73	2.30	2.15	0.77	0.07
	SD	12.46	5.56	2.35	2.38	1.13	0.24
P3	SF	16.02	8.88	3.35	2.68	1.28	0.16
	SD	10.41	5.89	2.55	1.76	0.74	0.27
PZ	SF	19.77	12.53	4.11	2.55	2.53	1.00
	SD	17.22	10.84	2.10	3.22	2.19	0.77
P4	SF	17.96	9.18	5.23	2.74	1.06	0.19
	SD	11.73	6.17	2.30	2.63	1.26	0.35
T6	SF	14.12	9.78	2.28	2.15	1.02	0.37
	SD	14.43	8.60	3.01	2.57	1.06	0.29
O1	SF	14.28	8.43	3.06	2.22	0.80	0.14
	SD	11.24	5.54	1.58	2.15	1.07	0.22
OZ	SF	17.36	11.17	4.26	2.16	1.58	0.71
	SD	12.48	5.85	1.84	2.83	2.75	1.02
O2	SF	11.43	7.54	2.73	2.47	0.78	0.32
	SD	14.26	8.04	2.52	2.94	1.02	0.23

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 XII. RESULTADOS DA VARIAÇÃO PERCENTUAL (VAP) DA MEDIANA DO QUANTIFICADOR
VARIAÇÃO DA POTÊNCIA CEREBRAL (VPC) PARA CADA ELETRODO E RITMO CEREBRAL

E	D	T	A	B	G	SG	M
FP1	25.91	13.59	36.66	58.99	74.47	70.69	46.72
FP2	36.58	47.39	7.62	5.97	82.54	89.42	44.92
F7	17.67	31.70	7.74	6.95	69.53	92.81	37.73
F3	3.41	7.40	3.88	4.52	19.37	10.11	8.12
FZ	44.26	49.63	28.79	30.59	3.50	11.21	28.00
F4	40.96	41.62	7.99	45.75	78.73	74.10	48.19
F8	23.41	48.62	22.48	36.45	83.96	88.48	50.57
T3	54.27	20.58	54.87	57.76	75.26	54.01	52.79
C3	22.48	35.64	45.15	11.46	49.32	16.06	30.02
CZ	45.02	50.74	41.80	19.64	58.91	50.37	44.41
C4	17.81	35.34	19.35	41.49	80.42	78.64	45.51
T4	23.15	28.78	32.90	1.44	54.97	63.03	34.05
T5	2.91	28.01	2.27	9.81	32.33	71.47	24.47
P3	34.99	33.72	24.11	34.41	42.23	40.67	35.02
PZ	12.90	13.49	48.82	20.77	13.49	23.39	22.14
P4	34.68	32.74	55.99	4.00	16.47	46.33	31.70
T6	2.20	12.14	24.05	16.48	4.17	20.69	13.29
O1	21.26	34.22	48.34	3.12	25.61	38.32	28.48
OZ	28.12	47.64	56.90	23.56	42.51	30.69	38.24
O2	19.83	6.14	7.58	16.09	23.13	28.17	16.82
M	25.59	30.96	28.86	22.46	46.55	49.93	

Onde: M – Média; 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.

4. DISCUSSÃO

A revisão (GRIMM, 2018) tem como objetivo verificar os efeitos das intervenções musicais, incluindo musicoterapia ativa e receptiva para pessoas com distúrbios neurogênicos de consciência. Esse estudo verificou como resultado que as estimulações musicais podem provocar comportamentos potencialmente positivos e respostas fisiológicas, além disso, verificaram que quando se tem presença de outra pessoa no ambiente durante a escuta da estimulação, também, provocam respostas fisiológicas. No presente estudo, mesmo não tendo em sua metodologia o uso de estimulações musicais, foi possível verificar que o paciente apresentou mudanças em sua atividade elétrica na presença da técnica dentro do quarto, ou seja, o simples fato de ter a presença de uma pessoa no quarto do paciente provocou respostas fisiológicas.

Na revisão (RINGDAL, 2006), realizaram 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 confirmou que os pacientes têm percepções do que está acontecendo com eles e ao seu redor enquanto em coma induzido. Além disso, como dito em (PEREIRA, 2016), 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. Portanto, esses achados podem confirmar os resultados do presente estudo, visto que, o fato de ter uma pessoa no quarto do paciente provocou mudanças na atividade cerebral do mesmo.

Além disso, no presente estudo houve alteração no sinal cerebral do paciente na presença da técnica dentro do recinto, por exemplo, através das batidas do seu coração, visto que é o sinal elétrico do coração tem uma amplitude muito maior que o EEG e ruídos sonoros que podem ser percebidos pelo paciente. Isso pode ser explicado pelo fato descrito em (SILVA, 2019), que ruídos ao redor do paciente podem ser percebidos pelo mesmo, provocando respostas fisiológicas.

5. CONCLUSÃO

No presente estudo foram analisados sinais EEG de um paciente comatoso do setor da UTI do Hospital de Clínicas de Uberlândia (HCU). 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. Além disso, para o quantificador FM, a região frontal nos ritmos Beta, Gama e Super Gama apresentou aumento de FM para a situação SD, ou seja, com a técnica dentro do quarto do paciente, e para o quantificador VPC, foi a região Occipital para o ritmo Gama que obteve aumento de FM para SD. Pelo fato da lesão causadora da etiologia deste paciente se localizar próximo ao occipital esquerdo, deve-se descartar a região Occipital 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 < 0.05). 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%.

Levando em consideração todas essas alterações apresentadas, é possível dizer que a simples presença da técnica do setor dentro do quarto do paciente no momento da gravação dos sinais eletroencefalográficos, provoca mudanças em seus sinais, portanto, comprovando que o que acontece ao redor do paciente pode interferir em suas respostas fisiológicas.

5.1 Trabalhos Futuros

Em um estudo multicêntrico conduzido nos Estados Unidos, foram coletadas 239 memórias de pacientes após alta de uma unidade de terapia intensiva. Essas memórias foram avaliadas, e como resultado, os pacientes mostraram sentimentos angustiantes e delirantes, 83% deles tinham memórias precisas do período de sedação, além disso, a visita de parentes foi a percepção mais comum relatada pelos pacientes (RINGDAL, 2006). Portanto, os trabalhos futuros envolvem repetir o experimento do presente estudo 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.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BAARS, B. J.; GAGE, N. M. Cognition, brain, and consciousness: Introduction to cognitive neuroscience. **Academic Press**, 2ed, pp. 672, Mar. 2010.

BASTO, P. DE A. S. et al. Repercussões da sedação em pacientes internados em unidade de terapia intensiva: uma revisão sistemática. **ASSOBRAFIR Ciência**, v. 5, n. 2, p. 59-72, Ago. 2014.

CABRAL F.A. et al. Estimulação multissensorial em pacientes comatosos: uma revisão da literatura. **O Mundo da Saúde**, v. 32, n. 1, p. 64-69, Mar. 2008.

COSSU, G. Therapeutic options to enhance coma arousal after traumatic brain injury: state of the art of current treatments to improve coma recovery. **British journal of neurosurgery**, v. 28, n. 2, p. 187-198, Apr. 2014.

EBERSOLE, J. S.; PEDLEY, T. A. Current Practice of Clinical Electroencephalography, 3ed, pp. 664, **Lippincott Williams & Wilkins**, 2003.

FOREMAN, B.; CLAASSEN, J. Quantitative EEG for the detection of brain ischemia. **Critical Care**, v. 16, n. 2, p. 1–9, 2012.

FREEMAN, W. J.; QUIROGA, R. Q. Imaging Brain Function with EEG. 3ed, New York 2013: **Springer Science**, 2013.

GRIMM T.; KREUTZ G. Music interventions in disorders of consciousness (DOC) – a systematic review. **Brain Injury**, v. 32, n. 6, p. 704-714, Mar. 2018.

JASPER, H. H. Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology Supplement**, v. 10, n. 2, p. 370–375, 1958.

KAPLAN, P. W. The EEG in metabolic encephalopathy and coma. **Journal of clinical neurophysiology**, v. 21, n. 5, p. 307-318, Oct. 2004.

LIMA, I. N. O. Avaliação do EEG de pacientes comatosos sob estimulação musical. Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia. p. 215, 2020.

MONTGOMERY, D. C.; RUNGER, G. C. Estatística aplicada e probabilidade para engenheiros. 4 ed. Rio de Janeiro: **LTC**, 2009.

PEREIRA, J. M. et al. Delirium in critically ill patients: risk factors modifiable by nurses. **Journal of Nursing Reference**, v. 4, n. 9, p. 29-36, Jan. 2016.

PLUM, F.; POSNER, J. B. **The diagnosis of stupor and coma**. Oxford University Press, USA, 1982.

RAMOS, C. D. 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, 2017.

RINGDAL M. 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.

SANEI S.; CHAMBERS J. EEG signal processing. **John Wiley & Sons**, pp. 312, Sep. 2007.

SCHOMER, D. L.; SILVA, F. H. L. DA. Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, 6ed, **Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins**, 2011.

SILVA S. C. et al. Percepções reais e ilusórias de pacientes em coma induzido. **Revista Brasileira de Enfermagem (REBEn)**, v. 72, n. 3, p. 818-824, Fev. 2019.

SÖRNMO, L.; LAGUNA, P. Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications, 1ed. **Academic Press**, p. 668, 2005.

URL1. Coma Information Page: what research is being done? National Institute of Neurological Disorders and Stroke, April 22, 2019. Disponível em: <https://www.ninds.nih.gov/disorders/all-disorders/coma-information-page>: Acesso em: 29/11/2020.

YOUNG, G. B. The EEG in coma. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 17, n. 5, p. 473–485, Sep. 2000.

YOUNG, G. B. Stupor and coma in adults. **UpToDate**, v. 1, p. 1–27, 2015.

ZUBLER, F. et al. Prognostic and diagnostic value of EEG signal coupling measures in coma. **Clinical Neurophysiology**, v. 127, n. 8, p. 2942–2952, Aug. 2016.

ANEXO 1



UNIVERSIDADE FEDERAL DE
UBERLÂNDIA/MG

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Estudo do efeito da estimulação musical baseada em eletroencefalografia (EEG)

Pesquisador: João Batista Destro Filho

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 82824017.5.0000.5152

Instituição Proponente: Faculdade de Engenharia Elétrica

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.570.022

Apresentação do Projeto:

O protocolo de pesquisa intitulado "Estudo do efeito da estimulação musical baseada em eletroencefalografia (EEG)" pretende estudar prospectivamente os efeitos de estimulação musical em pacientes da Unidade de Terapia Intensiva Adulta (UTIA) do

Hospital de Clínicas de Uberlândia, sem perturbar a rotina de tratamento dos mesmos, investigando a influência de tais estimulações através do EEG previsto no protocolo de tratamento, e através dos parâmetros de monitoramento contínuo (em termos de pressões arteriais e frequências cardíacas). O grupo de estudo receberá estimulação musical prolongada, ou seja, durante três dias consecutivos logo após a realização do EEG de rotina. Já o grupo controle não receberá estas estimulações. O Eletroencefalograma (EEG) mede a atividade elétrica do cérebro em diferentes locais do córtex cerebral, geralmente usando eletrodos colocados no couro cabeludo. Suas principais vantagens sobre as outras técnicas de gravação são a alta resolução temporal e o fato de que pode ser gravado de forma não-invasiva. Devido ao baixo custo, as gravações de EEG são amplamente utilizados tanto em ambientes clínicos quanto em pesquisas. Isso faz com que esse exame seja uma ferramenta muito acessível e útil, que é particularmente interessante para a análise dos processos cerebrais de alto nível. 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. Particularmente, no contexto de pacientes em coma, o EEG revelou recentemente resultados significativos, com impacto clínico

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br



UNIVERSIDADE FEDERAL DE
UBERLÂNDIA/MG



Continuação do Parecer: 2.570.022

Outros	RAMETROS.pdf	16:27:08	Camila Davi Ramos	Aceito
Outros	ANEXO2_DADOS_MUSICOTERAPICO S.pdf	03/02/2018 16:26:31	Camila Davi Ramos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_CORRIGIDO.pdf	03/02/2018 16:23:40	Camila Davi Ramos	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_V_SUBMISSAO_CORRIGIDO.pdf	03/02/2018 16:22:47	Camila Davi Ramos	Aceito
Declaração de Pesquisadores	termo_compromisso_fev_2018.pdf	03/02/2018 16:21:45	Camila Davi Ramos	Aceito
Outros	link_lattes.docx	29/01/2018 13:33:03	Camila Davi Ramos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Ints_COPARTICIPANTE_2.jpeg	10/10/2017 08:46:45	Camila Davi Ramos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Inst_COPARTICIPANTE.jpeg	10/10/2017 08:45:35	Camila Davi Ramos	Aceito

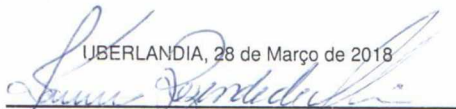
Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

UBERLÂNDIA, 28 de Março de 2018



Assinado por:

Sandra Terezinha de Farias Furtado
(Coordenador)

Profa. Dra. Karine Rezende de Oliveira
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Coordenadora
Portaria SEI PROPP 22/2018

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br

