

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

MARIA CLARA SANTOS DA SILVEIRA SURJUS

AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DO EEG EM DIFERENTES AMBIENTES COM
ANÁLISE DO RUÍDO

Uberlândia

2025

MARIA CLARA SANTOS DA SILVEIRA SURJUS

AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DO EEG EM DIFERENTES AMBIENTES COM
ANÁLISE DO RUÍDO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Faculdade de Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Uberlândia como
requisito parcial para obtenção do título de
Bacharel em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Processamento Digital
de Sinais Biomédicos.

Orientador: Prof(a). Aurélia Aparecida de
Araújo Rodrigues

Uberlândia

2025

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

S961 Surjus, Maria Clara Santos da Silveira, 2002-
2025 AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DO EEG EM DIFERENTES AMBIENTES
COM ANÁLISE DO RUÍDO [recurso eletrônico] / Maria Clara Santos
da Silveira Surjus. - 2025.

Orientadora: Aurélia Aparecida de Araújo Rodrigues.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade
Federal de Uberlândia, Graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Rodrigues, Aurélia Aparecida de
Araújo, 1976-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia.
Graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

MARIA CLARA SANTOS DA SILVEIRA SURJUS

AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DO EEG EM DIFERENTES AMBIENTES COM
ANÁLISE DO RUÍDO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Processamento Digital de Sinais Biomédicos.

Uberlândia, 28/08/2025

Banca Examinadora:

Prof(a). Dr(a). Aurélia Aparecida de Araújo Rodrigues – UFU

Prof. Dr. Joao Batista Destro Filho - UFU

Prof(a). Dr(a). Camila Davi Ramos - UFU

Dedico este trabalho a todos que fizeram parte
dessa jornada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço meus pais, Emília e Renê, por todo amor, carinho e incentivo durante toda essa trajetória. Mesmo à distância, sempre se fizeram presentes, sendo minha fonte de inspiração e força. Obrigada por acreditarem nos meus sonhos e lutarem por eles comigo.

Agradeço aos meus irmãos, Lucas e Natan, porque tudo o que sou hoje carrega muito de vocês. Minha personalidade e até meus gostos foram, de certa forma, escritos por vocês, e não me arrependo de nada disso. Tenho orgulho de carregar em mim partes de cada um e sou imensamente grata por todo amor, proteção e inspiração que sempre me deram.

Agradeço minha família de Uberlândia, pelo suporte, carinho e companheirismo.

Agradeço meus amigos de curso por todo o caminho percorrido juntos, pelas horas de estudo nos finais de semana e pelas noites de jogos. Sem vocês, tudo isso teria sido muito mais difícil. O apoio e a amizade de vocês foram essenciais, não só para minha formação acadêmica, mas também para meu crescimento como pessoa.

Agradeço minha companheira de faculdade, Isabela, por compartilhar a rotina, a casa e a vida comigo. Obrigada por sempre me acalmar ou dividir a loucura comigo. Cresci com você e sentirei falta de cada momento vivido juntas.

Agradeço aos meus professores, que me inspiraram e compartilharam paciência, ensinamentos e orientação. Minha orientadora, Aurélia Aparecida de Araújo Rodrigues, por sempre ser solícita e me guiar nesta jornada. Ao meu orientador, João Batista Destro Filho, por abrir caminhos na pesquisa e ser sempre gentil. À professora Camila Davi Ramos, que sempre se mostrou disponível para ajudar de forma única, sem importar a hora ou o momento; sua ajuda foi muito importante para mim.

Agradeço ao Hospital de Clínicas da UFU (HC-UFU), pela disponibilidade no registro dos dados de EEG, e ao Professor Oswaldo Baffa Filho e à Universidade de São Paulo (USP), por autorizar a realização do nosso experimento na sala blindada. Ao neurologista do setor de Neurofisiologia do HC-UFU, Dr. Marcos, pelo auxílio na separação de épocas, que tornou possível a análise dos dados. À voluntária da coleta, Eduarda.

E, por fim, agradeço ao grupo de pesquisa, Marina, Márcia, Henrique, Eduarda, Paulo, Melisse e Arianne que abriu as portas para minha participação. Seu suporte, orientação e incentivo foram fundamentais nesta trajetória.

“Quando não houver esperança
Quando não houver nem ilusão
Ainda há de haver esperança
Em cada um de nós, algo de uma criança”
(TITAS. Quando não houver esperança. 1986)

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo realizar a análise quantitativa do sinal de eletroencefalografia (EEG) em diferentes ambientes, a faixa de frequência correspondente ao ruído eletromagnético, quanto os referentes aos ritmos cerebrais clínicos e de alta frequência. Foram realizadas quatro coletas de sinais EEG na mesma voluntária saudável, nos locais a saber: sala blindada sem filtro notch localizada na Universidade de São Paulo (USP), ambiente externo com filtro notch, Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HC-UFU) e setor de eletroencefalografia localizado no subsolo do hospital. A análise quantitativa do sinal EEG foi realizada por meio de dois quantificadores, Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP) e Coerência. Os resultados mostraram que o ambiente exerce influência significativa sobre a qualidade do sinal, com destaque para diferenças nos ritmos Alfa, Beta e Supergama, além do componente de ruído. No PCP, os eletrodos T3 e T4 apresentaram maiores diferenças, principalmente na comparação entre Subsolo e Dentro sem notch. Já na Coerência, o par FP1–FP2 mostrou maior variação, sendo a comparação UTI e Dentro sem notch, a mais crítica. A análise da Variação Percentual (VAP) indicou que a maioria dos eletrodos permaneceu em faixas intermediárias de variação, embora em algumas condições tenham sido observadas oscilações mais elevadas. De forma geral, conclui-se que a sala blindada apresenta sinal mais limpo, eliminando faixas indesejadas, enquanto os ambientes hospitalares mostraram-se mais suscetíveis a ruídos e interferências externas.

Palavras-chave: Eletroencefalografia (EEG); ambientes hospitalares; sala blindada; ruído; Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP); coerência; filtro notch.

ABSTRACT

This study aimed to perform a quantitative analysis of electroencephalography (EEG) signals in different environments, including the frequency range corresponding to electromagnetic noise, as well as those related to clinical and high-frequency brain rhythms. Four EEG signal collections were performed on the same healthy volunteer in the following locations: a shielded room without a notch filter located at the University of São Paulo (USP), an outdoor environment with a notch filter, the Intensive Care Unit (ICU) of the Hospital de Clínicas of the Federal University of Uberlândia (HC-UFU), and the electroencephalography unit located in the basement of the hospital. Quantitative analysis of the EEG signal was performed using two quantifiers: Power Contribution Percentage (PCP) and Coherence. The results showed that the environment significantly influences signal quality, with emphasis on differences in alpha, beta, and supergamma rhythms, in addition to the noise component. In the PCP, electrodes T3 and T4 showed the greatest differences, especially when comparing the basement and indoor environments without a notch. Regarding Coherence, the FP1–FP2 pairs showed greater variation, with the ICU and Indoor comparison without notch being the most critical. The Percentage Variation (PV) analysis indicated that most electrodes remained in intermediate variation ranges, although higher oscillations were observed in some conditions. Overall, it can be concluded that the shielded room presents a cleaner signal, eliminating unwanted bands, while hospital environments were more susceptible to noise and external interference.

Keywords: Electroencephalography (EEG); hospital environments; shielded room; noise; Power Contribution Percentage (PCP); coherence; notch filter.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 - Resumo principal dos artigos	22
Figura 1 - Histograma percentil do VAP do PCP	30
Figura 2 - Histograma percentil do VAP da Coerência.....	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – VAP do PCP comparação UTI x Dentro sem notch.....	31
Tabela 2 - VAP do PCP comparação Subsolo x UTI.....	32
Tabela 3 - VAP do PCP comparação UTI x Fora com notch.....	33
Tabela 4 - VAP do PCP comparação Dentro sem notch x Fora com notch	34
Tabela 5 – VAP do PCP comparação Subsolo x Dentro sem notch	35
Tabela 6 – VAP do PCP comparação Subsolo x Fora com notch.....	36
Tabela 7: Resumo dos resultados de PCP: variações de eletrodos, ritmos e ruído	37
Tabela 8 - VAP da Coerência na comparação UTI x Dentro sem notch.....	39
Tabela 9 - VAP da Coerência na comparação Subsolo x UTI	40
Tabela 10 - VAP da Coerência na comparação UTI x Fora com notch	40
Tabela 11 - VAP da Coerência na comparação Dentro sem notch x Fora com notch	41
Tabela 12 - VAP da Coerência na comparação Subsolo x Dentro sem notch.....	41
Tabela 13 - VAP da Coerência na comparação Subsolo x Fora com notch.....	42
Tabela 14: Resumo dos resultados de Coerência: variações de eletrodos, ritmos e ruído	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
EEG	Eletroencefalograma
ECG	Eletrocardiograma
FFT	Transformada Rápida de Fourier
HC	Hospital de Clínicas
ICA	Análise de Componentes Independentes
IFSECN	Comitê Internacional da Federação Internacional de Sociedades de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica
PCA	Análise de componentes principais
PCP	Porcentagem de Contribuição de Potência
PSD	densidade espectral de potência
QEEG	Quantitativa do EEG
RLS	Recursive Least Squares
SNR	Relação Sinal-Ruído
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
VAP	Variação Percentual

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
1.1	Justificativa	17
1.2	Objetivos.....	18
1.2.1	<i>Objetivo Geral.....</i>	<i>18</i>
1.2.2	<i>Objetivos Específicos</i>	<i>18</i>
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	20
3	METODOLOGIA.....	24
3.1	Coleta de dados	24
3.2	Quantificação do Sinal EEG e Análise Estatística.....	25
3.2.1	<i>Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP).....</i>	<i>25</i>
3.2.2	<i>Coerência</i>	<i>25</i>
3.2.3	<i>Análise estatística.....</i>	<i>26</i>
4	RESULTADOS	29
4.1	Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP).	29
4.1.1	<i>UTI e Dentro sem notch</i>	<i>30</i>
4.1.2	<i>Subsolo e UTI.....</i>	<i>31</i>
4.1.3	<i>UTI e Fora com notch</i>	<i>32</i>
4.1.4	<i>Dentro sem notch e Fora com notch.....</i>	<i>33</i>
4.1.5	<i>Subsolo e Dentro sem notch</i>	<i>34</i>
4.1.6	<i>Subsolo e Fora com notch.....</i>	<i>35</i>
4.1.7	<i>Geral.....</i>	<i>36</i>
4.2	Coerência	38
4.2.1	<i>UTI e Dentro sem notch</i>	<i>39</i>
4.2.2	<i>Subsolo e UTI.....</i>	<i>39</i>
4.2.3	<i>UTI e Fora com notch</i>	<i>40</i>
4.2.4	<i>Dentro sem notch e Fora com notch.....</i>	<i>40</i>
4.2.5	<i>Subsolo e Dentro sem notch</i>	<i>41</i>
4.2.6	<i>Subsolo e Fora com notch.....</i>	<i>41</i>
4.2.7	<i>Geral.....</i>	<i>42</i>
5	DISCUSSÃO	44
5.1	Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP)	44
5.2	Coerência	45

5.3	Geral.....	46
6	CONCLUSÃO	48
	REFERÊNCIAS.....	49
ANEXO 1 – APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA		
	UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA	52

1 INTRODUÇÃO

O estudo da atividade elétrica nos seres vivos teve início no século XVIII com os experimentos do cientista italiano Luigi Galvani, que introduziu o conceito de "eletricidade animal". Ele demonstrou que a contração muscular poderia ser induzida por estímulos elétricos aplicados por dois metais diferentes, inaugurando o campo da neurofisiologia elétrica (Rossini, 2025). Avanços significativos ocorreram em 1875, quando o fisiologista britânico Richard Caton foi o primeiro a registrar sinais elétricos espontâneos no cérebro de animais vivos. Utilizando um galvanômetro, Caton observou oscilações elétricas relacionadas à atividade cerebral, lançando as bases para os estudos que culminariam na criação do eletroencefalograma (EEG) (Arjoonsingh, 2024). Cerca de meio século depois, em 1929, o psiquiatra alemão Hans Berger realizou o primeiro registro de sinais elétricos cerebrais em humanos por meio de eletrodos posicionados no couro cabeludo. Ele identificou padrões rítmicos que denominou de ondas alfa e beta, percebendo variações nessas ondas relacionadas a atividades mentais e físicas (Arjoonsingh, 2024). A descoberta de Berger marcou o nascimento oficial da eletroencefalografia como método clínico e científico.

O interesse pela eletroencefalografia intensificou-se especialmente com sua aplicação no diagnóstico de doenças neurológicas, como epilepsia e apneia do sono. O método baseia-se na captação de sinais elétricos gerados por potenciais de ação, decorrentes do fluxo de íons de sódio, potássio e cloro através das membranas neuronais (Buzsáki, 2012). Como esses sinais são registrados por eletrodos posicionados na superfície do couro cabeludo, a coleta enfrenta desafios consideráveis (Niedermeyer, 2010). A atividade elétrica cerebral apresenta amplitudes extremamente baixas, variando entre 10 e 100 μV , o que a torna altamente suscetível à interferência de ruídos ambientais e fisiológicos. Esse cenário resulta em uma relação sinal-ruído (SNR) desfavorável, exigindo técnicas rigorosas de aquisição e processamento de dados para garantir a confiabilidade da análise (Jin et al., 2023).

O EEG registra ritmos cerebrais que variam conforme o estado mental do indivíduo. Esses ritmos refletem oscilações elétricas geradas pela atividade neuronal, captadas na superfície do couro cabeludo. São classificados em faixas de frequência: delta (0,5-3,5 Hz), teta (3,5-7,5 Hz), alfa (7,5-12,5 Hz), beta (12,5-30 Hz), gama (30-80 Hz) e supergama (>80 Hz) (Ramos, 2017).

Assim, os ritmos cerebrais não apenas refletem o estado funcional do cérebro, mas também organizam a forma como a informação é processada e transmitida entre diferentes regiões neurais. O ritmo alfa é observado em adultos relaxados e com a atividade mental reduzida, predominando na região occipital. O ritmo beta aparece com maior frequência nas

regiões central e frontal, com menor amplitude, estando relacionado ao processamento ativo de informações. O ritmo teta está ligado ao relaxamento profundo; o delta, caracterizado por ondas lentas, pode estar associado a traumas cerebrais; e o gama está relacionado à consciência (Freeman & Quiroga, 2013).

Para padronizar os registros eletroencefalográficos, foram estabelecidos os primeiros parâmetros internacionais, conhecidos como Sistema Internacional 10-20 de Colocação de Eletrodos. Desenvolvido em 1958 por Herbert H. Jasper e formalizado pelo Comitê Internacional da Federação Internacional de Sociedades de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica (IFSECN), esse sistema visa uniformizar a colocação dos eletrodos no couro cabeludo, promovendo maior comparabilidade entre os exames e maior confiabilidade diagnóstica (Jasper, 1938). O nome "10-20" refere-se às distâncias proporcionais de 10% e 20% entre os eletrodos, com base em medições do crânio do paciente. Essas medidas são feitas entre marcos anatômicos específicos, como o nasion (depressão na raiz do nariz), o inion (protuberância óssea na parte posterior da cabeça) e os pontos pré-auriculares (localizados acima das orelhas). Essa padronização permite uma distribuição uniforme dos eletrodos sobre as regiões corticais, facilitando a interpretação dos sinais elétricos cerebrais (Jasper, 1958). A nomenclatura utilizada nesse sistema associa letras que indicam as regiões cerebrais e números que determinam o lado do cérebro. Por exemplo, os eletrodos posicionados sobre as regiões frontal, central, temporal, parietal e occipital recebem as letras F, C, T, P e O, respectivamente. Os números ímpares indicam posições no hemisfério esquerdo, enquanto os pares representam o hemisfério direito. Os eletrodos ao longo da linha média recebem a letra "Z" (de "zero") (Jurcak, 2007).

Na análise clínica do EEG é comum a presença de interferências no sinal devido à sua baixa amplitude — geralmente na ordem de microvolts. Essas interferências são conhecidas como artefatos e podem impactar significativamente o processamento do sinal, resultando em interpretações equivocadas e análises imprecisas (Freeman & Quiroga, 2012). Por esse motivo, um dos principais desafios da eletroencefalografia é a constante busca pela melhoria da qualidade do sinal, com o objetivo de reduzir ao máximo a presença de artefatos e ruídos. A relação sinal-ruído no registro do EEG é naturalmente baixa, o que pode comprometer a qualidade do sinal captado e dificultar a distinção entre atividade neural limpa e interferências externas. Esses artefatos podem ter diversas origens, como limitações do equipamento de registro, interferências do ambiente e atividades fisiológicas do próprio paciente. Assim, a presença de artefatos representa um dos principais desafios na análise e interpretação precisa dos sinais eletroencefalográficos (Liu, 2022).

Para que a remoção dos artefatos presentes no sinal EEG seja eficaz,, é fundamental compreender a natureza do artefato, que pode ser de origem fisiológica ou extrínseca — também chamados de ambientais ou experimentais. Entre os artefatos fisiológicos, destacam-se a sudorese, os movimentos oculares, a respiração profunda e as contrações musculares involuntárias. Já os artefatos externos estão relacionados a falhas nos eletrodos, presença de ruído no ambiente ou interferência eletromagnética, especialmente em torno da frequência de 60 Hz (Jiang , 2019).

Com o objetivo de aprimorar a qualidade da aquisição do sinal eletroencefalográfico, é comum a aplicação de filtros digitais que atuam no domínio da frequência. Um exemplo amplamente utilizado é o filtro notch, projetado especificamente para atenuar componentes indesejados em uma faixa estreita de frequência. No contexto do EEG, esse filtro é geralmente configurado para suprimir a interferência da rede elétrica, que ocorre em torno de 60 Hz (ou 50 Hz, dependendo da região) (Leske, 2019).

Essa atenuação é possível por meio da análise espectral do sinal, frequentemente realizada com o auxílio da Transformada Rápida de Fourier (FFT), que converte o sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência. Assim, é possível identificar com precisão as componentes espectrais associadas ao ruído e aplicar o filtro notch para reduzir a potência do sinal naquela faixa específica, preservando as demais frequências relevantes para a análise da atividade cerebral (Leske, 2019; Tan et al., 2021).

Além dos métodos tradicionais de filtragem, técnicas mais avançadas como a Análise de Componentes Independentes (ICA) têm sido empregadas para a remoção de artefatos específicos, como piscadas e movimentos oculares, permitindo uma separação mais precisa entre sinais neurais e contaminações fisiológicas (Delorme, 2004). Apesar dos avanços nas técnicas de remoção, o controle e a minimização de artefatos ainda representam um desafio constante. Em contextos de pesquisa, a comparação entre diferentes ambientes de aquisição revelou a influência significativa do local na quantidade e no tipo de ruído presente no sinal EEG. Locais com maior controle ambiental, como salas blindadas, tendem a apresentar registros mais limpos, enquanto ambientes clínicos, como a UTI, estão mais suscetíveis a artefatos diversos, exigindo cuidados adicionais no pré-processamento dos dados. As salas blindadas são construídas com materiais condutores que bloqueiam campos eletromagnéticos externos, oferecendo um ambiente mais estável para a captura do sinal neural.

Suwandi et al. (2022) realizaram um estudo comparativo entre registros de EEG obtidos em ambientes com e sem blindagem eletromagnética. Os autores observaram diferenças significativas na densidade espectral de potência do sinal, especialmente nas regiões frontal e

parietal, com variações de até 66%. Esses achados reforçam que a presença da blindagem melhora a relação sinal-ruído, favorecendo a precisão na análise dos ritmos cerebrais e na interpretação clínica. Além disso, a blindagem se mostra particularmente relevante em estudos que exigem alta sensibilidade, como na análise de oscilações de alta frequência (ritmo gama e supergama), que são facilmente mascaradas por interferências ambientais. Dessa forma, a utilização de sala blindada representa uma estratégia fundamental para garantir a qualidade dos dados eletroencefalográficos.

A análise quantitativa do EEG (qEEG) tem se tornado uma ferramenta fundamental para a avaliação objetiva da atividade cerebral, permitindo a extração de medidas específicas que caracterizam tanto a atividade espectral quanto a conectividade funcional entre diferentes regiões cerebrais. Essas análises são especialmente importantes quando se busca comparar registros obtidos em diferentes condições ambientais, uma vez que fornecem parâmetros quantitativos precisos e reprodutíveis.

Entre os quantificadores mais utilizados na quantificação do EEG, destaca-se a análise espectral que mede a distribuição relativa da potência espectral em diferentes bandas de frequência. Este parâmetro permite quantificar a contribuição de cada ritmo cerebral para a atividade total registrada, fornecendo insights sobre o estado funcional do cérebro e possíveis alterações decorrentes de condições patológicas ou ambientais (Niedermeyer & Silva, 2005).

Outro quantificador amplamente empregado é a Coerência, que mede o grau de sincronização entre sinais registrados em diferentes eletrodos. A Coerência espectral fornece informações sobre a conectividade funcional entre regiões cerebrais, sendo particularmente útil para avaliar como diferentes ambientes de aquisição podem influenciar a detecção dessa conectividade. Valores elevados de Coerência indicam maior sincronização entre as regiões analisadas, enquanto valores baixos sugerem atividade mais independente (Nunez et al., 1997).

Essas ferramentas quantitativas são essenciais para estudos que visam avaliar o impacto de diferentes condições ambientais na qualidade do sinal EEG, proporcionando uma base objetiva para comparações estatísticas e interpretação clínica dos resultados obtidos.

1.1 Justificativa

O EEG é uma técnica amplamente utilizada para o monitoramento da atividade elétrica cerebral, sendo fundamental no diagnóstico de condições neurológicas como epilepsia, distúrbios do sono, encefalopatias e estados de consciência alterados. No entanto, a confiabilidade dos registros eletroencefalográficos depende diretamente da qualidade do sinal obtido, que por sua vez é altamente sensível à interferência de ruídos ambientais e fisiológicos.

Embora existam protocolos padronizados para a colocação dos eletrodos, ainda há uma lacuna significativa quanto à padronização dos ambientes de aquisição, especialmente em contextos clínicos e hospitalares com infraestrutura limitada. Apesar da importância reconhecida do controle ambiental, poucos estudos têm quantificado sistematicamente o impacto de diferentes ambientes na qualidade do sinal EEG, deixando profissionais e pesquisadores sem diretrizes claras sobre as melhores práticas para aquisição em contextos diversos.

Ambientes como unidade de terapia intensiva (UTI), ambulatórios ou salas não blindadas podem comprometer significativamente a relação sinal-ruído, dificultando a interpretação dos sinais cerebrais e impactando diretamente a acurácia diagnóstica. Esta situação é particularmente preocupante considerando que muitas instituições de saúde não possuem acesso a salas blindadas, dependendo de ambientes clínicos convencionais para realizar exames eletroencefalográficos.

Dessa forma, este estudo se justifica pela necessidade premente de compreender quantitativamente o impacto que diferentes ambientes e configurações técnicas exercem sobre a qualidade do sinal EEG. Ao comparar registros realizados em sala blindada, em ambientes clínicos e sob diferentes condições ambientais, pretende-se evidenciar a importância de estratégias que favoreçam a redução de artefatos e melhorem a qualidade do sinal, contribuindo para a padronização de boas práticas na aquisição e análise de exames eletroencefalográficos em diferentes contextos clínicos e de pesquisa.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral é analisar quantitativamente o sinal EEG em quatro diferentes ambientes: sala blindada, sala não blindada, setor de eletroencefalograma do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) localizado no subsolo e unidade de terapia intensiva (UTI) da UFU. Todos os registros estavam nas condições de silêncio e repouso, para conseguir medir a diferença e interferência do local no momento da coleta, podendo compreender se o local altera a interpretação do exame.

1.2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Aplicar técnica de quantificação e estatística para o sinal EEG pelo software Matlab

- Comparar ambientes de coleta e analisar o componente ruído
- Avaliar o impacto do ambiente físico na integridade e confiabilidade dos sinais EEG, considerando a influência de ruído eletromagnético e artefatos ambientais na análise quantitativa dos dados.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A partir da pesquisa bibliográfica sistemática realizada com as palavras-chave ("EEG" OR "electroencephalography") AND ("artifact removal" OR "noise reduction") AND ("notch filter" OR "filtering"), nas bases PubMed, IEEE Xplore, ScienceDirect (Elsevier), Cochrane Library e Google Acadêmico, foram identificados 24 artigos relevantes. Após análise criteriosa, cinco estudos principais foram selecionados com base em critérios como data de publicação (2014-2024), abordagem metodológica robusta e foco na remoção de artefatos em sinais EEG.

A Tabela 1 apresenta uma síntese detalhada desses estudos. A investigação sistemática conduzida por Jiang (2019) fornece uma perspectiva abrangente sobre os métodos de remoção de artefatos em EEG através de uma revisão sistemática da literatura. O estudo examinou diversos tipos de artefatos, incluindo contaminações oculares, musculares, cardíacas e de linha elétrica, comparando métodos tradicionais como filtros notch, ICA, transformada wavelet e análise de componentes principais (PCA). Através de uma análise comparativa qualitativa, os autores concluíram que métodos híbridos, particularmente a combinação de transformada wavelet com ICA e a integração de filtros convencionais com ICA, demonstram superior eficácia na remoção de artefatos, sugerindo que a convergência de diferentes técnicas pode superar as limitações individuais de cada método.

O avanço tecnológico na área é exemplificado pelo trabalho de Porr et al. (2022), que explorou a aplicação de inteligência artificial para cancelamento de ruído em tempo real. Utilizando dados simulados e bases públicas, o estudo focou na remoção de ruído de linha elétrica e ruído branco através de um autoencoder baseado em deep learning. A avaliação foi realizada usando métricas de SNR, correlação e latência, demonstrando que a abordagem de IA apresentou robustez e eficiência notáveis para ruídos complexos em processamento em tempo real. Este trabalho representa uma mudança paradigmática na direção de soluções automatizadas e adaptativas para processamento de sinais EEG.

A importância do ambiente de coleta na qualidade dos sinais EEG foi investigada por Suwandi et al. (2022) através de um estudo comparativo envolvendo 20 voluntários com aquisição de 64 canais. Os pesquisadores compararam registros EEG realizados em sala blindada versus ambiente não blindado, focando especificamente no ruído ambiental e de linha elétrica. O protocolo experimental consistiu em sessões de repouso com olhos fechados, e a análise foi conduzida através de densidade espectral de potência (DEP) e filtros notch. Os resultados revelaram que a sala blindada proporcionou redução significativa de ruído nas

bandas alfa, beta e gama, evidenciando a importância do controle ambiental na aquisição de sinais EEG de alta qualidade.

A aplicação clínica de filtros adaptativos foi explorada por Dai et al. (2019) em um estudo que implementou filtro notch adaptativo baseado em Recursive Least Squares (RLS) para remoção em tempo real de artefatos de Eletrocardiograma (ECG) em EEG hospitalar. Utilizando registros clínicos simultâneos de EEG e ECG com 8 canais, o método demonstrou capacidade de reduzir até 90% dos artefatos cardíacos sem causar distorção significativa no sinal cerebral. A aplicação do algoritmo RLS em filtro notch adaptativo representa um avanço importante para aplicações clínicas em tempo real, onde a preservação da integridade do sinal é crucial para diagnósticos precisos.

Uma abordagem inovadora para a remoção de ruído de linha elétrica foi proposta por Leske (2019), que investigou o uso de interpolação espectral como alternativa aos filtros notch tradicionais. Utilizando dados públicos e simulações controladas, o estudo focou especificamente na remoção de ruído de 50/60Hz através de interpolação espectral. A avaliação foi realizada através de métricas de SNR e preservação de fase, demonstrando que a interpolação espectral é mais eficaz que o filtro notch convencional na manutenção da integridade do sinal. Este trabalho destaca a importância de considerar não apenas a eficácia na remoção de artefatos, mas também a preservação das características espectrais e temporais do sinal original.

Quadro 1 - Resumo principal dos artigos

ARTIGO	OBJETIVO	TIPO DE ESTUDO	TIPO DE ARTEFATO E MÉTODO DE REMOÇÃO	PROTOCOLO DE COLETA	FERRAMENTA ESTATÍSTICA	PRINCIPAIS RESULTADOS
Dai et al, 2019	Aplicar filtro notch adaptativo baseado em RLS para remoção em tempo real de ECG em EEG	EEG hospitalar, 8 canais	Artefato de ECG — filtro notch adaptativo RLS	Registro clínico simultâneo EEG + ECG	Recursive Least Squares (RLS), notch adaptativo	Redução de até 90% dos artefatos cardíacos sem distorção do sinal cerebral
Jiang, 2019	Revisar métodos de remoção de artefatos em EEG	Revisão sistemática de literatura	Diversos artefatos (ocular, muscular, cardíaco, linha elétrica); comparação de métodos: notch, ICA, wavelet, PCA	Discussão comparativa qualitativa	Concluiu que métodos híbridos (Wavelet+ICA, filtros+ICA) são os mais eficazes	Para remoção de artefatos em outros exames, como EOG ou EMG, há efeito. Porém, para o EEG o método de alta precisão ainda precisa ser identificado
Leske, 2019	Melhorar remoção de ruído de linha usando interpolação espectral	Dados públicos e simulações	Ruído de 50/60Hz – interpolação espectral ao invés de notch	Simulações controladas + bases públicas	Avaliação SNR e preservação de fase	Interpolação mais eficaz que filtro notch em manter integridade do sinal
Porr et al.,2022	Criar sistema de cancelamento de ruído em tempo real com IA	Dados simulados	Ruído de linha e ruído branco – Deep Learning autoencoder	Sinais simulados + bases públicas	SNR, correlação e latência	IA mostrou robustez e eficiência em tempo real para ruídos complexos
Suwandi et al., 2022	Comparar EEG em sala blindada vs não blindada	20 voluntários, 64 canais	Ruído ambiental e de linha elétrica — comparação sala blindada vs sem blindagem	Sessão de repouso, olhos fechados	Análise espectral (PSD), filtro notch	Sala blindada mostrou redução significativa de ruído nas bandas alfa, beta e gama

A análise conjunta destes estudos revela tendências importantes no desenvolvimento de métodos de remoção de artefatos em EEG. Primeiro, observa-se uma migração de técnicas isoladas para abordagens híbridas que combinam múltiplos métodos para maximizar a eficácia. Segundo, há um crescente interesse em soluções em tempo real, especialmente para aplicações clínicas e de monitoramento contínuo. Terceiro, a integração de inteligência artificial e aprendizado de máquina está emergindo como uma fronteira promissora para lidar com artefatos complexos e variáveis. Quarto, existe uma preocupação crescente não apenas com a eficiência na remoção de artefatos, mas também com a preservação da integridade do sinal cerebral original.

Os resultados coletivos demonstram que a escolha do método de remoção de artefatos deve considerar múltiplos fatores, incluindo o tipo específico de artefato, o contexto de aplicação (clínico versus pesquisa), os requisitos de processamento em tempo real e a necessidade de preservação das características espectrais do sinal. A convergência de evidências sugere que métodos híbridos e adaptativos representam o futuro do processamento de sinais EEG, oferecendo soluções mais robustas e versáteis para os desafios complexos impostos pelos diversos tipos de artefatos presentes nos registros eletroencefalográficos.

3 METODOLOGIA

3.1 Coleta de dados

O experimento foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (CEP/UFU), sob o número de protocolo CAAE: 54781615.6.0000.5152 (Anexo 1). O estudo consistiu no registro de quatro EEG de um voluntário saudável. Em todos os registros, o voluntário permaneceu sentado em silêncio, com os olhos fechados, enquanto os sinais eram captados por 23 eletrodos posicionados no couro cabeludo, de acordo com o sistema internacional 10-20 de colocação de eletrodos, sendo eles: FP1, FP2, FZ, F7, F3, F8, F4, T3, T5, CZ, C3, C4, T4, PZ, P3, P3, P4, T6, OZ, O1, O2. Os filtros utilizados no hardware 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 atenuação de ruídos da rede.

Os EEGs foram realizados em quatro diferentes ambientes:

- I. Dentro de uma sala blindada sem notch, aqui denominado de Dentro sem notch;
- II. Fora da sala blindada com notch, identificado neste documento por Fora com notch;
- III. Na unidade de terapia intensiva (UTI) do Hospital de Clínicas da UFU, no documento indicado por HC-UFU;
- IV. No setor de eletroencefalograma do hospital, aqui denominado Subsolo

O primeiro registro foi realizado dentro da sala blindada sem filtro Notch, com apenas o voluntário, o equipamento de EEG e o computador responsável por armazenar os sinais. O segundo foi feito fora da sala blindada com uso do filtro Notch, em um ambiente com presença de ruídos ambientais, celulares, computadores e interferência na frequência de 60 Hz. O terceiro registro ocorreu na UTI do HC-UFU, ambiente caracterizado por intenso movimento e elevado nível de ruído. Por fim, o quarto registro foi feito no subsolo do hospital, setor de eletroencefalograma, conhecido por apresentar significativa interferência eletromagnética.

Todos os registros duraram três minutos, com frequência de amostragem de 400 Hz, sendo todas realizadas com o mesmo indivíduo. Para viabilizar a análise quantitativa e estatística, foi realizada a segmentação dos dados em épocas, com apoio de um neurologista. Foram selecionadas dez épocas de dois segundos cada, livres de artefatos visuais, para cada um dos ambientes.

O registro dos dados, a execução das análises e a visualização dos resultados foram realizadas com o auxílio dos softwares MATLAB® (MathWorks Inc).

3.2 Quantificação do Sinal EEG e Análise Estatística

Para ser possível analisar de forma exata os sinais, utilizou-se 2 quantificadores, PCP e Coerência.

3.2.1 Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP)

A Porcentagem de Contribuição de Potência é um quantificador utilizado para analisar a distribuição relativa da potência do sinal EEG entre diferentes faixas de frequência. Esse índice permite identificar quais ritmos cerebrais (delta, teta, alfa, beta, gama e supergama) e ruído estão mais presentes em determinada condição ou ambiente.

Para o cálculo da PCP, o sinal EEG foi inicialmente segmentado em épocas de dois segundos, conforme descrito na seção de coleta de dados. Em seguida, foi aplicada a transformada rápida de Fourier (FFT) para obtenção do espectro de potência de cada época. As faixas de frequência utilizadas para a classificação dos ritmos foram as seguintes: Delta (0,5 a 3,5 Hz), Teta (3,5 a 7,5 Hz), Alfa (7,5 a 12 Hz), Beta (12 a 30 Hz), Gama (30 a 80 Hz) e Super Gama (80 a 100Hz). Assim, a potência da banda específica é dividida pela potência total e multiplicada por 100, resultando em uma porcentagem que representa a participação daquela faixa no conjunto do espectro, esse valor é calculado 10 vezes para cada ritmo.

Os valores de PCP foram organizados em matrizes, onde as linhas correspondem aos eletrodos e as colunas representam os ritmos cerebrais. Dessa forma, o PCP permite uma comparação padronizada entre ritmos cerebrais, minimizando a influência de variações absolutas de amplitude, o que o torna um índice robusto para a análise quantitativa do EEG em diferentes condições experimentais e ambientes de registro.

3.2.2 Coerência

A Coerência é um quantificador utilizado para medir o grau de correlação entre dois sinais eletroencefalográficos em termos de frequência, permitindo avaliar a conectividade funcional entre diferentes regiões cerebrais. Ela representa a consistência da fase e da amplitude entre pares de eletrodos ao longo do tempo, indicando como as áreas do cérebro interagem ou se sincronizam em determinadas bandas de frequência. O valor da Coerência varia entre 0 (ausência total de correlação) e 1 (correlação perfeita), indicando o nível de sincronização entre duas regiões.

Neste estudo, foram analisados oito pares de eletrodos selecionados conforme o sistema internacional 10-20, esses pares são: FP1-FP2, F7-F8, F3-F4, T3-T4, C3-C4, T5-T6, P3-P4, O1-O2. Comparando regiões homólogas entre os hemisférios esquerdo e direito, em áreas cerebrais específicas. Essa abordagem possibilita verificar de maneira direcionada a simetria

funcional entre os hemisférios e como o ambiente pode influenciar a conectividade elétrica cerebral.

Os valores obtidos foram organizados em matrizes de Coerência, onde cada linha corresponde a um par de eletrodos analisado, e cada coluna representa a faixa de frequência correspondente ao ritmo cerebral. A análise foi conduzida individualmente para cada ambiente estudado, visando verificar diferenças na conectividade cerebral em ambientes com diferentes níveis de ruído.

3.2.3 Análise estatística

Neste trabalho, foram aplicadas ferramentas estatísticas para a análise quantitativa do sinal EEG, incluindo o uso da mediana como medida de tendência central, o teste de Wilcoxon para dados pareados para a comparação entre as diferentes condições. Além disso, foram empregados histogramas e análise de percentis para avaliação da dispersão e da distribuição de frequência da variação percentual da PCP e da Coerência.

Inicialmente, os eletrodos (na análise de PCP) e os pares (na análise de Coerência) tiveram seu sinal representado pela mediana nos diferentes ritmos (delta, teta, alfa, beta, gama, supegama) e ruído. Para verificar a existência de diferenças estatísticas nos registros de EEG dos quatro ambientes avaliados, foi utilizado o teste estatístico não paramétrico de Wilcoxon para dados pareados. Este teste é apropriado para comparar amostras relacionadas que não seguem necessariamente uma distribuição normal, permitindo avaliar se há variações significativas entre as diferentes condições ambientais. O teste foi aplicado com base nas medianas obtidas em cada condição, possibilitando a verificação de diferenças estatísticas significativas entre os ambientes avaliados.

A análise foi realizada individualmente para cada par de comparação entre ambientes, resultando em seis comparações, tanto para os valores de PCP de cada ritmo cerebral (PCP) quanto para os valores de Coerência entre os pares de eletrodos selecionados. O nível de significância adotado foi de 5% ($p < 0,05$).

As seis comparações foram:

1. UTI versus Dentro sem notch
2. Subsolo versus UTI
3. UTI versus Fora com notch
4. Dentro sem notch versus Fora com notch
5. Subsolo versus Dentro sem notch
6. Subsolo versus Fora com notch

O teste de Wilcoxon para amostras pareadas é uma ferramenta estatística que compara duas condições relacionadas para identificar diferenças significativas entre elas. O procedimento consiste em calcular a diferença entre cada par de observações — por exemplo, uma mesma medida obtida em dois ambientes distintos — e ordenar essas diferenças em ordem crescente, desconsiderando o sinal positivo ou negativo.

Em seguida, cada diferença recebe uma posição numérica, chamada de “classificação”, mantendo o sinal original (positivo ou negativo) da diferença. Em casos de valores iguais (empates), atribui-se a média das classificações correspondentes. O teste então soma as classificações positivas ($W+$) e as negativas ($W-$). O menor desses valores é o que define a estatística do teste, denominada W (Montgomery e Runger, 2009)

Para interpretar o resultado, compara-se o valor de W obtido com um valor crítico, definido pela tabela do teste de Wilcoxon, que leva em conta o número de pares analisados e o nível de significância escolhido (geralmente 5%). Se W for menor que o valor crítico, ou se o p -valor associado for inferior a 0,05, rejeita-se a hipótese nula. Isso indica que a diferença observada entre as condições avaliadas é estatisticamente significativa, ou seja, improvável de ter ocorrido por acaso.

Para cada uma das seis comparações entre ambientes, foram elaboradas tabelas de Variação Percentual (VAP) referentes aos quantificadores de PCP e de Coerência, equação (1). Essas tabelas foram preenchidas com os valores completos de VAP para todos os ritmos cerebrais e pares de eletrodos analisados.

$$VAP = \frac{P_2 - P_1}{MAX(P_1, P_2)} * 100 \quad (1)$$

No qual:

P_1 – Valor de referência;

P_2 – Valor comparado;

$MAX(P_1, P_2)$ – Maior valor de P_1 ou P_2

Na tabela VAP, foram destacados apenas os VAP correspondentes as comparações que apresentaram significância estatística, ou seja, com p -valor inferior a 0,05 no respectivo teste de Wilcoxon. Posteriormente, com base nos VAPs provenientes de p -valor significativo, foi gerado um histograma por quantificador, PCP e Coerência. Esses histogramas incluíram exclusivamente os valores de VAP destacados, possibilitando uma análise focada nas variações relevantes.

Para a avaliação dos resultados, ou seja, da distribuição de VAP no histograma, estabeleceu-se um critério para a análise dos percentis dos valores de VAP, o qual considerou

o (P_{25}) como limite para variações consideradas baixas e o (P_{75}) para variações consideradas altas. Esses intervalos foram destacados com cores diferentes nas tabelas, evidenciando os ritmos e regiões cerebrais que sofreram as maiores alterações significativas entre os ambientes.

Para a análise quantitativa, foram aplicados os quantificadores de PCP e Coerência, que possibilitaram a avaliação detalhada das alterações nos ritmos cerebrais e na conectividade funcional entre regiões.

A VAP foi calculada para quantificar as diferenças relativas observadas entre as condições. Para facilitar a visualização das variações mais expressivas, construíram-se histogramas distintos para PCP e Coerência, contendo apenas os valores que apresentaram significância estatística de todas as comparações. A análise por percentis foi utilizada para categorizar as variações em níveis baixos e altos, destacando essas diferenças com cores específicas para facilitar a interpretação visual dos resultados.

Esses procedimentos metodológicos permitiram um processamento quantitativo robusto dos dados eletroencefalográficos, fundamentando a apresentação dos resultados no capítulo seguinte, onde são discutidas as principais mudanças nas atividades cerebrais e suas possíveis implicações clínicas.

4 RESULTADOS

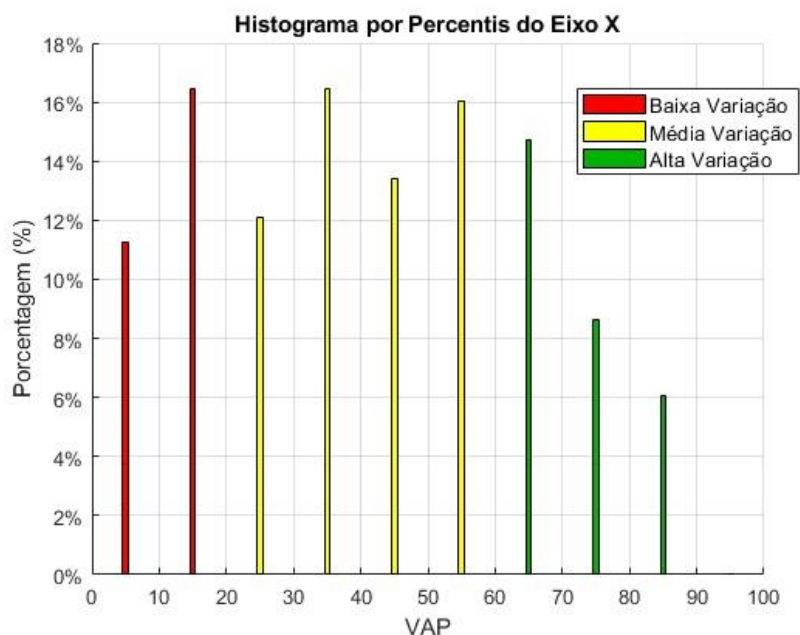
Antes da apresentação dos resultados, é importante destacar que, durante a etapa de análise dos sinais de EEG, identificou-se que seis eletrodos, FZ, F4, CZ, T5, PZ, O1, apresentavam ruído excessivo no ambiente da UTI, devido a interferências externas e instabilidade no contato durante a coleta. Esses eletrodos apresentaram valores atípicos que poderiam comprometer a interpretação global dos dados. Para garantir a consistência e a confiabilidade das comparações, optou-se por removê-los de todas as análises subsequentes, incluindo o cálculo de VAP e a construção dos histogramas. Dessa forma, os resultados apresentados a seguir refletem apenas os eletrodos considerados com qualidade de sinal adequada para interpretação estatística, sendo os eletrodos: FP1, FP2, F7, F3, F8, T3, C3, C4, T4, P3, P4, T6, OZ, O2.

4.1 Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP).

A comparação dos valores de PCP obtidos nos registros de EEG em dois ambientes distintos foi realizada por meio do teste de Wilcoxon para dados pareados. No teste, os resultados em que $p\text{-valores} \leq 0,05$, indicam diferença estatisticamente significativa entre os sinais de EEG registrados, tanto em relação aos eletrodos analisados quanto aos diferentes ritmos cerebrais. Além disso, calculou-se o VAP de todas as comparações, veja Tabelas 1 a 6. Selecionou-se os VAPs correspondentes aos $p\text{-valores} \leq 0,05$, para então gerar o histograma da Figura 1, o 25º percentil ($P_{25}=20,60\%$) e o 75º percentil ($P_{75}=60,23\%$).

No histograma da Figura 1, os valores de VAP foram classificados em três faixas: baixa variação (valores abaixo do percentil 25, destacados em vermelho), correspondendo a valores inferiores a 20,60%; variação média (valores entre os percentis 25 e 75, destacados em amarelo); e alta variação (valores acima do percentil 75, destacados em verde), correspondendo a valores superiores a 60,23%. O eixo X do histograma representa os intervalos de VAP, de acordo com aqueles apresentados nas tabelas, enquanto o eixo Y indica o percentual de ocorrências de cada intervalo. Essa representação permite visualizar de forma comparativa a distribuição dos níveis de variação, facilitando a interpretação dos padrões encontrados.

Figura 1 - Histograma e percentil do VAP do PCP



Fonte: a autora.

4.1.1 UTI e Dentro sem notch

Foram identificados 58 valores com diferença estatisticamente significativa, representando 59,18% do total de 98 comparações. Esse achado evidencia uma forte discrepância entre os sinais medidos na UTI e Dentro sem notch, sugerindo alta influência de fatores ambientais e de interferência elétrica na aquisição do EEG em ambiente hospitalar crítico.

A Tabela 1 apresenta os resultados de VAP obtidos a partir do PCP na comparação entre os ambientes UTI e Dentro sem notch, em que as linhas correspondem aos eletrodos e as colunas aos ritmos analisados. Foram identificados 11 valores classificados como baixa variação, 24 como variação média e 23 como alta variação. Entre os eletrodos mais afetados, destaca-se o T4, que apresentou quatro ritmos cerebrais com alta variação. Em relação aos ritmos, o supergama foi o mais impactado, com seis eletrodos exibindo alta variação, seguido pelo gama, com três eletrodos. O componente de ruído também mostrou relevância, com nove eletrodos alterados, o que sugere variações relacionadas tanto à captação quanto à qualidade do sinal. Enquanto o ritmo beta apresentou apenas um valor significativo com alta variação, os ritmos alfa e teta tiveram 13 eletrodos com p-valor significativo. No entanto, apenas o teta apresentou duas altas variações.

Tabela 1 – VAP do PCP, comparação UTI x Dentro sem notch

ELETRODO	DELTA	TETA	ALFA	BETA	GAMA	SUPER GAMA	RUIDO
FP1	40,8604	49,2054	1,8759	4,1950	62,6233	66,5003	65,4674
FP2	75,4774	18,5036	17,1980	9,5497	68,2412	79,1750	78,4974
F7	38,5050	42,4527	32,4268	13,4092	50,9395	66,2168	70,4765
F3	56,0065	49,3426	31,5391	18,5575	63,2957	78,5836	67,2149
F8	58,3284	54,3256	13,5537	40,6726	38,4202	54,2626	67,6856
T3	39,8929	39,1428	46,8230	4,1087	72,9458	71,2837	60,5999
C3	75,4378	15,0974	16,2159	19,6554	66,5997	81,6678	54,1327
C4	0,959218	18,5943	25,18725	33,887	74,80181	86,41317	85,333
T4	31,72391	21,33261	13,6032	60,3125	85,75228	88,40825	83,94404
P3	50,4676	9,493134	38,7879	2,112283	72,006	79,2074	66,63902
P4	59,81034	26,54349	25,36198	33,06981	68,7785	79,10825	35,88394
T6	69,54444	60,74991	11,44032	21,32997	79,97165	87,7579	83,66612
OZ	35,31555	41,17118	56,75881	9,018007	60,89743	84,56974	64,17516
O2	52,04383	62,1299	3,583978	23,04666	66,95009	85,55146	61,18352

Legenda: Verde - Alta Variação (> 60,23%); Amarelo – Media Variação (20,60-60,23%); Vermelho – Baixa Variação (<20,60%).

4.1.2 Subsolo e UTI

Nesta comparação foram identificadas 16 diferenças estatisticamente significativas, correspondendo a 16,33% do total das comparações realizadas. Embora o subsolo apresente menor interferência externa, os resultados indicam que as condições críticas da UTI não impactam de forma substancial o sinal em relação ao ambiente do setor de eletroencefalografia.

Quanto à análise da VAP, Tabela 2, foram observadas 2 variações elevadas no componente ruído, 10 variações médias e 4 variações baixas. O eletrodo que apresentou o maior número de alterações significativas foi o T4, com 4 variações, enquanto o componente ruído concentrou 8 dessas variações.

Tabela 2 - VAP do PCP, comparação Subsolo x UTI

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1	32,5345	20,3070	57,9478	9,8527	23,4858	2,8850	32,9346
FP2	64,1672	15,0107	41,8600	1,6629	33,5962	32,4443	58,9284
F7	63,2728	34,9701	35,8972	16,2949	19,7136	15,5947	54,7614
F3	6,4309	37,2668	43,0587	8,0820	34,5056	23,6387	46,7811
F8	25,7798	31,5714	9,0854	7,1742	29,3648	25,8439	2,8173
T3	29,7569	47,0071	33,1835	10,8476	33,8861	28,5355	58,9111
C3	38,2309	45,9270	15,7827	7,0785	30,9312	33,7213	62,0772
C4	68,2918	12,4335	11,537	36,5205	53,7855	43,2682	84,8057
T4	24,217	2,6640	11,1098	7,4980	0,7176	7,5303	37,3050
P3	32,5875	51,8201	59,6700	15,6849	35,1076	32,9356	80,2945
P4	35,6814	17,6278	18,4921	13,1062	27,3080	18,1782	11,8032
T6	13,8921	43,1780	3,68254	12,9892	29,5711	14,0464	9,1490
OZ	12,1921	46,6008	17,8540	33,6429	29,7682	42,5933	58,0964
O2	34,1156	31,2558	17,5138	8,0824	12,6537	32,4240	27,1783

Legenda: Verde - Alta Variação (> 60,23%); Amarelo – Media Variação (20,60-60,23%); Vermelho – Baixa Variação (<20,60%).

4.1.3 UTI e Fora com notch

A terceira comparação, entre UTI e Fora com notch (Tabela 3), revelou 40 diferenças estatisticamente significativas no teste de Wilcoxon, correspondendo a 40,82% do total, evidenciando a interferência do ambiente durante a coleta dos sinais.

Na análise da VAP, foram identificados 4 valores com alta variação, 27 com variação média e 9 com baixa variação. Os eletrodos que apresentaram mais ritmos significativos foram o F8 e o T4, cada um com 5 ritmos considerados alta variação.

O ritmo Teta foi o que mais apresentou diferenças significativas, afetando 11 eletrodos, porém nenhum deles exibiu alta variação. O componente ruído e o ritmo Supergama apresentaram alterações em 9 eletrodos, sendo que apenas um eletrodo no componente ruído e três no ritmo Supergama apresentaram alta variação.

Tabela 3 - VAP do PCP, comparação UTI x Fora com notch

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1	17,3183	32,3080	3,9154	44,2492	3,5730	20,0891	9,3398
FP2	54,6584	12,4685	24,6031	20,1338	28,8463	39,0384	37,2566
F7	22,0428	33,0576	16,3128	24,5106	19,3776	35,2915	35,0796
F3	1,8200	42,4902	30,1527	29,9713	44,0754	43,0479	57,0569
F8	12,9721	10,5921	39,6695	17,2076	50,2451	47,5715	52,3967
T3	45,8699	33,2595	36,5825	51,4540	44,8605	47,8859	38,9415
C3	43,7690	25,7107	1,9634	27,8127	28,9354	54,3149	40,6874
C4	41,05879	11,48945	33,17687	4,143272	58,5743	64,05132	86,40178
T4	29,75382	14,19542	6,265364	53,58576	49,34766	32,60651	52,78187
P3	24,64924	28,10041	46,19427	17,35665	54,43649	55,69057	59,21366
P4	34,33077	8,402333	23,05136	11,39728	55,47969	60,25932	77,17735
T6	63,23423	9,408263	39,51689	32,13964	67,38911	72,57842	76,4862
OZ	19,39318	10,0084	18,85966	21,66255	41,2617	73,32183	53,8681
O2	35,82397	33,07627	33,18835	3,823195	54,78799	76,07335	45,03799

Legenda: Verde - Alta Variação (> 60,23%); Amarelo – Media Variação (20,60-60,23%); Vermelho – Baixa Variação (<20,60%).

4.1.4 Dentro sem notch e Fora com notch

A próxima comparação avaliou os ambientes Dentro sem notch e Fora com notch (Tabela 4), identificando 45 valores estatisticamente significativos, correspondendo a 45,92% do total. Isso reforça a importância de um ambiente blindado ou da utilização do filtro notch na coleta dos sinais.

Na análise da VAP, foram observadas 11 variações altas, 19 médias e 15 baixas. Os eletrodos FP2, T3 e T4 apresentaram o maior número de diferenças significativas, com cinco ritmos com alta variação em cada um, sendo que T3 e T4 registraram três e FP2 duas.

Em relação aos ritmos, Alfa apresentou alterações em todos os eletrodos, embora nenhuma delas tenha sido classificada como alta. O componente ruído registrou quatro alterações, todas com alta variação, enquanto o ritmo Supergama apresentou seis alterações e o ritmo Gama quatro, com três variações altas em cada um deles.

Tabela 4 - VAP do PCP, comparação Dentro sem notch x Fora com notch

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1	51,1023	24,9622	5,7179	41,8080	63,9588	58,0788	61,9099
FP2	45,9159	6,8947	8,9431	11,7015	55,3659	65,8392	65,7292
F7	52,0603	14,0347	19,2550	12,8205	39,1478	47,7917	54,5235
F3	55,1909	11,9152	52,1819	14,0146	34,3682	62,3958	23,6546
F8	52,1169	48,9146	47,8465	50,8814	19,2026	12,7623	32,1172
T3	9,9439	8,8151	16,1478	53,4486	85,0825	85,0348	75,9429
C3	56,3191	36,9264	17,8610	10,1530	53,0001	59,8726	22,6685
C4	40,4879	8,0271	10,6795	31,0294	39,1726	62,2049	7,2870
T4	2,8045	8,3180	7,8283	14,4928	71,8716	82,7999	65,9962
P3	34,2642	20,5590	12,0995	15,5733	38,5605	53,0741	18,2055
P4	38,7999	19,8053	3,0028	24,4604	29,8714	47,4298	64,4042
T6	17,1633	64,4427	31,7036	13,7405	38,5839	55,3560	30,5349
OZ	19,7531	47,0590	46,7082	28,7270	33,4292	42,1615	22,3426
O2	25,2740	43,4130	30,7048	19,9876	26,9002	39,6132	29,3758

Legenda: Verde - Alta Variação (> 60,23%); Amarelo – Media Variação (20,60-60,23%); Vermelho – Baixa Variação (<20,60%).

4.1.5 Subsolo e Dentro sem notch

A próxima comparação analisou os ambientes Subsolo e Dentro sem notch, tabela 5, identificando 61 diferenças estatisticamente significativas, correspondendo a 62,64% do total. Trata-se da comparação com o maior número de diferenças significativas, indicando que o subsolo do hospital está mais suscetível a ruídos em relação a uma sala sem interferência externa.

Na análise da VAP, foram observadas 20 variações altas, 26 intermediárias e 15 baixas. O eletrodo T4 apresentou o maior número de diferenças em todos os ritmos, sendo que quatro deles apresentaram alta variação.

Quanto aos ritmos, o Alfa mostrou diferenças em todos os eletrodos, porém apenas uma delas foi classificada como alta. Já o ritmo Supergama apresentou 10 alterações, das quais oito foram consideradas altas.

Tabela 5 – VAP do PCP, comparação Subsolo x Dentro sem notch

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1	60,10116	36,26212	57,14386	5,905354	51,15059	65,50515	48,50908
FP2	31,5639	30,7368	51,8589	8,0202	52,1732	69,1736	47,6460
F7	77,4146	11,5065	5,1358	27,5191	38,8931	59,9751	34,7383
F3	58,8356	19,2494	16,8265	25,1396	43,9580	71,9539	38,3958
F8	69,0713	68,7456	21,4077	44,9289	12,8200	38,3228	66,7488
T3	14,4299	12,9225	20,4134	14,5106	59,0794	59,8174	4,1102
C3	60,2354	54,0906	0,5144	13,5349	51,6421	72,3407	17,3206
C4	67,9848	7,0355	33,8184	3,9835	45,4755	76,0507	3,4699
T4	48,25832	23,42831	2,804939	63,2883	85,85453	87,46426	74,39034
P3	66,609	46,76664	34,11446	13,86551	56,86088	68,99603	40,9325
P4	74,1506	10,82363	39,16413	22,97472	57,04956	74,46675	43,45174
T6	73,77536	30,92448	8,054387	9,585816	71,5623	85,75731	82,02123
OZ	26,33413	9,229538	64,47911	39,62707	44,32348	73,12114	14,50653
O2	68,40439	44,91153	14,44771	16,28	62,16221	78,61883	46,69651

Legenda: Verde - Alta Variação (> 60,23%); Amarelo – Media Variação (20,60-60,23%); Vermelho – Baixa Variação (<20,60%).

4.1.6 Subsolo e Fora com notch

A última análise comparou os ambientes Subsolo e Fora com notch (Tabela 6), identificando 43 diferenças estatisticamente significativas, correspondendo a 43,88% do total. Essa comparação evidencia a influência de ambientes mais ruidosos e o efeito da utilização do filtro notch.

Na análise da VAP, foram observadas seis variações altas, 25 intermediárias e 12 baixas. Os eletrodos T3 e T4 apresentaram seis valores significativos cada, sendo que apenas o T3 registrou três variações altas.

Em relação aos ritmos, Teta mostrou variações em 11 eletrodos, porém nenhuma delas com alta magnitude. O ritmo Supergama apresentou oito variações, sendo três delas classificadas como altas. No componente ruído, cinco eletrodos foram afetados, com dois apresentando alta variação.

Tabela 6 – VAP do PCP, comparação Subsolo x Fora com notch

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1	18,4034	15,059	59,5943	38,1559	26,2197	17,7151	26,0256
FP2	20,9714	25,6076	56,1642	18,7833	6,6756	9,7609	34,5403
F7	52,8880	2,8569	23,4019	36,811	0,4168	23,3361	30,3168
F3	8,1339	8,3264	60,2280	35,631	14,6115	25,4176	19,3085
F8	35,4077	38,8194	33,6405	10,8088	29,5608	29,2999	51,0167
T3	22,9389	20,598	5,0871	45,5471	63,5451	62,7569	74,9117
C3	8,9658	27,21	17,4362	22,3137	2,8083	31,0712	36,0628
C4	46,2037	1,066	40,8862	33,7767	10,362	36,6339	10,504
T4	46,7653	16,4812	5,1683	57,0659	49,7111	27,1182	24,685
P3	49,2042	32,99	25,0453	1,9827	29,786	33,929	51,686
P4	57,7625	10,071	37,2807	1,9287	38,7547	51,4301	79,871
T6	68,3417	48,5239	37,2044	22,009	53,6967	68,0972	74,118
OZ	8,2009	51,9452	33,3465	15,2933	16,3649	53,5277	9,1656
O2	57,7180	2,6481	19,0025	4,4286	48,2382	64,5929	24,525

Legenda: Verde - Alta Variação (> 60,23%); Amarelo – Media Variação (20,60-60,23%); Vermelho – Baixa Variação (<20,60%).

4.1.7 Geral

A partir dos resultados das comparações de VAP obtidos pelo quantificador PCP, foi elaborada a Tabela 7, que organiza de forma sistemática os valores encontrados. A tabela apresenta, para cada comparação realizada, a porcentagem de p-valores significativos, bem como a distribuição dos resultados em três categorias de variação (baixa, média e alta). Além disso, são destacados os eletrodos mais afetados, os ritmos cerebrais com maior impacto e os casos em que o ruído apresentou alta variação, permitindo uma visão global e comparativa dos achados.

Tabela 7: Resumo dos resultados de PCP: variações de eletrodos, ritmos e ruído

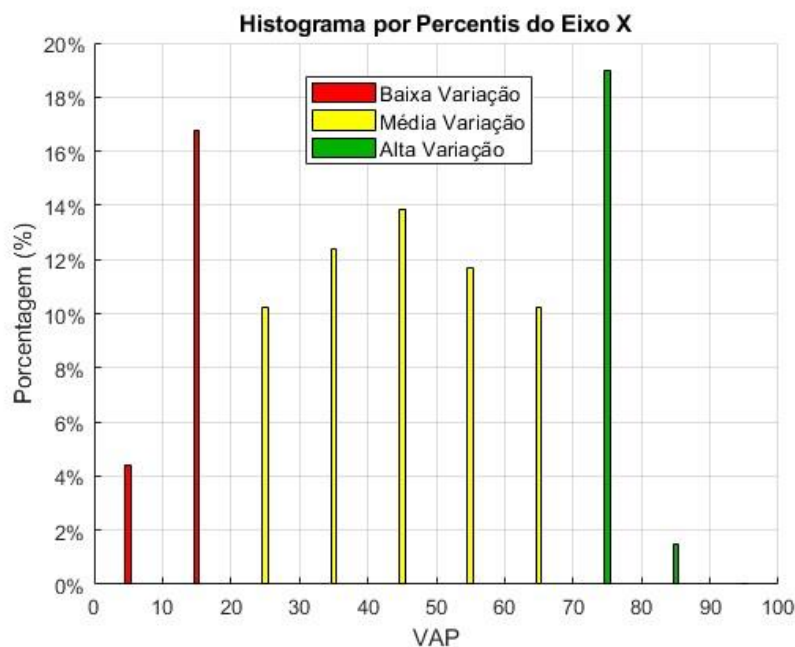
Comparação	Porcentagem p-Valor	Baixa variação	Média variação	Alta variação	Eletrodos + Afetados	Ritmos + Afetados	Ruido alta variação
UTI e Dentro sem notch	59,18%	11	24	23	T4	Teta, Alfa	8
Subsolo e UTI	16,33%	4	10	2	T4	Ruido	2
UTI e Fora com notch	40,82%	9	27	4	T4 e F8	Teta, Ruido	1
Dentro sem notch e Fora com notch	45,92%	15	19	11	FP2, T3 e T4	Alfa	4
Subsolo e Dentro sem notch	65,64%	15	26	20	T4	Alfa	2
Subsolo e Fora com notch	43,88%	12	25	6	T3 e T4	Teta	2

4.2 Coerência

A análise da Coerência revelou diferenças relevantes nas conexões funcionais do cérebro entre os ambientes avaliados. Além disso, os dados de Coerência demonstram que o impacto da ambiência não se limita apenas à potência dos ritmos, mas também à forma como as diferentes regiões cerebrais interagem, o que é particularmente importante para estudos que dependem de conectividade funcional, como os voltados à cognição, consciência e diagnóstico diferencial de distúrbios neurológicos.

As variações de Coerência entre os pares de eletrodos foram analisadas por meio de histogramas de percentis, conforme ilustrado na Figura 2. Os valores de VAP foram divididos em três faixas: baixa variação (valores abaixo do percentil 25, em vermelho) representando abaixo de 23,93%, variação intermediária (entre os percentis 25 e 75, em amarelo) e alta variação (acima do percentil 75, em verde) que corresponderam acima de 65,87%. Observa-se uma concentração maior de colunas na faixa amarela, sugerindo que, na maioria dos casos, as alterações de Coerência apresentam magnitude média, refletindo a influência das condições ambientais sobre a estabilidade da conectividade funcional entre os eletrodos.

Figura 2 - Histograma e percentil do VAP da Coerência



Fonte: autora

4.2.1 UTI e Dentro sem notch

A Tabela 7 apresenta os resultados de VAP referentes a comparação entre as situações: UTI e Dentro sem Notch possuindo o maior destaque, com 30 comparações estatisticamente significativas no teste de Wilcoxon aplicado às medianas, correspondendo a 85,71% do total de cinco pares de eletrodos analisados. Esse achado sugere que os sinais registrados na UTI estão mais suscetíveis a alterações na sincronização entre regiões cerebrais, possivelmente em decorrência da interferência eletromagnética, da presença de equipamentos médicos.

A análise da VAP mostrou quatro valores de baixa variação, 15 intermediários e 11 de alta, com destaque para os pares FP1-FP2, C3-C4 e P3-P4. Entre os ritmos, observaram-se maiores variações nas faixas de alta frequência (Gama, Supergama) e no componente ruído, sendo este último particularmente expressivo, com quatro das cinco comparações classificadas como de alta variação.

Tabela 8 - VAP da Coerência, na comparação UTI x Dentro sem notch

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1-FP2	29,92	16,81	10,28	13,69	52,95	74,29	68,30
F7-F8	34,40	27,08	65,65	34,81	65,73	78,78	78,86
T3-T4	42,31	44,90	25,61	19,24	32,14	55,39	74,15
C3-C4	78,56	46,91	32,54	39,42	15,67	52,98	66,49
P3-P4	59,65	64,56	66,29	57,13	24,11	53,50	43,27

Legenda: Verde - Alta Variação (> 65,87%); Amarelo – Media Variação (23,93-65,87%); Vermelho – Baixa Variação (<23,93%).

4.2.2 Subsolo e UTI

Na comparação entre Subsolo e UTI (Tabela 8), foram observados 21 valores significativos pelo teste de Wilcoxon, representando 30% do total. A análise de percentil do VAP identificou sete valores de baixa variação, cinco de variação média e quatro de alta. Destacou-se o par F7-F8, que apresentou quatro diferenças significativas, embora apenas uma fosse de alta variação. Assim como na comparação 4.2.1, os ritmos estatisticamente diferentes foram o Gama, o Supergama e o ruído, sendo este último novamente relevante, com quatro variações classificadas como altas.

Tabela 9 - VAP da Coerência, na comparação Subsolo x UTI

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1-FP2	1,06	12,64	1,51	3,07	11,98	2,54	16,98
F7-F8	16,19	32,31	8,21	49,31	43,64	16,00	75,77
T3-T4	16,18	48,35	42,04	14,09	24,63	41,08	86,30
C3-C4	59,56	24,26	15,55	5,76	3,42	13,79	86,47
P3-P4	39,65	43,12	17,11	24,36	23,40	12,88	77,51

Legenda: Verde - Alta Variação (> 65,87%); Amarelo – Media Variação (23,93-65,87%); Vermelho – Baixa Variação (<23,93%).

4.2.3 UTI e Fora com notch

Na terceira análise, entre UTI e Fora com notch (Tabela 9), foram identificados 25 valores significativos, correspondendo a 71,43% do total. A VAP revelou quatro valores de baixa variação, 12 intermediários e nove de alta. Os pares de eletrodos P3-P4 apresentaram alterações em todos os ritmos, enquanto FP1-FP2 concentrou três variações altas. Quanto aos ritmos, o Gama, o Supergama e o componente ruído foram os mais impactados, com destaque para este último, que apresentou cinco comparações classificadas como de alta variação.

Tabela 10 - VAP da Coerência, na comparação UTI x Fora com notch

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1-FP2	20,22	11,27	3,68	47,68	77,58	78,90	77,18
F7-F8	9,26	28,26	38,76	5,30	36,98	53,29	70,39
T3-T4	30,78	5,43	34,08	32,93	46,02	66,97	79,21
C3-C4	76,54	39,13	7,51	38,06	1,71	6,60	79,03
P3-P4	53,42	58,06	52,13	53,83	6,16	5,60	79,21

Legenda: Verde - Alta Variação (> 65,87%); Amarelo – Media Variação (23,93-65,87%); Vermelho – Baixa Variação (<23,93%).

4.2.4 Dentro sem notch e Fora com notch

A comparação entre Dentro sem notch e Fora com notch (Tabela 10) resultou em 22 valores significativos (62,87%). Desses, 11 foram classificados como baixa variação, nove como média e dois como alta. O par FP1-FP2 apresentou diferenças em todos os ritmos analisados, enquanto a única alta variação observada ocorreu no ritmo Alfa no par F7-F8. Entre os ritmos, o Gama apresentou maior impacto, com alterações significativas em todos os pares de eletrodos.

Tabela 11 - VAP da Coerência, na comparação Dentro sem notch x Fora com notch

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1-FP2	12,16	6,25	13,58	39,38	52,34	17,96	28,01
F7-F8	27,71	1,62	78,96	31,16	45,62	54,57	28,59
T3-T4	16,65	41,74	11,39	16,95	20,46	25,95	19,57
C3-C4	8,58	12,77	37,61	2,20	17,11	49,66	37,42
P3-P4	13,38	15,51	29,57	7,14	19,13	50,74	63,36

Legenda: Verde - Alta Variação (> 65,87%); Amarelo – Media Variação (23,93-65,87%); Vermelho – Baixa Variação (<23,93%).

4.2.5 Subsolo e Dentro sem notch

Na quinta comparação, entre Subsolo e Dentro sem notch (Tabela 11), foram identificados 24 valores significativos (68,57%). A análise da VAP revelou três variações baixas, 14 médias e sete altas. Destacaram-se os pares FP1-FP2, com todos os ritmos significativos, e P3-P4, com quatro variações classificadas como altas. O ritmo Supergama foi o mais impactado, com alterações em todos os pares de eletrodos e duas delas de alta magnitude

Tabela 12 - VAP da Coerência, na comparação Subsolo x Dentro sem notch

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1-FP2	30,67	27,32	11,63	10,96	46,55	73,61	61,82
F7-F8	21,73	7,17	68,47	22,24	39,20	74,74	12,74
T3-T4	31,17	6,25	22,08	5,99	9,97	24,29	47,00
C3-C4	46,97	29,90	43,03	35,72	12,69	59,47	59,64
P3-P4	75,65	79,84	72,05	67,57	0,93	46,63	60,36

Legenda: Verde - Alta Variação (> 65,87%); Amarelo – Media Variação (23,93-65,87%); Vermelho – Baixa Variação (<23,93%).

4.2.6 Subsolo e Fora com notch

Por fim, a comparação entre Subsolo e Fora com notch (Tabela 12) resultou em 21 valores significativos (60% do total). A análise da VAP apontou quatro variações baixas, 10 médias e sete altas. Os pares FP1-FP2 e P3-P4 foram os mais comprometidos, apresentando três e duas variações altas, respectivamente. Entre os ritmos, novamente o Supergama se destacou, com cinco eletrodos alterados, incluindo uma variação classificada como alta.

Tabela 13 - VAP da Coerência, na comparação Subsolo x Fora com notch

Eletrodo	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Super Gama	Ruido
FP1-FP2	21,07	22,48	2,21	46,02	74,52	78,35	72,51
F7-F8	7,64	5,65	33,28	46,48	10,56	44,40	18,17
T3-T4	17,42	45,38	12,07	21,93	28,39	43,94	34,10
C3-C4	42,00	19,64	8,69	34,28	5,06	19,48	35,50
P3-P4	71,89	76,14	60,32	65,08	18,38	7,71	7,56

Legenda: Verde - Alta Variação (> 65,87%); Amarelo – Media Variação (23,93-65,87%); Vermelho – Baixa Variação (<23,93%).

4.2.7 Geral

Como mostrado na Seção 4.1.7, a partir dos resultados das comparações de Coerência entre os sinais de EEG nos diferentes ambientes, foi elaborada a Tabela 8, que organiza de forma sistemática os valores obtidos. A tabela apresenta, para cada comparação realizada, a porcentagem de p-valores significativos, bem como a distribuição das alterações em três categorias de magnitude (baixa, média e alta Coerência). Além disso, são destacados os eletrodos mais afetados, os pares de eletrodos com maior alteração e os casos em que o ruído apresentou impacto relevante, permitindo uma visão geral e comparativa dos padrões de conectividade cerebral observados nos diferentes ambientes.

Tabela 14: Resumo dos resultados de Coerência: variações de eletrodos, ritmos e ruído

Comparação	Porcentagem p-Valor	Baixa variação	Média variação	Alta variação	Eletrodos Afetados	Ritmos Afetados	Ruído alta variação
UTI e Dentro sem notch	85,71%	4	15	11	FP1-FP2, C3-C4 e P3- P4	Gama, Supergama e ruído	4
Subsolo e UTI	30,00%	7	5	4	F7-F8	Ruído	4
UTI e Fora com notch	71,43%	4	12	9	FP1-FP2	Ruído	5
Dentro sem notch e Fora com notch	62,87%	11	9	2	FP1-FP2	Gama	1
Subsolo e Dentro sem notch	68,57%	3	14	7	FP1-FP2	Supergama	0
Subsolo e Fora com notch	60,00%	4	10	7	FP1-FP2 e P3-P4	Supergama	1

5 DISCUSSÃO

5.1 Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP)

A análise de PCP revelou diferenças expressivas entre os ambientes de aquisição do EEG, evidenciando o impacto que fatores externos exercem sobre a distribuição espectral do sinal cerebral. A comparação entre Subsolo e Dentro sem notch destacou-se como a mais crítica, com alterações significativas no eletrodo T4 e ritmos Teta, Alfa e ruído. Tal resultado sugere que condições hospitalares, somadas à ausência de filtragem adequada, potencializam interferências que afetam diretamente a qualidade do sinal, principalmente no subsolo do hospital que é um local com muita interferência eletromagnética.

Do ponto de vista espacial, os eletrodos localizados nas regiões temporais T4 e T3 demonstraram maior suscetibilidade às variações, evidenciando o quanto áreas relacionadas a funções sensoriais, motoras e cognitivas podem ser afetadas pelo ruído ambiental e pela dinâmica dos equipamentos hospitalares. Entre os ritmos cerebrais, o Alfa apresentou o maior número de alterações, estando associado à estabilidade cortical (Keller & Garbacenkaite, 2015). Em seguida, destacaram-se os ritmos Teta e Supergama, relacionados, respectivamente, a processos de atenção e relaxamento e à reorganização cerebral.

Adicionalmente, a análise do VAP reforçou essas observações ao indicar variações percentuais relevantes. Foram identificados 131 valores que se concentraram na faixa de 20,60% a 60,23%, mas variações altas também foram identificadas, especialmente em ritmos de alta frequência como o Gama e o Super Gama, sugerindo uma amplificação da resposta elétrica cerebral ou a presença de ruído não removido adequadamente.

A interpretação desses resultados encontra respaldo em estudos da literatura. Os ritmos Delta e Teta, por exemplo, são frequentemente associados a estados de sono ou inconsciência, podendo ser exacerbados em ambientes com baixa qualidade de aquisição. Já os ritmos de alta frequência, como o Gama, relacionados à atenção e integração sensorial, demonstram variações que podem indicar tanto atividade cortical genuína quanto contaminação do sinal (Suwandi et al. 2022). Isso destaca a importância de controles ambientais rigorosos na coleta de EEG, sobretudo em ambientes clínicos complexos.

Por fim, a análise da distribuição dos dados por meio do histograma evidencia a predominância de variações percentuais medianas entre as diversas comparações realizadas. O percentil de 25% foi de 20,60% e o de 75% foi de 60,23%, o que indica que metade dos valores analisados se concentrou entre essas duas faixas de variação.

5.2 Coerência

A análise da Coerência revelou diferenças significativas nas conexões funcionais do cérebro entre os ambientes avaliados, evidenciando o impacto de fatores ambientais na estabilidade do sinal eletroencefalográfico. A Coerência, enquanto medida da conectividade funcional entre duas regiões cerebrais, é particularmente sensível a ruídos ambientais e artefatos, além de ser influenciada pela qualidade do aterramento e blindagem da sala de registro.

Os pares de eletrodos FP1-FP2, C3-C4 e P3-P4 apresentaram variações de alta magnitude, sugerindo alterações tanto nas regiões frontais quanto temporais e occipitais — áreas associadas a funções cognitivas, auditivas e visuais. Destacando as faixas de alta frequência (Gama e Supergama) e no componente de ruído, são mais suscetíveis a interferências.

Estudos anteriores corroboram esses achados, indicando que ambiente com alta carga eletromagnética, como UTI, pode induzir alterações na conectividade funcional do cérebro. Por exemplo, a pesquisa de Kramarenko (2003) observou que a vigilância e a interferência eletromagnética podem afetar a conectividade funcional dinâmica, refletida em oscilações de alta frequência no EEG. Além disso, o estudo de Manohare (2023) revelou que a exposição a ruídos heterogêneos, como o tráfego rodoviário, pode modular as bandas Alfa e Beta no EEG, especialmente nas regiões frontal, temporal e parietal.

No presente estudo, a comparação entre os ambientes UTI e Dentro sem notch destacou-se com 85,71% de pares de eletrodos apresentando diferenças significativas. Os pares FP1-FP2 e P3-P4 mostraram-se particularmente afetados, com variações significativas em todos os ritmos analisados. Esses resultados sugerem que a presença de equipamentos médicos e a interferência eletromagnética na UTI comprometem a integridade do sinal EEG, especialmente nas faixas de alta frequência e no componente de ruído.

Além disso, a análise de VAP revelou que o ritmo Supergama foi o mais impactado, com alterações significativas em todos os pares de eletrodos, indicando uma maior sensibilidade a interferências ambientais. A predominância de variações de alta magnitude nesses ritmos reforça a hipótese de que os ruídos ambientais afetam a estabilidade do sinal EEG, comprometendo a precisão das análises de conectividade funcional.

Portanto, os resultados obtidos destacam a importância de considerar os efeitos dos ruídos ambientais na análise de conectividade funcional do cérebro. A identificação dos pares de eletrodos mais suscetíveis a essas interferências pode auxiliar na interpretação dos dados e

no desenvolvimento de estratégias para mitigar os impactos de ambientes ruidosos na qualidade do sinal EEG.

5.3 Geral

Os resultados obtidos neste estudo evidenciam que tanto o PCP quanto a Coerência do EEG são fortemente moduladas pelas condições ambientais em que os sinais são adquiridos. Em ambas as análises, ambientes clínicos complexos, como a UTI, e locais sem blindagem adequada, como o subsolo, mostraram-se mais suscetíveis a ruídos externos e interferências eletromagnéticas, comprometendo a qualidade e a confiabilidade dos registros.

A análise de PCP destacou que os ritmos Alfa, Teta e Supergama foram os mais relevantes em termos estatísticos. O Alfa, associado à estabilidade cortical, apresentou maior número de alterações, sugerindo que fatores ambientais interferem diretamente em mecanismos de regulação neural (Zhu. M, 2022). O Teta, relacionado à atenção e ao relaxamento, mostrou-se sensível a variações intermediárias, enquanto o Supergama apresentou as alterações mais intensas, reforçando sua vulnerabilidade a interferências de alta frequência. Quando analisado o eletro, visualizamos o T4 como o maior afetado estatisticamente, porém quando comparado com a literatura as regiões com maior alteração foram a frontal e parietal (Suwandi et al. 2022).

Já a análise da Coerência evidenciou que as interferências ambientais não afetam apenas a potência das bandas, mas também a conectividade funcional entre regiões cerebrais. Par FP1-FP2 apresentou variações significativas, sobretudo nas bandas de alta frequência e no componente de ruído. Esse achado sugere que a integridade da comunicação regional no cérebro é particularmente vulnerável em contextos ruidosos, o que se alinha a estudos que apontam que ambientes hospitalares críticos e a presença de equipamentos eletrônicos podem distorcer a conectividade neural registrada (Kramarenko, 2003; Manohare, 2023).

De forma integrada, as análises de PCP e Coerência convergem ao demonstrar que o EEG é altamente dependente da qualidade do ambiente de coleta. A potência reflete alterações na atividade local de cada região cortical, enquanto a Coerência evidencia o comprometimento das interações funcionais entre áreas distintas. A sobreposição de resultados em ritmos de alta frequência e no componente de ruído reforça que as condições ambientais podem induzir variações artificiais que se confundem com respostas corticais genuínas.

O componente de ruído apresentou variações expressivas em diferentes comparações, indicando forte influência de interferências ambientais e da qualidade do contato eletrodo-pele. Esse achado é relevante, pois sugere que parte das diferenças observadas entre as condições pode ser atribuída não apenas à atividade cortical, mas também a artefatos externos. Em especial

no ambiente da UTI, a alta concentração de ruído em múltiplos eletrodos reforça a hipótese de que equipamentos médicos e condições clínicas críticas contribuem significativamente para a instabilidade do sinal eletroencefalográfico. Resultados semelhantes foram descritos por Suwandi et al. (2022), que destacaram a importância do uso de salas blindadas e protocolos rigorosos de aquisição para reduzir a contaminação do EEG por fontes externa

Assim, este trabalho enfatiza a necessidade de ambientes controlados, blindagem elétrica e filtragem adequada para a aquisição de sinais EEG em pesquisas e em contextos clínicos. Além disso, os resultados oferecem subsídios para a interpretação crítica de estudos realizados em ambientes ruidosos, contribuindo para a compreensão dos limites e das potencialidades do uso do EEG em cenários hospitalares.

6 CONCLUSÃO

Os resultados deste trabalho mostram a importância do ambiente na coleta de EEG, já que fatores externos influenciam diretamente a qualidade e a confiabilidade do sinal. A análise dos quantificadores PCP e Coerência confirmou essa constatação, principalmente quando comparados ambientes em que o exame costuma ser feito, como a UTI e o subsolo do HC-UFU. As maiores diferenças apareceram nos ritmos Alfa, Teta e Supergama, além do componente de ruído, o que reforça que os ambientes hospitalares estão mais expostos a interferências elétricas e instabilidade do sinal.

No processamento dos dados, foi necessário retirar seis eletrodos que apresentaram muito ruído na UTI. Essa escolha reduziu o número de comparações possíveis, mas foi fundamental para manter a confiabilidade das análises e evitar interpretações erradas. Essa situação também chama atenção para a necessidade de protocolos mais rígidos de controle de qualidade na coleta de EEG em hospitais.

As análises de VAP e os histogramas mostraram que a maior parte das variações ficou em valores intermediários, mas em algumas comparações, como “UTI x Dentro sem notch” e “Subsolo x Dentro sem notch”, foram observadas concentrações maiores de variações altas. Esses resultados deixam claro que a sala blindada fornece sinais muito mais estáveis do que os ambientes hospitalares, onde as condições adversas acabam interferindo tanto na potência dos ritmos quanto na conectividade entre regiões cerebrais.

De forma prática, este estudo reforça a importância de ambientes controlados para registros de EEG. Sem a blindagem adequada, ou na presença de equipamentos hospitalares, certos ritmos podem ser mascarados ou amplificados, levando a interpretações equivocadas da atividade cerebral.

Por fim, os achados indicam caminhos para pesquisas futuras, como ampliar a quantidade de registros, investir em métodos mais robustos de remoção de artefatos e explorar ferramentas de inteligência artificial para detectar padrões no EEG. Com isso, seria possível tornar as análises mais consistentes e úteis na prática clínica, contribuindo para diagnóstico, monitoramento e prognóstico de pacientes em ambientes críticos.

REFERÊNCIAS

ARJOONSINGH, Alyssa et al. History and evolution of the electroencephalogram. **Cureus**, v. 16, n. 8, 2024.

BUZSÁKI, György. **Rhythms of the Brain**. Oxford university press, 2006.

BUZSÁKI, György; ANASTASSIOU, Costas A.; KOCH, Christof. The origin of extracellular fields and currents—EEG, ECoG, LFP and spikes. **Nature reviews neuroscience**, v. 13, n. 6, p. 407-420, 2012.

DAI, Chenxi et al. Removal of ECG artifacts from EEG using an effective recursive least square notch filter. **IEEE Access**, v. 7, p. 158872-158880, 2019.

DELORME, Arnaud; MAKEIG, Scott. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. **Journal of neuroscience methods**, v. 134, n. 1, p. 9-21, 2004.

EEGX P. EEGxP: versão 1.0. [Local não informado], 2023. Disponível em: <https://eegxp.com>. Acesso em: 20 ago. 2025.

FREEMAN, Walter; QUIROGA, Rodrigo Quian. **Imaging brain function with EEG: advanced temporal and spatial analysis of electroencephalographic signals**. Springer Science & Business Media, 2012.

JASPER, Herbert H.; NICHOLS, Ira C. Electrical signs of cortical function in epilepsy and allied disorders. **American Journal of Psychiatry**, v. 94, n. 4, p. 835-851, 1938.

JASPER, Herbert H. Report of committee on methods of clinical examination in EEG. Appendix: The ten-twenty electrode system of the International Federation. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 10, p. 371, 1958.

JIANG, Xiao; BIAN, Gui-Bin; TIAN, Zean. Removal of artifacts from EEG signals: a review. **Sensors**, v. 19, n. 5, p. 987, 2019.

JIA, Xiaoxuan; KOHN, Adam. Gamma rhythms in the brain. **PLoS biology**, v. 9, n. 4, p. e1001045, 2011.

JIN, Xiyuan et al. Uncertainty-aware denoising network for artifact removal in EEG signals. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 31, p. 4470-4480, 2023.

JURCAK, Valer; TSUZUKI, Daisuke; DAN, Ippeita. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: their validity as relative head-surface-based positioning systems. **Neuroimage**, v. 34, n. 4, p. 1600-1611, 2007.

KRAMARENKO, Alexander V.; TAN, Uner. Effects of high-frequency electromagnetic fields on human EEG: a brain mapping study. **International Journal of Neuroscience**, v. 113, n. 7, p. 1007-1019, 2003.

LESKE, Sabine; DALAL, Sarang S. Reducing power line noise in EEG and MEG data via spectrum interpolation. **Neuroimage**, v. 189, p. 763-776, 2019.

LIU, Changrui; ZHANG, Chaozhu. Recognition and removal of EMG artifacts in single-channel EEG signals based on variational mode decomposition and second-order blind identification. In: **2nd International Conference on Signal Image Processing and Communication (ICSIPC 2022)**. SPIE, 2022. p. 155-161.

MANOHARE, Manish; RAJASEKAR, E.; PARIDA, Manoranjan. Analysing the change in brain waves due to heterogeneous road traffic noise exposure using electroencephalography measurements. **Noise and health**, v. 25, n. 116, p. 36-54, 2023.

MATHWORKS. MATLAB: versão 2024a. Natick, MA, 2024. Disponível em: <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>. Acesso em: 20 ago. 2025.

MONTGOMERY, GOUGLAS et al. Estatística aplicada e probabilidade para engenheiros. 2009.

NIEDERMEYER, Ernst; DA SILVA, FH Lopes (Ed.). **Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields**. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

NUNEZ, Paul L. et al. EEG coherency: I: statistics, reference electrode, volume conduction, Laplacians, cortical imaging, and interpretation at multiple scales. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v. 103, n. 5, p. 499-515, 1997.

PORR, Bernd et al. Real-time noise cancellation with deep learning. **Plos one**, v. 17, n. 11, p. e0277974, 2022.

RAMOS, Camila Davi et al. Caracterização do eletroencefalograma normal em situação de vigília: elaboração da base de dados e análise quantitativa. 2017.

ROSSINI, Paolo M. et al. 1924–2024: First centennial of EEG. **Clinical Neurophysiology**, v. 170, p. 132-135, 2025.

SUWANDI, G. R. F. et al. Electroencephalography Signal Power Spectral Density from Measurements in Room with and Without Faraday Cage: A Comparative Study. In: **Journal of Physics: Conference Series**. IOP Publishing, 2022. p. 012002.

TAN, Gansheng et al. A trend on autism spectrum disorder research: Eye tracking-EEG correlative analytics. *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*, v. 14, n. 3, p. 1232-1244, 2021.

ANEXO 1 – APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Caracterização do ruído associado à eletroencefalografia (EEG) realizado em Unidade de Terapias Intensiva (UTI)

Pesquisador: João Batista Daltro Filho

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 54781615.6.0000.5162

Instituição Proponente: Faculdade de Engenharia Elétrica

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.715.863

Apresentação do Projeto:

Conforme apresenta o protocolo: Este projeto visa investigar as características estatísticas do ruído artificial que perturba o exame em eletroencefalografia (EEG) no intuito de definir um padrão de ruído no ambiente da UTI Adulta do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU) e elaborar um banco de dados EEG normal, considerando explicitamente a técnica de Oscilações de Alta Frequência (OAF) na faixa 0 – 120 Hz. A eletroencefalografia (EEG) consiste num exame bastante coerente com a realidade SUS, devido ao fato de ser não-invasivo, barato, simples e sem contra-indicações para qualquer tipo de paciente. Embora este exame permita o monitoramento em tempo real do estado neurológico do paciente, todavia não consegue apresentar uma boa resolução espacial e também é fortemente perturbado por ruído. Os pesquisadores justificam a proposta argumentando que a falta de estudos orientados a utilização de EEG em alta frequência e, a escassez de monitorização contínua em ambientes da UTI no Brasil. A realização deste projeto deve melhorar a qualidade dos diagnósticos de morte encefálica e fundamentar o alicerce para o desenvolvimento de um sistema de monitoramento EEG contínuo, assim como, evitar o deslocamento arriscado de um paciente neurologicamente crítico da UTI/HCU para o ambiente sem ruído SEMHCU. Para realizar a pesquisa, os próprios membros da equipe executora, assim como, como 100 indivíduos voluntários, saudáveis entre 18 – 80 anos.

Endereço: Av. João Neves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus São Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.405-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3235-4131 Fax: (34)3235-4335 E-mail: cep@ufu.br

Assinatura do Presidente do CEP
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
Prof. Dr. Sérgio Tamarit de Faria Furtado
Coordenador

Página 02 de 06



Continuação do Parecer: 1.715.863

por uma letra do alfabeto, seguida por um número de coleta. Apenas os alguns membros da equipe terão acesso à correspondência entre as siglas e identificação do indivíduo.

- **Risco de Choque Elétrico:** Para que essa incidente não aconteça será utilizado na pesquisa um equipamento de EEG registrado na ANVISA (cujo número de registro é 80694810001), que por ser aprovado nesse órgão, contém todas as proteções contra choques. - O gel condutor utilizado para coleta não causa danos à saúde. Porém, se o paciente apresentar alergia a alguma substância do composto, poderá ter leve irritação, que pode ser sanada limpando o couro cabeludo. Dependendo da possibilidade de irritação da epiderme, se necessário, o exame será cancelado.

Benefícios:

Por se tratar de um projeto inovador tem como benefício primordial a criação de um banco de dados de EEG de alta frequência para que possa ser utilizado para pesquisas futuras relacionadas à EEG. Além disso é uma pesquisa que visa traçar um comportamento do ruído na UTI do HCU-UFU e desse modo ser elemento para criação de filtros capazes de minimizar esses ruídos e dessa maneira permitir uma monitorização contínua em ambiente de UTI.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa de relevância social, objetivos bem definidos; A metodologia parece suficiente para atingir os objetivos propostos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos de apresentação obrigatória foram encontrados na Plataforma Brasil.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

As pendências apontadas no parecer consubstanciado número 1.559.906, de 20 de Maio de 2016, foram atendidas.

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 456/12, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

Endereço: Av. João Neves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus São Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.405-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3235-4131 Fax: (34)3235-4335 E-mail: cep@ufu.br

Assinatura do Presidente do CEP
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
Prof. Dr. Sérgio Tamarit de Faria Furtado
Coordenador

Página 03 de 06