



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE BIOCÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE FISILOGIA E FARMACOLOGIA  
LABORATÓRIO DE NEURODINÂMICA

AMANDA DE ANDRADE SOARES

**EFEITOS PROGRESSIVOS DO NEUROFEEDBACK NO RITMO SENSORIO  
MOTOR: UM ESTUDO LONGITUDINAL**

Recife  
2025

AMANDA DE ANDRADE SOARES

**EFEITOS PROGRESSIVOS DO NEUROFEEDBACK NO RITMO SENSÓRIO  
MOTOR: UM ESTUDO LONGITUDINAL**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Ciências Biológicas da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Ciências Biológicas.

Orientador (a): Marcelo Cairrão Araujo Rodrigues

Recife

2025

Soares , Amanda de Andrade.

Efeitos progressivos do neurofeedback no ritmo sensório motor: um estudo longitudinal. / Amanda de Andrade Soares . - Recife, 2025.

63 p. : il.

Orientador(a): Marcelo Cairrão Araújo Rodrigues

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Biociências, Ciências Biológicas - Bacharelado, 2025.

Inclui referências, apêndices, anexos.

1. Eletroencefalograma. 2. Neurofeedback. 3. Ritmo sensório motor. 4. treinamento. I. Rodrigues, Marcelo Cairrão Araújo . (Orientação). II. Título.

610 CDD (22.ed.)

AMANDA DE ANDRADE SOARES

**EFEITOS PROGRESSIVOS DO NEUROFEEDBACK NO RITMO SENSÓRIO  
MOTOR: UM ESTUDO LONGITUDINAL**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Ciências Biológicas da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Ciências Biológicas.

Aprovado em: 11/03/2025

**BANCA EXAMINADORA**

---

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Cairrão Araújo Rodrigues  
Universidade Federal de Pernambuco/ DFF

---

Prof. Dr. Pedro Valadao Carelli  
Universidade Federal de Pernambuco/ CCEN

---

Prof. Dr. Rosana Christine Cavalcanti Ximenes  
Universidade Federal de Pernambuco/ CAV

Dedico este trabalho à minha avó, Iraci Maria Fonseca de Andrade (em memória), pelo carinho, cuidado e amor incondicional. Foi minha segunda mãe, minha melhor amiga e o pilar de toda a minha caminhada. Este estudo representa a concretização de uma promessa feita a ela, cuja memória continua sendo minha maior fonte de inspiração e força.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus, por me conceder motivação, alegria e perseverança para superar os desafios desta jornada acadêmica.

Ao meu avô e pai, José Muniz, por seu amor, empenho e dedicação. À minha mãe, Ivanilda, pelo esforço constante e pela coragem diante das adversidades.

Ao meu companheiro, Samuel Rafael, por seu apoio e por estar ao meu lado em todos os meus projetos.

Aos meus gatinhos, Kyra, Luke, Rimawari e Joaquim, pelas brincadeiras e alegria, que me ensinaram a enxergar a vida com mais leveza.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Marcelo Cairrão, pela valiosa orientação, amizade e confiança em meu potencial, que foram fundamentais para o aprimoramento deste trabalho e para o meu crescimento acadêmico.

Aos meus amigos do Laboratório, Tayzes Hagabea, Luiz Henrique, Sônia Loreto, Marjorie Lins, Viviane Kelly, Rosemary Tenório e aos demais integrantes do Grupo de Neurodinâmica, pelos momentos de descontração, apoio e pelas contribuições que enriqueceram este trabalho.

Aos meus amigos de curso, Arthur Martins e Ana Paula, pela parceria e amizade, que tornaram os desafios mais leves e enriqueceram minha jornada acadêmica.

Aos meus tios, Ismael Andrade, que, apesar da distância, sempre me motiva com seu carinho, apoio e seu jeito de me fazer rir, e Josival Andrade, que, além de ser como um irmão mais velho, sempre se preocupa comigo. Agradeço também à minha madrinha, Maria José, pelas lições e momentos de apoio que tivemos juntas.

Aos meus primos, Gabriel Borba, pela força e exemplo de superação, e Heloisa Helena, pelo apoio constante e carinho.

Agradeço aos demais parentes pelo carinho, apoio e amor durante esta jornada; cada um de vocês teve um papel fundamental, seja com palavras de incentivo, gestos de carinho ou presença constante.

Agradeço à Universidade Federal de Pernambuco e ao CNPq pela oportunidade de fazer parte da minha jornada na Iniciação Científica, que foi fundamental para meu crescimento acadêmico e profissional.

Por fim, agradeço a todos os professores e demais pessoas que, de alguma forma, contribuíram para o desenvolvimento deste projeto. Cada contribuição, seja direta ou indireta, foi essencial para que este trabalho fosse possível.

- São as perguntas que não sabemos responder que mais nos ensinam. Elas nos ensinam a pensar. Se você dá uma resposta a um homem, tudo o que ele ganha é um fato qualquer. Mas, se você lhe der uma pergunta, ele procurará suas próprias respostas.

(...)

– Assim, quando ele encontrar as respostas – continuei –, elas lhe serão preciosas. Quanto mais difícil a pergunta, com mais empenho procuramos a resposta. Quanto mais a procuramos, mais aprendemos.

Rothfuss, Patrick. *O Temor do Sábio*. 1ª ed. São Paulo: Editor, 2011, (pág. 545).

## RESUMO

O treinamento de *neurofeedback* (NFB), baseado na atividade elétrica do eletroencefalograma (EEG), visa restabelecer padrões eletrofisiológicos adequados para tratar distúrbios neurológicos e psicológicos, além de promover melhorias cognitivas. Essa técnica modula ritmos cerebrais, como o Ritmo Sensorimotor (SMR, 12-15 Hz), associado à atenção e ao relaxamento. Embora amplamente utilizado desde a década de 1960, ainda há incertezas sobre a consistência de seus efeitos entre indivíduos, tornando essencial investigar a variabilidade dos resultados. Este estudo experimental avaliou 15 participantes (5 homens e 10 mulheres, com idade média de 29 anos) ao longo de 20 sessões de NFB. Os participantes, selecionados entre estudantes universitários e profissionais, tiveram sua atividade no SMR analisada por meio da Densidade Espectral de Potência (PSD) expressa em escala logarítmica, em três momentos distintos (1<sup>a</sup>, 12<sup>a</sup> e 20<sup>a</sup> sessão), com taxa de amostragem de 250 Hz. A análise estatística utilizou teste t pareado para dados normais ou teste de Wilcoxon para dados não normais, com significância estabelecida em  $p < 0,05$ . Os resultados da análise entre a 1<sup>a</sup> e a 12<sup>a</sup> sessão revelaram que alguns participantes apresentaram aumento significativo do SMR, enquanto outros não demonstraram alterações relevantes, sugerindo a existência de subgrupos. A reclassificação da amostra identificou um Grupo Rápido (7 indivíduos), com aumento expressivo no PSD do SMR, e um Grupo Lento (8 indivíduos), sem variações estatisticamente significativas. A comparação entre a 1<sup>a</sup> e a 20<sup>a</sup> sessão indicou um aumento significativo do SMR na amostra total, sugerindo que um maior número de sessões pode ser essencial para a modulação dessa frequência. Esses achados ressaltam a heterogeneidade das respostas individuais ao treinamento com NFB e reforçam a necessidade de estudos adicionais para compreender os fatores que influenciam essa variabilidade, contribuindo para o aprimoramento das suas aplicações clínicas.

**Palavras-chave:** eletroencefalograma; *neurofeedback*; ritmo sensório motor; treinamento.

## ABSTRACT

Neurofeedback training (NFB), based on electroencephalogram (EEG) electrical activity, aims to restore appropriate electrophysiological patterns to treat neurological and psychological disorders while also promoting cognitive enhancement. This technique modulates specific brain rhythms, such as the Sensorimotor Rhythm (SMR, 12–15 Hz), which is associated with attention and relaxation. Although widely used since the 1960s, uncertainties remain regarding the consistency of its effects across individuals, making it essential to investigate the variability of results. This experimental study evaluated 15 participants (5 men and 10 women, mean age 29 years) over 20 NFB sessions. Participants, selected from university students and working professionals, had their SMR activity analyzed using Power Spectral Density (PSD) expressed on a logarithmic scale at three time points (1st, 12th, and 20th session), with a sampling rate of 250 Hz. Statistical analysis included a paired t-test for normal data or a Wilcoxon test for non-normal data, with significance set at  $p < 0.05$ . Results from the 1st to the 12th session analysis revealed that some participants exhibited a significant increase in SMR, while others showed no relevant changes, suggesting the presence of subgroups. Sample reclassification identified a Fast Group (7 individuals) with a significant increase in SMR PSD and a Slow Group (8 individuals) without statistically significant variations. The comparison between the 1st and 20th sessions indicated a significant overall increase in SMR, suggesting that a longer training period may be crucial for frequency modulation. These findings highlight the heterogeneity of individual responses to NFB training and emphasize the need for further studies to explore the factors influencing this variability, contributing to the refinement of its clinical applications.

**Keywords:** Electroencephalogram; Neurofeedback; Sensorimotor rhythm; Training.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Organização dos 4 principais lobos cerebrais no córtex humano.....	18
Figura 2. Localização do lobo da ínsula.....	18
Figura 3. Captação e registro do sinal de EEG a partir da atividade neural.....	20
Figura 4. Representação do comportamento das ondas cerebrais durante o EEG..	22
Figura 5. Localização das áreas cerebrais associadas ao SMR.....	23
Figura 6. Representação do Sistema Internacional 10-20.....	25
Figura 7. Etapas do processamento do sinal no neurofeedback.....	26
Figura 8. Painel do software FRE% exibindo as variações da atividade cerebral....	32
Figura 9. Painel FRE% (tela do autor) exibido simultaneamente com um vídeo utilizado no treinamento de neurofeedback (segunda tela).....	34
Figura 10. Sessão de treinamento com neurofeedback.....	34
Gráfico 1. Variações no PSD, referente à modulação do SMR entre a 1ª e a 12ª sessões de neurofeedback.....	37
Gráfico 2. Variações no PSD, referente à modulação do SMR entre a 1ª e a 20ª sessões de neurofeedback.....	38
Gráfico 3. Variações de frequência durante o treinamento com neurofeedback.....	38

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EEG	Eletroencefalograma
EEGq	Eletroencefalograma quantitativo
NFB	<i>Neurofeedback</i>
PSD	Densidade espectral de potência (power spectral density)
SMR	Ritmo sensório-motor
SNC	Sistema Nervoso Central
TCLE	Termo de Consentimento Livre Esclarecido
TDAH	Transtorno do Déficit de Atenção e Hiperatividade
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>14</b>
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>17</b>
2.1.1 Composição e Função Geral do Sistema Nervoso.....	17
2.1.2 Padrões Eletrofisiológicos no EEG.....	19
2.1.3 Ondas Cerebrais e suas Frequências.....	20
2.1.4 O SMR e sua Relevância Neurofisiológica.....	22
2.1.5 Princípios do Neurofeedback.....	23
2.1.6 Procedimentos de Coleta de EEG e Aplicação do Neurofeedback.....	24
2.1.7 Processamento e Interpretação dos Dados das Sessões de Neurofeedback.....	27
<b>3. OBJETIVOS.....</b>	<b>29</b>
3.1 Objetivo Geral.....	29
3.2 Objetivos Específicos.....	29
<b>4. METODOLOGIA.....</b>	<b>30</b>
4.1 Desenho da Pesquisa.....	30
4.2 Local da Pesquisa.....	30
4.3 Amostra da Pesquisa.....	30
4.4 Critérios de Avaliação.....	31
4.4.1 Critérios de Inclusão.....	31
4.4.2 Critérios de Exclusão.....	31
4.5 Treinamento com Neurofeedback.....	32
4.6 Análise Estatística.....	35
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>36</b>
<b>6. DISCUSSÃO.....</b>	<b>39</b>
<b>7. CONCLUSÃO.....</b>	<b>46</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>47</b>
<b>APÊNDICE A – Artigo aprovado no VIII SABIO 2024: Electrophysiological Indicators of Neurofeedback Training (Indicadores eletrofisiológicos do treinamento de neurofeedback).....</b>	<b>55</b>
<b>ANEXO A – Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética.....</b>	<b>60</b>
<b>ANEXO B – Carta de Anuência do Laboratório de Neurodinâmica do Departamento de Fisiologia e Farmacologia.....</b>	<b>62</b>
<b>ANEXO C – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).....</b>	<b>63</b>
<b>ANEXO D– Certificado de Menção Honrosa no VIII Simpósio de Inovação em Engenharia Biomédica (VIII SABIO, 2024 UFPE).....</b>	<b>65</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Compreender o funcionamento cerebral é essencial para desvendar os mecanismos que regulam emoções, comportamentos e processos cognitivos, permitindo o desenvolvimento de intervenções mais eficazes para transtornos que afetam a saúde mental (Chaves, 2023; Paula, 2006). Nesse cenário, explorar abordagens inovadoras que utilizem esse conhecimento se torna fundamental para melhorar a qualidade de vida dos indivíduos. Esses métodos podem servir como alternativas eficazes para o tratamento de doenças psiquiátricas e neurológicas, com abordagens não-farmacológicas complementares (Santana; Bião, 2018).

Entre os diversos transtornos que afetam a saúde mental, muitos compartilham uma estreita relação com distúrbios do sono, evidenciando a complexa interação entre a regulação emocional, a atividade cerebral e os padrões de repouso. Alterações na arquitetura do sono são frequentemente observadas em condições como depressão, ansiedade e transtorno do déficit de atenção e hiperatividade (TDAH), assim como em distúrbios primários do sono, incluindo insônia e apneia obstrutiva do sono (Harvey et al., 2011; Riemann et al., 2015). Esses achados reforçam a importância de compreender os mecanismos neurais subjacentes, permitindo o desenvolvimento de estratégias terapêuticas mais precisas e eficazes.

Além da forte relação entre transtornos mentais e distúrbios do sono, evidências sugerem que alterações na atividade cerebral também impactam funções cognitivas essenciais, como controle inibitório, memória e aprendizado. Indivíduos com transtornos psiquiátricos ou distúrbios do sono frequentemente apresentam déficits no processamento executivo, dificuldade em modular respostas impulsivas e comprometimento na consolidação da memória (Walker, 2009). Essas disfunções estão associadas a padrões eletrofisiológicos específicos, indicando que o funcionamento neural subjacente a esses processos pode ser um alvo estratégico para intervenções terapêuticas mais eficazes. Técnicas não invasivas, como o eletroencefalograma quantitativo (EEGq) e o *Neurofeedback* (NFB), permitem analisar os padrões cerebrais e modular a atividade neural, visando a redução dos sintomas e a melhoria da qualidade de vida (Santana; Bião, 2018; Ulbricht, 2022).

O EEGq é uma técnica não invasiva utilizada para analisar a atividade elétrica cerebral, registrando sinais bioelétricos na superfície do couro cabeludo sem a necessidade de métodos intrusivos, como agulhas ou dispositivos subcutâneos (Caparelli, 2007). Essa abordagem permite compreender o funcionamento cerebral por meio de eletrodos e é amplamente utilizada para investigar e diagnosticar condições neurológicas. Segundo Cantarelli, Mendes Júnior e Stevan Jr. (2016), o eletroencefalograma (EEG) possui diversas aplicações, sendo utilizado tanto em diagnósticos mais simples, como cefaleias, quanto na identificação de condições mais complexas, incluindo epilepsia, convulsões, doenças metabólicas, encefalites e diferentes transtornos psiquiátricos e neurológicos.

O treinamento com NFB é obtido a partir da atividade elétrica, observada pelo registro do EEG (Santana; Bião, 2018). Essa técnica é uma forma de condicionamento operante que tem como objetivo restabelecer padrões eletrofisiológicos adequados para o tratamento de distúrbios neurológicos, psiquiátricos e psicológicos, além de promover o aprimoramento de habilidades cognitivas e potencializar a sensação de bem-estar (Dias, 2010). Markiewicz (2017) demonstrou que o NFB possui eficácia em muitos transtornos psiquiátricos que afetam variáveis psicológicas como estresse e ansiedade. Como alternativa aos efeitos colaterais dos medicamentos, a terapia com NFB emerge como um método promissor, proporcionando uma abordagem terapêutica estável e duradoura, livre de efeitos adversos (Chen, 2021; Pintado; Llamazares, 2014).

As potencialidades cognitivas de indivíduos saudáveis também podem ser estimuladas por meio do NFB, promovendo melhorias no desempenho de funções atencionais, processamento inibitório, memória semântica, fluência verbal, entre outras. Além disso, o NFB pode ser utilizado para estimular ou regular a atividade cerebral, o que, por sua vez, pode influenciar no processamento cognitivo (Vernon et al., 2003; Doppelmayr; Weber, 2011; Gruzelier, 2014).

Entre as diversas aplicações do NFB, destaca-se o uso de protocolos voltados para o aprimoramento de padrões específicos da atividade neural. A regulação do ritmo sensório-motor (SMR) tem se mostrado particularmente eficaz para melhorar o controle atencional e reduzir os níveis de estresse e ansiedade, além de demonstrar eficácia em casos de TDAH, insônia e epilepsia (Wanderley

Neto, 2018). Esse enfoque permite alinhar intervenções personalizadas aos objetivos terapêuticos de cada indivíduo, maximizando o impacto positivo na qualidade de vida e no bem-estar emocional (Vernon et al., 2003; Gruzelier, 2014).

## **2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

### **2.1.1 Composição e Função Geral do Sistema Nervoso**

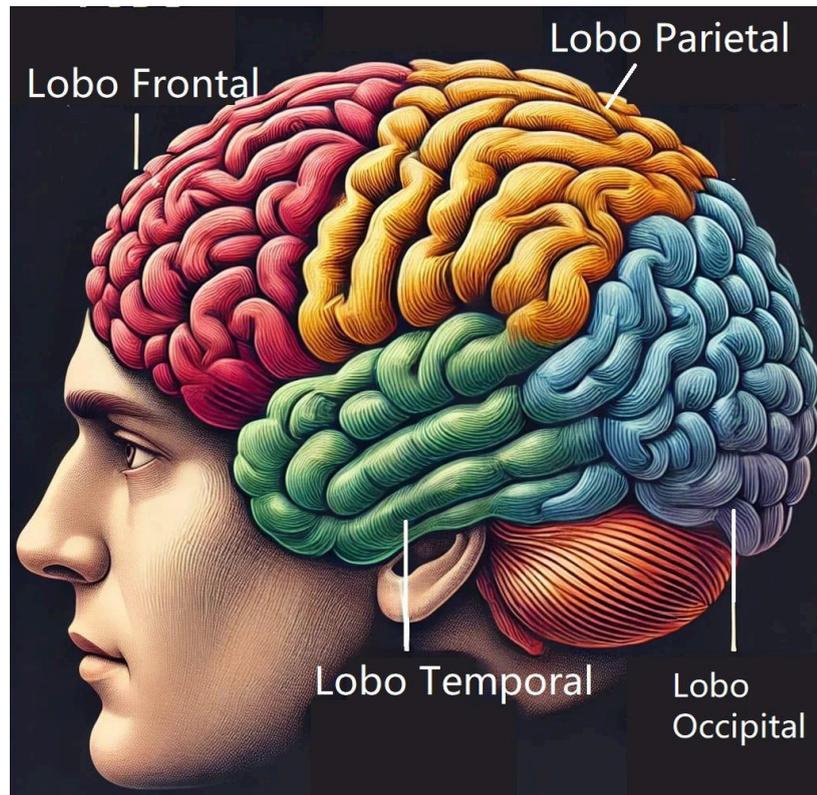
O cérebro humano é uma estrutura altamente complexa, fundamental para a regulação de emoções, comportamentos e funções cognitivas essenciais. O funcionamento do cérebro depende de redes neurais que transmitem sinais elétricos e químicos, coordenando a integração e resposta do organismo aos estímulos internos e externos (Da Rosa, 2014; Firmino, 2020). O Sistema Nervoso central (SNC), composto pelo encéfalo e pela medula espinhal (Oliveira, 2024), regula funções vitais, sono e fome, além de processos mais elaborados, como linguagem, fala e aprendizado de movimentos, por meio da criação de registros sinápticos nas conexões neurais (Da Silva, 2019). A interação entre essas estruturas forma a base do funcionamento neural.

O cérebro é uma das estruturas mais complexas e essenciais do SNC devido à sua diversidade funcional. Ele é dividido em dois hemisférios, direito e esquerdo, que são interligados pelo corpo caloso (Melo, 2019). O cérebro abriga o córtex cerebral, que se organiza em cinco lobos principais: frontal, parietal, occipital, temporal e lobo da ínsula, cada um responsável por funções específicas. As Figuras 1 e 2 ilustram essa divisão.

O lobo frontal está associado ao raciocínio, à tomada de decisões e à solução de problemas; o temporal, ao processamento de memória e audição; o occipital, às funções visuais; o parietal, à percepção sensorial, como tato, olfato e paladar; e o lobo da ínsula desempenha papéis essenciais no processamento somatossensorial, na percepção de informações viscerais, na interocepção e na empatia (De Figueiredo, 2022; Cruz, 2016).

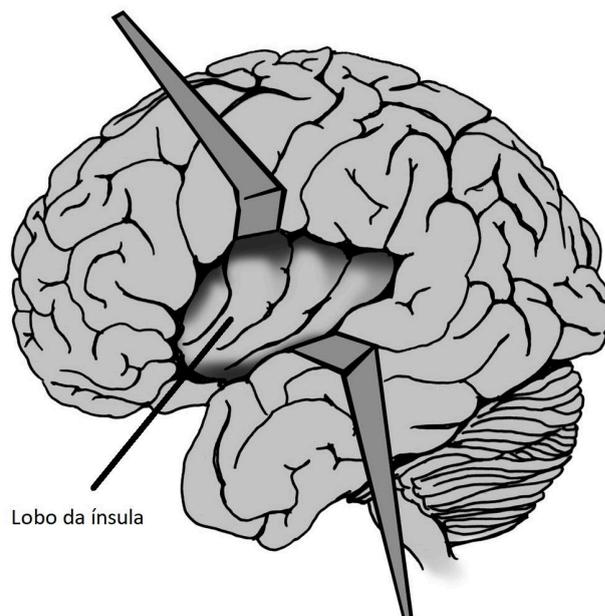
A comunicação e o processamento das informações entre esses lobos são realizados por neurônios, células que constituem a base funcional do córtex cerebral (Lent, 2010; Oliveira, 2024; Silva, 2021). Os neurônios são células excitáveis que se comunicam por sinais eletroquímicos, ao nível microscópico. A integração entre neurônios e glia, junto com a ação de neurotransmissores e circuitos neurais, ativam ou inibem macroáreas do sistema nervoso, refletindo a expressão final e macroscópica que é chamada de comportamento (Cacioppo, 2000).

Figura 1. Organização dos 4 principais lobos cerebrais no córtex humano.



Fonte: Própria da autora.

Figura 2. Localização do lobo da ínsula.



Fonte: Adaptado, Muniz (2011).

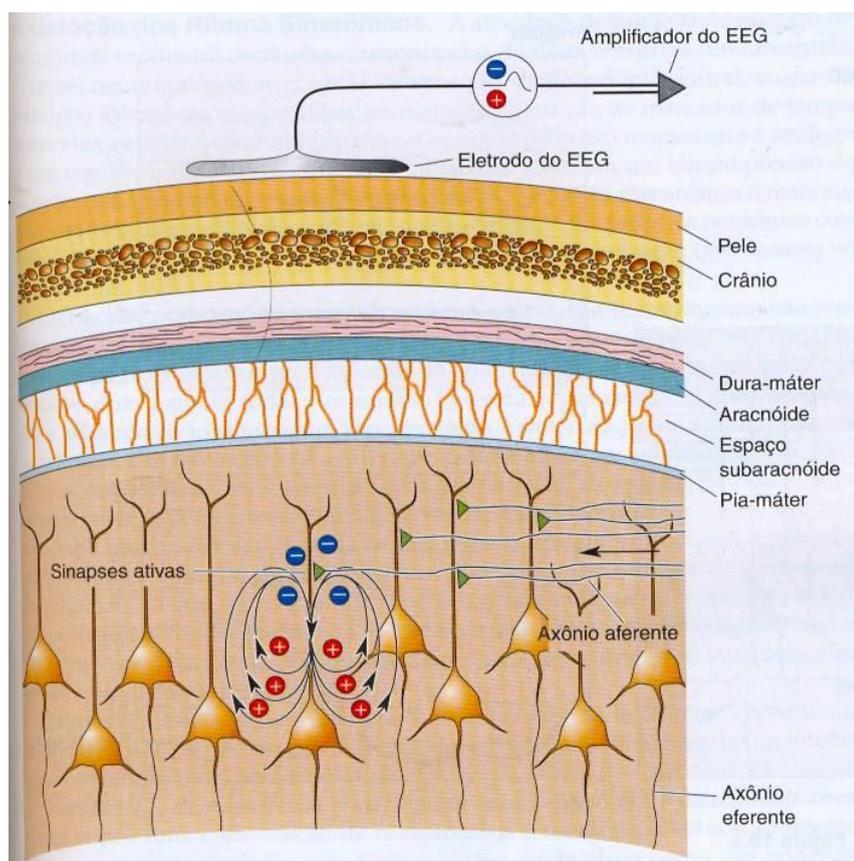
### 2.1.2 Padrões Eletrofisiológicos no EEG

Para compreender melhor as alterações neurofisiológicas associadas aos transtornos mentais, é fundamental investigar os padrões eletrofisiológicos que caracterizam o cérebro de indivíduos acometidos por essas condições. Essas variações podem ser observadas por meio de métodos como o EEG, que permite identificar alterações nas ondas cerebrais, refletindo a ativação de regiões neurais específicas (Price, 2025; Ribas, 2018).

Os neurônios são responsáveis pela formação do tecido neural e têm a capacidade de iniciar e conduzir sinais elétricos, os quais controlam e transmitem informações a outras células do organismo. Esses sinais elétricos resultam da propagação de potenciais de ação ao longo dos dendritos e axônios dos neurônios (Jardim, 2017; Widmaier; Raff; Strang, 2006). O EEG registra a atividade elétrica do cérebro, refletindo a soma dos potenciais elétricos gerados por grandes grupos de neurônios, especialmente os piramidais. Esse sinal resulta do fluxo de corrente extracelular, embora sua captação dependa da localização e do tipo de atividade neural. A atividade dos neurônios corticais próximos ao couro cabeludo é predominante na formação das ondas detectadas, cuja amplitude e padrão variam conforme a orientação e a distância da fonte elétrica em relação ao ponto de registro (Jardim, 2017; Speckmann; Walden, 1991; Kandel; Schwartz; Jessell, 2000).

O sinal de EEG sofre atenuação devido às camadas de tecido e osso, resultando em amplitudes registradas em microvolts, significativamente menores que as variações de tensão em um único neurônio, que ocorrem em milivolts. A amplitude do EEG depende da sincronização dos neurônios responsáveis por sua geração, variando conforme o grau de sincronização ou dispersão da atividade neural (Jardim, 2017; Nunez; Srinivasan, 2005; Delorme et al., 2012; Silva, 2014). A Figura 3 demonstra como o EEG registra a atividade elétrica dos neurônios piramidais, cujos potenciais elétricos somam-se para formar o sinal detectado.

Figura 3. Captação e registro do sinal de EEG a partir da atividade neural.



Fonte: Bear et al. (2017).

### 2.1.3 Ondas Cerebrais e suas Frequências

A atividade elétrica cerebral manifesta-se em forma de ondas, as quais são classificadas em bandas de frequência (Wanderley Neto, 2018). Cada um desses ritmos é prevalente em regiões específicas do cérebro e reflete estados funcionais distintos (Vernon et al., 2003; Da Mota Gomes, 2015; Huang; Charyton, 2008). Além disso, há relações que podem ser estabelecidas entre as ondas cerebrais e fatores como estados emocionais, desempenho cognitivo e comportamentos (Angelakis, Hatzis; Panourias; Sakas, 2007; Myers; Young, 2012).

Os ritmos do EEG são comumente classificados em cinco diferentes tipos por suas bandas de frequência (Urigüen; Garcia-Zapirain, 2015):

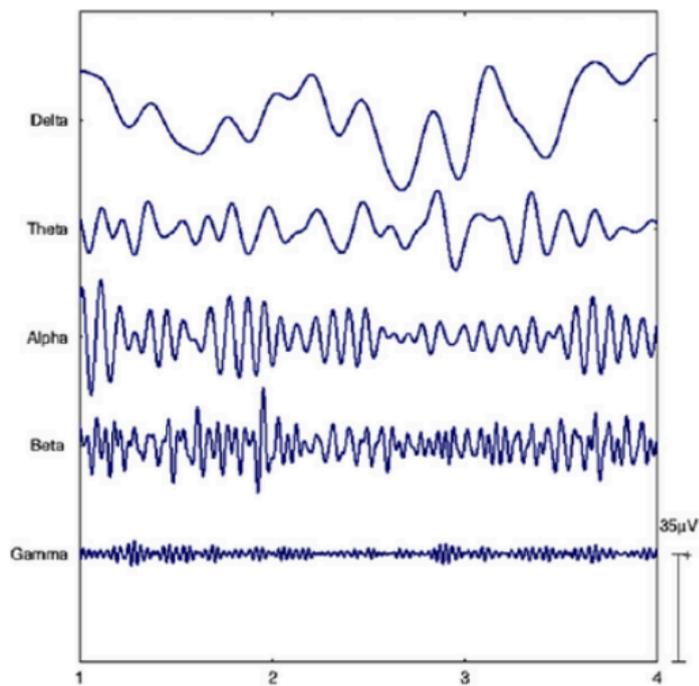
- Ritmo ou ondas Delta: 0,5-4 Hz. Comumente ocorrem na área medial do córtex pré-frontal e na região órbita-frontal, estando associadas ao sono profundo em adultos saudáveis, além de serem observadas em áreas

próximas a tumores e lesões cerebrais. As oscilações delta predominam nos primeiros dois anos de vida (Budzynski et al., 2009; Kropotov, 2010).

- Ritmo ou ondas Teta: 4-7 Hz. Predominantes no giro do cíngulo anterior, córtex frontal e no sistema límbico. Estão associadas ao sono inicial e, na vigília, indicam baixa atenção, sonolência e introspecção, podendo também estar relacionadas a psicopatologias (Budzynski et al., 2009; Kropotov, 2010; Sanei; Chambers, 2007). Em adultos, a ativação teta em áreas correspondentes à linha média frontal está ligada à memória de trabalho, e a sua atividade excessiva, especialmente em repouso, pode indicar déficits de atenção (Vernon et al., 2003; Monastra et al., 2005; Budzynski et al., 2009).
- Ritmo ou ondas Alfa: 8-13 Hz. Predominam em estados de relaxamento durante a vigília e estão associadas a baixas demandas cognitivas e ao sistema visual. Estímulos visuais e esforços atencionais inibem a atividade alfa, o que é observado no aumento desse padrão na área occipital durante o repouso com olhos fechados (Budzynski et al., 2009). Além disso, a atividade alfa tem sido usada como indicador de transtornos de humor, especialmente a depressão, com padrões assimétricos entre os hemisférios na região frontal do córtex. Menores amplitudes de alfa na região frontal direita, quando comparada à esquerda, estão relacionadas a sentimentos positivos, enquanto maiores amplitudes nessa mesma área estão ligadas a sentimentos negativos (Masterpasqua; Healey, 2003).
- Ritmo ou ondas Beta: 13-30Hz. Ocorrem predominantemente no córtex frontal e central, associadas a estados de alerta, processamento cognitivo e concentração. Em repouso, podem indicar irritabilidade, ansiedade ou distúrbios do sono. O aumento da atividade beta reflete maior demanda cognitiva, enquanto sua diminuição está relacionada à queda na atenção (Budzynski et al., 2009; Banaschewski; Brandeis, 2007).
- Ritmo ou ondas Gama: 30-70Hz. São associadas ao processamento de informações do sistema nervoso, especialmente em memórias motoras complexas, que se relacionam as regiões centrais e parietais do hemisfério esquerdo. O aumento da atividade gama está relacionado ao planejamento comportamental antes da reação motora (Bonini Rocha, 2008).

A Figura 4 a seguir mostra a representação do comportamento dessas ondas cerebrais.

Figura 4. Representação do comportamento das ondas cerebrais durante o EEG.



Fonte: Adaptado, Urigüen; Garcia-Zapirain (2015).

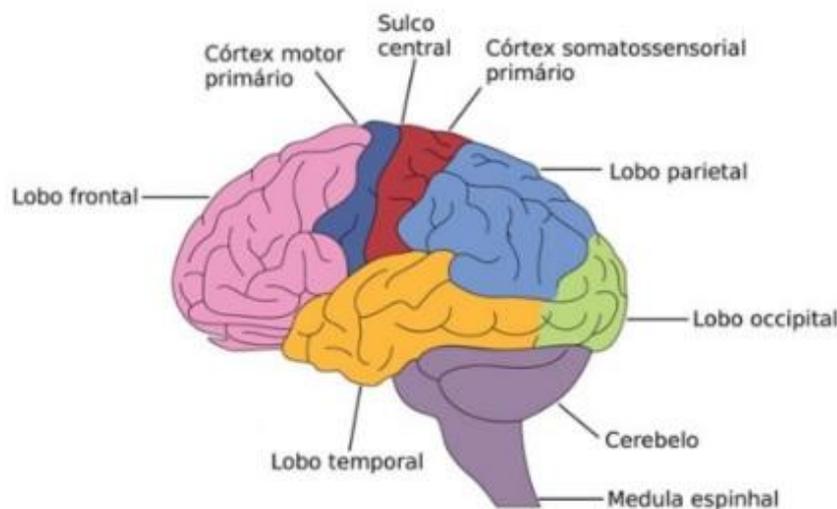
#### 2.1.4 O SMR e sua Relevância Neurofisiológica

Após discutir os ritmos cerebrais mais amplamente estudados, é relevante focar no SMR, que apresenta características distintas, ocupando um papel importante em processos específicos de atenção e controle motor. O SMR é formado por ondas beta baixas (12-15 Hz), geradas nos núcleos talâmicos e no córtex, especialmente na área sensório-motora (Rezende, 2021; Ribas, 2018).

Quando visualizadas no EEG essas ondas são mais agudas e menos sinuosas do que as da banda alfa (Iriarte; Artieda, 2013; Wanderley Neto, 2018). A diminuição da atividade do SMR está associada a um aumento nos impulsos motores, enquanto o seu aumento promove benefícios nos processos de atenção e integração sensório motora, tanto em indivíduos saudáveis quanto em casos de TDAH (Serman; Friar, 1972; Vernon, et al. 2003; Arns; Heinrich; Strehl, 2014). Segundo Vernon et al. (2003), a redução da interferência motora facilita o processamento da informação cognitiva, funções perceptivas e memória, por meio do reforço voluntário do SMR. Além disso, estudos associam o aumento do SMR

com o controle da ansiedade, conforme observado por Wanderley Neto (2018). A Figura 5, a seguir, ilustra as áreas do cérebro associadas ao SMR, incluindo o córtex motor primário, o sulco central e o córtex somatossensorial primário.

Figura 5. Localização das áreas cerebrais associadas ao SMR.



Fonte: Adaptado de Backyard Brains (2018).

### 2.1.5 Princípios do Neurofeedback

Com base na relevância do SMR em processos de atenção, controle motor e regulação emocional, torna-se evidente seu potencial como alvo em intervenções terapêuticas. Estudos indicam que o aumento da atividade do SMR por meio do NFB tem se mostrado eficaz na reabilitação neurológica. A exemplo disso, Ferreira (2017), em uma revisão narrativa, destacou sua aplicabilidade no tratamento de pacientes com lesão medular.

O NFB é uma técnica baseada no treinamento autorregulatório da atividade cerebral, associada à melhoria dos processos atencionais e à redução dos níveis de estresse e ansiedade. Conforme Fraga (2022), essa abordagem está relacionada à otimização do desempenho cognitivo, com foco em concentração e memória visual. O NFB utiliza o EEG para monitorar em tempo real os padrões de atividade cerebral, permitindo que o indivíduo receba feedback imediato e aprenda a modulá-los de maneira adaptativa (Puglia, 2021; Zucconi, 2024).

A primeira aplicação bem-sucedida do condicionamento de EEG com efeitos clínicos, especialmente anticonvulsivantes, foi relatada por Barry Sterman no início

da década de 1960 (Wanderley Neto, 2018). Em seu experimento com gatos, os animais eram colocados em câmaras experimentais à prova de som e condicionados a pressionar uma barra para obter alimento. Para a colocação e retirada dos eletrodos de monitoramento das ondas cerebrais, os gatos tinham parafusos de aço inoxidável presos aos crânios (Appolinário, 2001). Após o condicionamento, foi introduzido um som de campainha, e os gatos só recebiam comida ao pressionar a barra quando o som cessava. Durante esse período de espera, os gatos ficavam alertas, mas relaxados, e além disso, geravam uma frequência cerebral de 12 a 15 Hz, originada no córtex sensorio motor, chamada de SMR por Serman (Budzynsky, 1999). O treinamento do SMR melhorou a qualidade do sono dos gatos, aumentando a densidade dos fusos do sono (Serman; Howe; Macdonald, 1970), o que também foi observado em humanos (Wanderley Neto, 2018; Londero; Gomes, 2014).

Em outro experimento, os gatos condicionados a modular o SMR foram expostos ao pró-convulsivante Monometil-hidrazina e conseguiram controlar melhor o padrão cortical, reduzindo ou evitando crises convulsivas e náuseas causadas pela substância (Appolinário, 2001; Serman; Egner, 2006; Serman; LoPresti; Fairchild, 2010).

### **2.1.6 Procedimentos de Coleta de EEG e Aplicação do Neurofeedback**

A aquisição precisa dos sinais elétricos cerebrais é essencial para a eficácia do NFB, pois permite a identificação e modulação de padrões específicos de atividade neural. Para isso, utiliza-se o EEGq, que registra a atividade cerebral por meio de eletrodos posicionados estrategicamente no couro cabeludo. A correta inserção e o processamento adequado desses sinais são fundamentais para garantir a qualidade das medições e minimizar interferências.

Para realizar a captação da atividade elétrica cerebral, os eletrodos são fixados em posições predefinidas no couro cabeludo, utilizando como suporte uma touca específica para EEG. A distribuição dos eletrodos segue o Sistema Internacional 10-20, um método padronizado publicado por Jasper (1958), amplamente empregado para garantir precisão e reprodutibilidade na coleta dos sinais. Esse sistema divide o crânio em proporções de 10% ou 20% da distância



Devido às suas baixas frequências, o EEG não exige altas taxas de amostragem. Na literatura, essas taxas variam de 128 Hz a 5 kHz, podendo alcançar até 20 kHz em alguns sistemas comerciais. Após o processamento, frequências mais altas são normalmente reduzidas para a faixa de 128 Hz a 1 kHz, garantindo uma melhor relação sinal/ruído e evitando a coleta excessiva de dados desnecessários (Bueno, 2017; Müller-Gerking; Pfurtscheller; Flyvbjerg, 1999; Hsu, 2012; Lee et al., 2004; Silva-Sauer et al., 2013; Ferrez; Millán, 2005).

Esse processamento, e otimização das frequências são essenciais para a utilização eficaz do NFB, que envolve três funções principais. Primeiramente, os sinais elétricos provenientes das atividades corticais e subcorticais são captados no nível do escalpo. Após a aquisição, esses sinais passam por amplificação e, em seguida, são processados e classificados para extrair as características relevantes. Finalmente, o feedback é fornecido ao sujeito de maneira visual, tátil, auditiva ou uma combinação dessas modalidades, permitindo o acompanhamento e a modulação da atividade cerebral em tempo real (Casagrande, 2019; Peek, 1995). A Figura 7, ilustra esse processo, detalhando as etapas desde a captação do sinal até a entrega do feedback. Essa representação visual permite uma compreensão mais clara das fases envolvidas na aquisição, processamento e utilização das informações neurais no treinamento com neurofeedback.

Figura 7. Etapas do processamento do sinal no neurofeedback. Representação esquemática das fases envolvidas na captação, processamento e feedback no neurofeedback.



Fonte: Adaptado de Brain Trainer International Brasil (2025).

Através do NFB, os indivíduos têm a capacidade de aprender a controlar diversos aspectos de sua atividade neural por meio de um processo de treinamento.

Esse treinamento envolve a exibição online de mudanças contínuas, fornecidas ao usuário por meio do EEG. Essas mudanças podem ser apresentadas de diversas formas, como o nível de atenção atual, exibido numericamente, em um gráfico de barras ou por meio de uma exibição visual envolvente (Neuper; Pfurtscheller, 2009; Johnstone et al., 2017).

O NFB, portanto, ativa vários mecanismos de aprendizado no cérebro, com o condicionamento operante sendo o principal mecanismo envolvido (Neuper; Pfurtscheller, 2009; Enriquez-Geeppert; Huster; Herrmann, 2017). Esse processo de aprendizagem é contínuo, tanto para a máquina quanto para o indivíduo, que modifica seus padrões cerebrais com base no feedback fornecido, promovendo assim um aprendizado que é tanto mecânico quanto autossustentado (Caballo; Claudino, 1996).

O NFB, ao permitir a modulação da atividade cerebral, especialmente por meio do SMR, tem se mostrado uma abordagem eficaz na regulação neurofisiológica. Estudos indicam que o aumento da atividade SMR (12-15 Hz) está associado a uma melhor estabilidade cortical, favorecendo a autorregulação e o equilíbrio das funções cognitivas e emocionais (Hammond, 2005). Esse processo de aprendizado neural possibilita que os indivíduos adquiram maior controle sobre sua atividade cerebral, contribuindo para a otimização das respostas neurais e comportamentais.

### **2.1.7 Processamento e Interpretação dos Dados das Sessões de Neurofeedback**

A análise dos dados obtidos nas sessões de NFB é um passo fundamental para compreender as mudanças na atividade cerebral ao longo do treinamento. O EEG é uma ferramenta valiosa que, quando processada adequadamente, permite identificar padrões específicos de modulação e sua relação com a autorregulação neural (Pantoja, 2024). Para viabilizar essa análise, é essencial o uso de ferramentas especializadas que possibilitem a filtragem, decomposição e interpretação dos sinais cerebrais (França, 2018).

Entre essas ferramentas, o EEGLAB se destaca como uma plataforma robusta para o processamento e a análise de dados de EEG. Utilizando a arquitetura

do MATLAB, o EEGLAB permite desde o pré-processamento dos sinais até análises no domínio do tempo e da frequência (SILVA, 2021). Sua capacidade de identificar e mapear padrões específicos, como o SMR, possibilita uma abordagem mais detalhada na avaliação das alterações neurofisiológicas decorrentes do treinamento com NFB.

A Densidade Espectral de Potência (PSD) expressa em Escala Logarítmica é uma técnica amplamente utilizada na análise de sinais cerebrais, que permite representar a distribuição da potência das diferentes frequências de um sinal EEG. A PSD transforma a potência das frequências em uma escala logarítmica, o que ajuda a lidar com a grande variabilidade das intensidades das ondas cerebrais. Essa transformação facilita a comparação entre as diferentes bandas de frequência, destacando as variações mais sutis que poderiam passar despercebidas em uma análise linear.

Além disso, a aplicação da PSD contribui para uma melhor visualização e interpretação das variações na potência das frequências cerebrais, tornando os padrões de atividade mais discerníveis e facilitando a extração de informações relevantes. A PSD é um dos métodos de extração de características mais utilizados para a classificação de sinais (Vieira, 2018).

A análise do espaço amostral gerado pelos dados de EEG pode ser realizada por meio da técnica de análise de clusters, que permite o agrupamento de dados com características semelhantes. Os elementos de um cluster apresentam alta similaridade interna e alta dissimilaridade em relação a outros grupos, facilitando a identificação de padrões significativos nos dados de EEG (De Silva, 2007). Essa análise é conduzida após a aplicação da PSD, facilitando a visualização das variações nas ondas cerebrais. A utilização de clusters permite, assim, uma análise mais detalhada dos padrões de atividade cerebral e a identificação de agrupamentos relevantes, aprimorando a interpretação dos dados eletrofisiológicos (Aragão, 2015; Dias, 2010).

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo Geral**

O principal objetivo deste estudo foi realizar o treinamento com NFB em um grupo experimental, para identificar possíveis mudanças nos padrões de atividade elétrica cerebral relacionados ao SMR.

#### **3.2 Objetivos Específicos**

Os objetivos específicos deste trabalho são os seguintes:

- Investigar a evolução da modulação do SMR (12 a 15 Hz) durante 12 e 20 sessões de treinamento com NFB em um grupo experimental, com o intuito de avaliar a eficácia do treinamento em termos de modulação das ondas cerebrais específicas, com foco na frequência SMR.
- Avaliar se a resposta ao treinamento é homogênea dentro do grupo experimental, identificando se todos os participantes apresentam o mesmo tipo de modulação do SMR após as sessões de NFB ou se há variações significativas entre os indivíduos.
- Caso a resposta não seja homogênea, investigar se existem diferenças na velocidade da modulação do SMR entre os indivíduos, ou seja, verificar se uma parte dos participantes responde de forma mais lenta ao treinamento, enquanto outros apresentam uma resposta mais rápida.
- Caso existam respostas diferenciadas, o estudo também se concentrará em mapear as características dessas variações, considerando fatores como a adaptação neurofisiológica individual e a eficácia do treinamento para diferentes perfis de participantes.

## **4. METODOLOGIA**

### **4.1 Desenho da Pesquisa**

O presente estudo possui um delineamento experimental longitudinal, com a participação de 15 indivíduos, sendo 5 homens e 10 mulheres, com idade média de 29 anos (variando de 21 a 55 anos). Os participantes foram selecionados entre estudantes universitários e profissionais inseridos no ambiente de trabalho, a fim de garantir uma amostra heterogênea, refletindo diferentes contextos de vida e experiências.

O protocolo seguido no estudo respeitou as diretrizes éticas estabelecidas pela resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, que regulamenta as pesquisas envolvendo seres humanos. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, sob o parecer número 6.194.580 (Anexo A). A coordenação do estudo esteve a cargo do Professor Dr. Marcelo Cairrão Araújo Rodrigues. Além disso, foram obtidas as Cartas de Anuência da área de Psicologia (Anexo B) e do Laboratório (Anexo C), e todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Anexo D), sendo devidamente informados sobre os procedimentos e objetivos da pesquisa.

### **4.2 Local da Pesquisa**

A coleta de dados foi conduzida no Laboratório de Neurodinâmica da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), localizado no Departamento de Fisiologia e Farmacologia, no Centro de Biociências. O laboratório encontra-se na Avenida Reitor Joaquim Amazonas, na Cidade Universitária, Recife, PE, CEP 50740-570.

### **4.3 Amostra da Pesquisa**

A coleta de dados ocorreu entre setembro de 2023 e novembro de 2024, e ao final do estudo, 15 participantes completaram todas as 20 sessões de treinamento com NFB. Durante esse período, foram avaliadas as variações na PSD em três momentos específicos: na primeira, na décima segunda e na vigésima sessão. Essa

análise permitiu a comparação dos dados eletrofisiológicos ao longo do treinamento, com o objetivo de verificar possíveis alterações na modulação do SMR.

A seleção dos participantes seguiu critérios específicos, considerando fatores que poderiam influenciar os resultados do treinamento. Os critérios de inclusão e exclusão foram estabelecidos conforme os objetivos do estudo e as diretrizes éticas para pesquisas envolvendo seres humanos.

#### **4.4 Critérios de Avaliação**

##### **4.4.1 Critérios de Inclusão**

Foi estabelecido que fariam parte da amostra:

- i) indivíduos universitários ou profissionais inseridos no ambiente de trabalho;
- ii) ambos os sexos;
- iii) maiores de idade;
- iv) disponibilidade para completar as 20 sessões de treinamento com NFB.

##### **4.4.2 Critérios de Exclusão**

Estabeleceu-se que não participariam da amostra:

- i) Indivíduos com condições de saúde que inviabilizem a participação nas 20 sessões de NFB, como lesões físicas ou cognitivas graves;
- ii) indivíduos que não tenham disponibilidade para completar todas as 20 sessões de treinamento com NFB;
- iii) indivíduos com dificuldades de compreensão ou aderência ao protocolo do estudo.

## 4.5 Treinamento com *Neurofeedback*

A coleta e o armazenamento dos dados foram realizados por meio de EEG com treinamento em NFB, com suporte do programa FRE% (Brain Trainer Brasil). Por meio da Figura 8 é possível verificar o funcionamento geral do software FRE% durante uma sessão de treinamento com NFB. Esse programa foi responsável pela aplicação do treinamento e pelo processamento dos dados coletados, facilitando o monitoramento das ondas cerebrais e a modulação do SMR.

Figura 8. Painel do software FRE% exibindo as variações da atividade cerebral. Captura de tela realizada em um computador do Laboratório de Neurodinâmica da UFPE. As opções filter min (12) e filter máx (15), mostram que o treinamento também está ocorrendo na faixa de SMR, de 12 a 15 Hz.



Fonte: Própria da autora.

Durante o processo de coleta, os eletrodos foram posicionados no couro cabeludo para registrar a atividade elétrica cerebral, permitindo o monitoramento das ondas cerebrais. Para facilitar a localização e identificação precisa dos pontos de inserção dos eletrodos, foi utilizada uma touca de neoprene. Para garantir um bom contato entre os eletrodos e as áreas cerebrais correspondentes, foi aplicada uma solução salina composta por 0,9 g de cloreto de sódio (NaCl) para cada 100 mL de água destilada, podendo também ser utilizado soro fisiológico.

Os eletrodos foram conectados ao amplificador multifuncional Optima + 4USB (Neurobit, Polônia), que converte os sinais de EEG para o computador. Esse equipamento, com até quatro canais de medição, assegura alta precisão e baixo ruído, além de contar com isolamento galvânico, minimizando interferências e

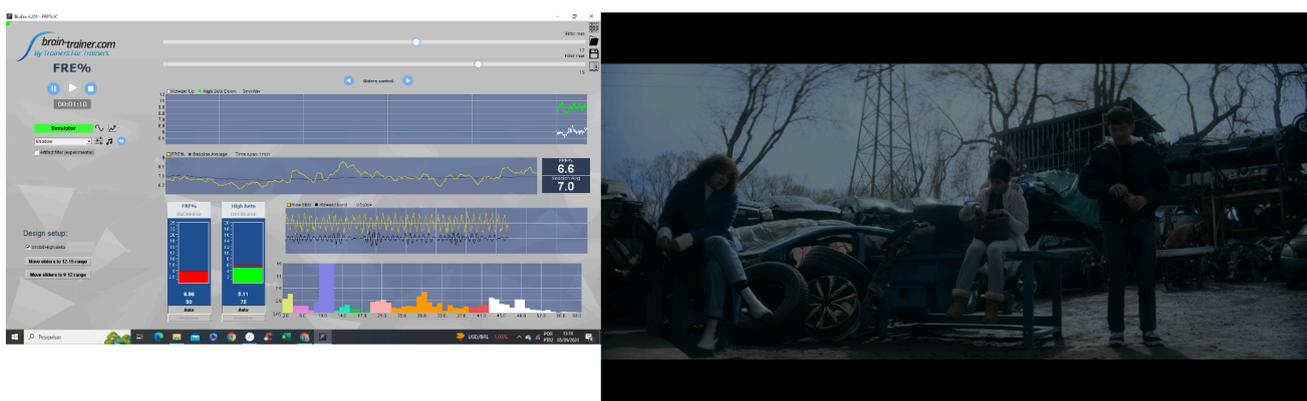
umentando a segurança do procedimento. A touca utilizada no EEG serve como referência e suporte para a inserção dos eletrodos no couro cabeludo, seguindo o Sistema Internacional 10-20 (Jasper, 1958), método amplamente adotado para a colocação dos eletrodos em pontos predefinidos.

Para a realização do treinamento com NFB, utiliza-se a montagem bipolar C3-C4, na qual o eletrodo ativo é posicionado em C3 e a referência em C4. Essa configuração registra a diferença de amplitude entre os dois eletrodos, possibilitando a aplicação de protocolos que favorecem a autorregulação cerebral (Belime, 2019). Esses eletrodos medem as atividades cerebrais durante sessões de 20 minutos. De acordo com Othmer (2005), esse método pode trazer benefícios para a maioria dos indivíduos, uma vez que promove tanto mudanças na amplitude quanto na fase das atividades cerebrais. Essas modificações contribuem para o equilíbrio do funcionamento neural, auxiliando na ativação ou inibição da atividade cerebral conforme necessário (Belime, 2019). Esse processo de modulação pode estar relacionado à eficácia do protocolo na melhora de variáveis comportamentais, ainda que nem sempre as mudanças sejam claramente refletidas no EEG (Othmer, 2005). Além disso, Putman e Othmer (2006) destacam que, na montagem bipolar inter-hemisférica, o feedback é definida principalmente pela relação de fase entre os eletrodos, o que favorece a autorregulação, a gestão emocional e a atenção, tornando esse método adequado para a otimização do desempenho cognitivo.

Durante o treinamento com NFB, os voluntários eram expostos a vídeos com dois estímulos distintos: visual e auditivo. O estímulo visual consistia na tela escurecida do vídeo, que era removida como recompensa sempre que os participantes atingiam os padrões eletrofisiológicos desejados. O estímulo auditivo era o som do vídeo assistido, que permanecia constante durante o processo, bem como por sons de piano graves e agudos ao fundo, que estão inclusos nas funcionalidades do software FRE% e oscilavam de acordo com as alterações de frequência do SMR. A intensidade do escurecimento da tela oscilava conforme as alterações nos padrões cerebrais, aumentando quando o participante se afastava do padrão esperado. Esses estímulos visuais e auditivos, combinados, facilitavam a modulação das ondas cerebrais, promovendo a restauração de padrões específicos de atividade cerebral. Quando a tela estava escurecida, impossibilitando a

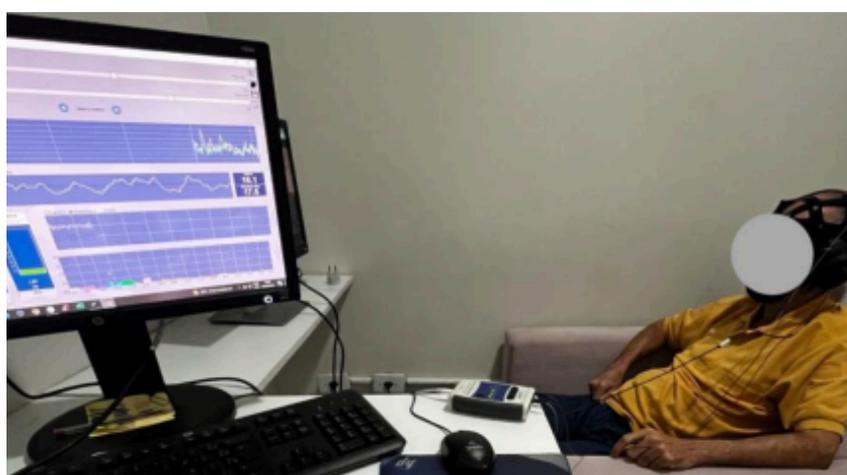
visualização do conteúdo, os voluntários eram orientados a se concentrar em relaxar o corpo e controlar a respiração. Esse procedimento ajudava no restabelecimento do padrão de atividade cerebral desejado e contribuiu para a modulação das ondas cerebrais, reforçando o processo de autoconhecimento e controle das respostas fisiológicas. A Figura 8, demonstra o funcionamento do vídeo durante o treinamento, destacando a remoção da tela escurecida, que serve de estímulo visual para o participante. Já a Figura 9 ilustra um indivíduo realizando uma sessão de treinamento com o neurofeedback, acomodado em uma cadeira confortável em um ambiente climatizado, proporcionando condições adequadas para a execução do procedimento.

Figura 9. Painel FRE% (tela do autor) exibido simultaneamente com um vídeo utilizado no treinamento de neurofeedback (segunda tela). Captura de tela dupla realizada em um computador do Laboratório de Neurodinâmica da UFPE, mostrando a aplicação da funcionalidade de tela escurecida (Shadon) do software FRE%.



Fonte: Própria da autora.

Figura 10. Sessão de treinamento com neurofeedback.



Fonte: Banco de dados do laboratório de Neurodinâmica (2024) com autorização para utilização da imagem.

#### 4.6 Análise Estatística

Após os treinamentos com o NFB, os dados foram processados utilizando o programa EEGLAB, que possibilitou o monitoramento do progresso dos participantes ao longo das sessões, permitindo uma análise detalhada da evolução dos resultados entre a 1ª, 12ª e 20ª sessão em relação à PSD. A taxa de amostragem adotada foi de 250 Hz.

Os dados do PSD foram utilizados como base para verificar se houve modulação do SMR de 12-15 Hz entre a 1ª, 12ª e 20ª sessão de treinamento. Com o software GraphPad Prism 5, foi possível realizar análises estatísticas e criar gráficos detalhados para uma melhor interpretação dos resultados. Os dados foram analisados pelo teste t pareado se normal ou Wilcoxon se não-normal para comparação pareada (antes e depois), com significância estabelecida em  $p < 0,05$ . Os resultados são expressos como média  $\pm$  erro padrão.

Neste estudo, a análise descritiva multidimensional do tipo Cluster foi empregada para examinar as variações nas frequências de onda dos participantes, com o objetivo de agrupar as informações de variáveis categóricas e identificar características interpretáveis dos grupos. Essa abordagem permitiu verificar respostas específicas dos indivíduos e determinar se eles se enquadravam em subpopulações. Dias (2010) destaca que o uso de clusters no NFB facilita a interpretação dos resultados em análises estatísticas.

## 5. RESULTADOS

Os dados relacionados ao PSD, obtidos a partir das variações nas faixas de SMR durante a 1ª e a 12ª sessões de cada voluntário, foram gerados pelo software EEGLAB e compilados em uma planilha. Essa planilha foi posteriormente importada para o software GraphPad Prism 5, onde foram realizadas análises estatísticas utilizando o teste de Wilcoxon ( $p < 0,05$ ) para comparar as variações de frequência entre as sessões.

Na primeira análise, foram consideradas as variações de SMR (12-15 Hz) de todos os voluntários como um único grupo (T). No entanto, a diferença entre as sessões não foi estatisticamente significativa, indicando que o efeito do treinamento não foi consistente para o grupo como um todo.

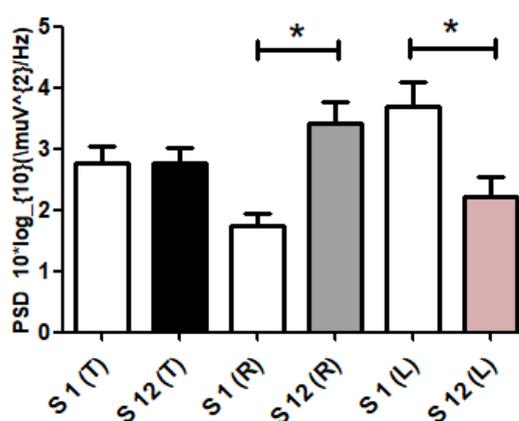
Diante desses resultados, verificou-se que alguns indivíduos apresentaram alterações individuais dentro da faixa esperada do SMR (12-15 Hz). Isso sugeriu a existência de subgrupos dentro da amostra total. Para explorar essa possibilidade, foi um critério para a reclassificação dos participantes. O critério adotado considerou indivíduos que apresentaram aumento no PSD em pelo menos duas das frequências componentes do SMR (12, 13, 14 ou 15 Hz). Com base nessa análise, a amostra foi subdividida em dois grupos:

- **Grupo rápido (R):** composto por 7 indivíduos que atenderam ao critério de aumento do PSD.
- **Grupo lento (L):** Composto por 8 participantes que não apresentaram o padrão esperado de variação segundo o critério estabelecido.

Com base no critério de análise estabelecido, uma nova avaliação estatística revelou que o grupo rápido apresentou um aumento considerável na modulação do SMR. Por outro lado, o grupo lento mostrou uma variação significativa, mas em direção oposta ao esperado, com uma redução na modulação do SMR. A seguir, será apresentado o Gráfico 1 que destaca as diferenças entre os resultados das três análises realizadas, proporcionando uma visualização clara das variações nos dados e permitindo a comparação da significância estatística entre os diferentes parâmetros e grupos analisados. As duas primeiras colunas da figura, identificadas como SMR (T), representam a variação no PSD entre a 1ª e a 12ª sessões de

treinamento, considerando todos os 15 voluntários como um único grupo. Já as colunas SMR (R) correspondem às variações de PSD dos indivíduos que atenderam aos critérios descritos anteriormente. Por fim, as colunas SMR (L) representam as variações de PSD dos indivíduos que não preencheram esses critérios.

Gráfico 1. Variações no PSD, referente à modulação do SMR entre a 1ª e a 12ª sessões de *neurofeedback*. O eixo X representa as diferentes análises realizadas, enquanto o eixo Y mostra os valores de PSD obtidos. As barras ilustram as diferenças observadas entre as análises. Em cada uma das três variáveis, as identificações de S1 e S12 correspondem, respectivamente, aos resultados da 1ª e da 12ª sessões. Os dados representam média  $\pm$  erro padrão da média. Significante(\*); Wilcoxon ( $p < 0.05$ ); (N=15 pessoas).

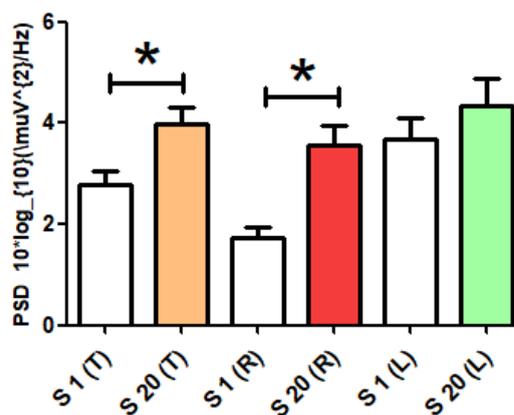


Fonte: Própria da autora.

Com base nesses achados iniciais, foi realizada uma segunda análise com os mesmos indivíduos do grupo original considerando os dados da 1ª e da 20ª sessão de treinamento. O objetivo foi verificar se um período mais longo de treinamento resultaria em mudanças mais consistentes na atividade do SMR. Os resultados mostraram que, após 20 sessões, houve um aumento estatisticamente significativo no SMR, sugerindo que um maior número de sessões pode ser essencial para a modulação dessa frequência. No entanto, uma nova análise estatística dos grupos rápidos e lentos, considerando o mesmo critério para 12 sessões, revelou um padrão diferente: enquanto os indivíduos do grupo rápido apresentaram um aumento ainda maior na modulação do SMR, os do grupo lento não mostraram variação estatisticamente relevante.

O Gráfico 2 apresenta os resultados dessa segunda análise, destacando que, embora o grupo, de forma geral, tenha mostrado um aumento significativo na modulação do SMR, essa tendência não foi observada em todos os indivíduos.

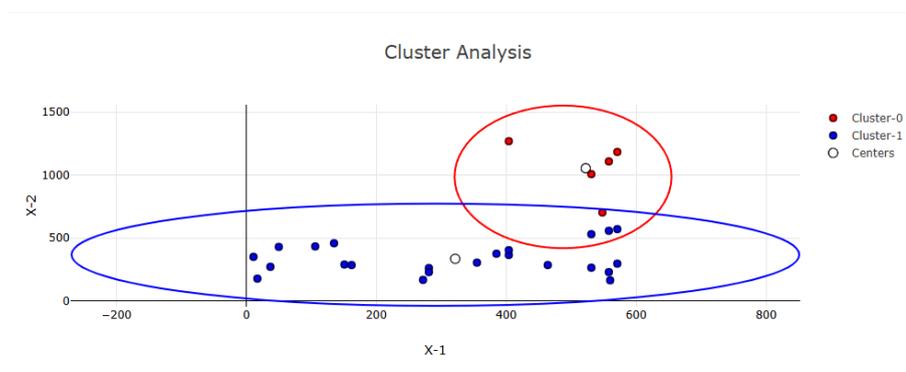
Gráfico 2. Variações no PSD, referente à modulação do SMR entre a 1ª e a 20ª sessões de neurofeedback. Em cada uma das três variáveis, as identificações de S1 e S20 correspondem, respectivamente, aos resultados da 1ª e da 20ª sessões. Os dados representam média  $\pm$  erro padrão da média. Significante(\*); Wilcoxon ( $p < 0.05$ ); (N=15 pessoas).



Fonte: Própria da autora.

Foi realizada uma análise de cluster para verificar se a amostra de todos os indivíduos era homogênea entre a 1ª e a 20ª sessões de neurofeedback. A identificação de dois clusters revelou que a população não era homogênea em sua resposta ao treinamento, o que fundamentou a decisão de dividir o grupo de acordo com o critério que originou os subgrupos rápidos e lentos. O Gráfico 3 seguinte demonstra ilustra esse resultado, demonstrando a separação dos clusters e a distinção entre os subgrupos.

Gráfico 3. Variações de frequência durante o treinamento com *neurofeedback*. No eixo X (horizontal), representado por "X-1", e no eixo Y (vertical), há "X-2". "Cluster-0" (círculo vermelho) e "Cluster-1" (círculo azul), centros marcados por um "o" branco. K=2. Os pontos vermelhos e azuis representam as variações de PSD referentes ao SMR de todos os participantes.



Fonte: Statistics Kingdom. (2025).

## 6. DISCUSSÃO

Os resultados da análise de variabilidade do SMR entre a 1ª e a 12ª sessão de treinamento não demonstraram uma diferença estatisticamente significativa para o grupo como um todo, indicando que o efeito do NFB não foi consistente em todos os participantes. Isso sugere que, embora o treinamento tenha sido conduzido de forma padronizada, a resposta ao NFB pode variar entre os participantes. Estudos apontam que a autorregulação da atividade cerebral, promovida pelo NFB, está relacionada a diferenças individuais na cognição e no comportamento, o que pode influenciar os efeitos da intervenção (Melo, 2018; Ruiz; Birbaumer; Sitaram, 2016). Além disso, a ausência de significância pode ser atribuída à heterogeneidade da amostra, que pode ter mascarado possíveis efeitos positivos do treinamento em subgrupos específicos.

A fim de explorar essa possibilidade, foi realizada uma reclassificação dos participantes com base em critérios de modulação do SMR, resultando na formação de dois subgrupos: o grupo rápido (R), composto por indivíduos que apresentaram aumento no PSD em pelo menos duas das frequências componentes do SMR (12, 13, 14 ou 15 Hz), e o grupo lento (L), formado por participantes que não demonstraram esse padrão de variação. A divisão da amostra em dois grupos sugere que a resposta ao NFB pode variar entre os indivíduos, com um subgrupo demonstrando uma modulação mais rápida do SMR, enquanto o outro não apresentou mudanças significativas. A análise comparativa entre esses grupos revelou padrões distintos de resposta ao neurofeedback. Enquanto o grupo rápido apresentou um aumento significativo na modulação do SMR, indicando uma resposta favorável ao treinamento, o grupo lento demonstrou uma variação na direção oposta, sugerindo que pode ter ocorrido dificuldades no aprendizado do neurofeedback ou a influência de fatores externos, como estado psicológico, variabilidade neurofisiológica e uso de medicamentos.

Os resultados do grupo lento (L), que não apresentaram variações significativas no PSD, também sugerem que fatores individuais podem influenciar a resposta ao NFB. Possíveis influências incluem características neurofisiológicas específicas, como a atividade basal do cérebro, além de fatores como motivação, neuroplasticidade e experiência prévia com treinamento cognitivo. Embora a

amostra de participantes do grupo lento seja relativamente pequena, esses achados indicam que a resposta ao NFB pode variar entre os indivíduos, o que reforça a necessidade de uma melhor compreensão das variáveis que impactam essa eficácia.

A existência de grupos com diferentes padrões de resposta ao treinamento reforça a ideia de que a eficácia do NFB pode não ser uniforme entre os participantes, destacando a complexidade da modulação das ondas cerebrais com essa técnica. Esses resultados têm implicações importantes para a prática clínica e a pesquisa sobre NFB. A heterogeneidade das respostas observadas indica que a eficácia do NFB pode depender de características individuais que merecem maior investigação, como o perfil neurofisiológico de cada participante.

A segunda análise, que considerou os dados da 1ª e da 20ª sessão de treinamento, trouxe insights adicionais sobre a eficácia do NFB na modulação do SMR. O aumento estatisticamente significativo na modulação do SMR após 20 sessões sugere que um maior número de sessões pode ser crucial para alcançar mudanças mais consistentes e duradouras nessa frequência, reforçando a ideia de que a resposta ao NFB pode ser gradual e exigir um período mais extenso de treinamento para produzir efeitos perceptíveis. Appolinário (2001) realizou um estudo com 36 sessões e observou que, embora os indivíduos inicialmente apresentassem dificuldades em compreender a técnica, entre as 12 e 14 sessões já demonstraram maior controle sobre o processo.

No entanto, quando analisamos novamente os grupos rápido e lento dentro desse contexto, a divisão dos resultados foi notavelmente distinta. Os indivíduos do grupo rápido não apenas mantiveram, mas apresentaram um aumento ainda mais significativo na modulação do SMR, indicando que esses participantes podem ter uma maior predisposição para responder positivamente ao NFB ao longo do tempo. Essa diferenciação entre os grupos se tornou ainda mais evidente na análise da 20ª sessão, onde o efeito cumulativo do treinamento se mostrou mais pronunciado no grupo rápido. Esse achado reforça a ideia de que, para esse subgrupo, o treinamento foi eficaz e que o número de sessões desempenha um papel essencial na potencialização da modulação do SMR.

Embora o grupo lento não tenha apresentado variação estatisticamente significativa na modulação do SMR ao longo de 20 sessões, os resultados indicam que, ao contrário do observado na análise de 12 sessões, esses indivíduos não demonstraram uma diminuição do SMR. Esse achado sugere que eles podem estar em um processo de adaptação ao treinamento, e que um período mais longo de sessões poderia ser necessário para que efeitos mais evidentes surgissem. Assim, aumentar o número de sessões pode ser uma estratégia promissora para esse perfil de participantes, especialmente considerando que a autorregulação das ondas cerebrais pode demandar um tempo maior para se estabelecer em determinados indivíduos.

Outra variável que pode ter influenciado os resultados de todos os participantes, apesar do aumento global na modulação do SMR após 20 sessões, é o número reduzido da amostra (15 indivíduos). Um tamanho amostral pequeno pode limitar a generalização dos achados e dificultar a identificação de padrões mais robustos. Além disso, o uso de medicamentos por parte de alguns participantes do grupo lento pode ter interferido na resposta ao NFB. Cinco dos indivíduos desse grupo faziam uso de fármacos com diferentes mecanismos de ação sobre o sistema nervoso central: 1 utilizava lamotrigina, 1 anticonvulsivante frequentemente empregado no tratamento do transtorno bipolar, que pode afetar a estabilidade da atividade neural; 1 outro utilizava Seakalm (*Passiflora incarnata*), um fitoterápico com efeitos calmantes, que pode influenciar o estado de alerta necessário para o treinamento; 1 terceiro tomava Ritalina, um psicoestimulante que atua sobre a dopamina e pode modificar padrões de atenção e excitação cerebral; e outro utilizava oxalato de escitalopram, um inibidor seletivo da recaptação de serotonina (ISRS), que pode modular o humor e a plasticidade neural. Segundo Viel (2014), a administração concomitante de medicamentos que atuam no sistema nervoso central (SNC) pode resultar em interações medicamentosas significativas, afetando a eficácia terapêutica e aumentando o risco de efeitos adversos. Considerando esses fatores, tais interações podem potencialmente influenciar os resultados do treinamento.

Essas variáveis reforçam a necessidade de considerar o perfil neurofisiológico e farmacológico dos participantes ao interpretar os efeitos do NFB. Diferentes

estados cerebrais de base podem influenciar a capacidade de modulação do SMR e justificar as discrepâncias observadas entre os subgrupos. Dessa forma, estudos futuros poderiam avaliar com mais profundidade a influência desses fatores na resposta ao treinamento, possivelmente segmentando os participantes não apenas com base em sua velocidade de resposta ao NFB, mas também levando em conta o uso de substâncias que alteram a atividade neural.

Além do uso de medicamentos, outro fator que pode ter influenciado a resposta ao NFB é a prática de atividade física. No grupo rápido, três indivíduos relataram praticar exercícios regularmente, sendo dois envolvidos com musculação e um com caminhada. Da mesma forma, no grupo lento, três participantes também realizavam atividades físicas, sendo um praticante de corrida, outro de caminhada e um terceiro de musculação.

A atividade física está associada a diversas adaptações neurofisiológicas, incluindo o aumento da neuroplasticidade, a regulação do eixo hipotálamo-hipófise-adrenal e a melhora na modulação das ondas cerebrais (Barcelos et.al., 2021; Coelho, 2024; De Alencar Rocha, 2014; Vorkapic-Ferreira et.al., 2017). Evidências sugerem que exercícios aeróbicos e de resistência podem influenciar a função cerebral, promovendo adaptações neurofisiológicas associadas à atividade cortical e à autorregulação neural (Vorkapic-Ferreira et.al., 2017). Esses efeitos podem contribuir para melhorias na modulação do SMR durante o treinamento com NFB, embora mais estudos sejam necessários para esclarecer essa relação específica.

Embora a prática de exercícios tenha sido observada em ambos os grupos, a intensidade, a regularidade e o tipo de atividade provavelmente desempenham um papel relevante na resposta ao treinamento. Os participantes do grupo rápido podem ter se beneficiado de uma maior eficiência na regulação das funções corticais, facilitando a modulação do SMR em um período mais curto. Já no grupo lento, fatores individuais como o estado neurofisiológico basal, a adaptação ao treinamento e possíveis interferências externas podem ter atenuado esse efeito.

Considerando esses achados, futuras pesquisas poderiam investigar de forma mais detalhada a influência da atividade física na resposta ao NFB, avaliando

parâmetros como frequência, intensidade e duração dos exercícios, bem como seu impacto sobre a neuroplasticidade e a modulação das ondas cerebrais. Essa abordagem poderia contribuir para a compreensão dos fatores que otimizam o treinamento e auxiliar na personalização dos protocolos de NFB para diferentes perfis de participantes.

Durante esta pesquisa não foram encontrados na literatura, dados que considerassem a combinação de múltiplos parâmetros para análise de treinamento com NFB. Dessa forma, estudos futuros que adotem uma abordagem mais detalhada e multifacetada da evolução dos treinamentos são necessários. Além disso, é importante desenvolver e padronizar métodos para determinar quando e como aplicar diferentes tipos de estímulos, durante os treinamentos, o que pode melhorar a consistência e eficácia dos protocolos de NFB.

Esses resultados têm implicações importantes tanto para a prática clínica quanto para futuras investigações sobre o NFB. A heterogeneidade das respostas observadas, tanto entre os grupos quanto dentro dos subgrupos, indica que a eficácia do NFB não é homogênea e pode depender de características individuais que merecem maior investigação. Futuros estudos poderiam se beneficiar da segmentação de grupos com base em características neurofisiológicas basais, como a amplitude das ondas cerebrais, ou variáveis externas, como motivação, qualidade do sono e uso de medicamentos. Além disso, a personalização dos protocolos de treinamento, adaptando-os ao perfil específico de cada participante, pode ser uma estratégia promissora para maximizar os efeitos do NFB e garantir resultados mais consistentes.

Diante dos dados apresentados, o número de sessões e o tamanho do grupo de participantes podem ter influenciado os resultados. A expansão do treinamento para mais sessões, bem como o aumento do espaço amostral, poderia oferecer uma visão mais abrangente sobre os efeitos do NFB. Esse aumento no número de sessões também pode fortalecer a hipótese de que os participantes ainda estivessem no processo de adaptação ao treinamento, o que possivelmente impediu a obtenção dos resultados esperados.

A análise estatística realizada com base no intervalo de 20 minutos durante as sessões poderia, explorar diferentes janelas temporais para uma análise mais

detalhada do progresso ao longo do treinamento. Outros tipos de testes estatísticos além do teste Wilcoxon ( $p < 0.05$ ) também podem ser aplicados, permitindo uma avaliação mais abrangente e robusta dos resultados.

Esses resultados podem fornecer insights valiosos para futuras investigações sobre os fatores que influenciam a modulação do SMR em diferentes perfis neurofisiológicos. Além disso, ressaltam a importância de considerar diferenças individuais na resposta ao neurofeedback e reforçam a necessidade de abordagens personalizadas para otimizar os efeitos do treinamento. Fatores como estado emocional, engajamento e possíveis interferências externas devem ser levados em conta em estudos futuros para compreender melhor os mecanismos subjacentes à modulação do SMR. Além disso, investigações futuras podem explorar os fatores determinantes para a diferenciação entre respondedores e não-respondedores, avaliar a influência de variáveis como medicação e qualidade do sono no desempenho do treinamento e propor ajustes metodológicos para potencializar os efeitos positivos do NFB, considerando as particularidades de cada perfil de resposta.

Com base nos resultados obtidos no presente estudo e também na literatura, é possível considerar que a pesquisa com NFB necessita de critérios claros quanto à avaliação dos resultados. Por exemplo, quando Hasslinger e colaboradores publicaram, no artigo científico de 2022, que não encontraram efetividade quanto à melhora de pacientes com TDAH, tal foi obtido após treinamento com cerca de 200 pessoas. No entanto, o mesmo autor escreve em sua tese de doutorado (HASSLINGER, 2022), o seguinte parágrafo: *“Based on the results of the qualitative study, we can conclude that there are many different strategies that are being used in SCP-NF. However, it seems that primarily strategies that regulate the participants’ “State-of-Mind” are associated with more beneficial outcomes, at least when considering self-perceived improvements, and self-regulation. It can also be concluded that a substantial portion of participants fail to grasp how to self-regulate”*. Tal significa que, na visão do autor, o “estado mental” do participante, associado ao fato de conseguir criar ou não estratégias mentais para se auto regular, pode ser crucial para o desfecho do treinamento. Em nossos dados, tal foi bem evidente. Quando consideramos o número total dos participantes, não houve diferença estatisticamente significativa entre a intensidade da oscilação de SMR antes e

depois do treinamento. No entanto, quando criamos um critério claro para separar os participantes em dois subgrupos, que denominamos “rápidos” ou “lentos” quanto à velocidade de progresso, houve uma diferença estatisticamente significativa entre eles. Isso sugere que o NFB não pode ser encarado como um “fármaco”, ou estimulação externa ao sistema nervoso, mas sim como uma ferramenta que muda o cérebro de “dentro para fora”, em autorregulação. Esta autorregulação, em sua essência depende da capacidade/velocidade da plasticidade neural, que pode ser influenciada por diversos fatores, como a idade, alimentação, atividade física, genética etc. O NFB é um tipo de aprendizagem. E as pessoas não aprendem na mesma velocidade. Mas quando, por limitações de tempo ou recursos, fixa-se o número de sessões numa pesquisa, e não utiliza-se nenhum critério para subdividir os voluntários quanto à velocidade de plasticidade e evolução no treinamento, corre-se o risco de não se observar diferenças estatisticamente significantes.

## 7. CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo confirmam que o treinamento com NFB é capaz de aumentar a oscilação do ritmo SMR (12-15 Hz) em voluntários saudáveis, conforme esperado. No entanto, essa modulação ocorre em diferentes velocidades, permitindo a classificação dos participantes em grupos 'rápidos' e 'lentos' com base na progressão do treinamento. Essa diferenciação sugere que a velocidade de resposta ao NFB pode estar associada à variabilidade na neuroplasticidade individual.

A reavaliação dos grupos ao longo das sessões mostrou que os indivíduos classificados como 'rápidos' não apenas mantiveram a modulação do SMR, mas demonstraram um aumento progressivo dessa atividade, sugerindo um efeito cumulativo do treinamento. Esse achado reforça a hipótese de que a repetição das sessões de NFB pode potencializar a modulação do SMR em determinados indivíduos, possivelmente devido a uma maior eficiência na adaptação aos mecanismos de autorregulação neural. Por outro lado, os participantes do grupo 'lento' apresentaram uma evolução mais gradual, o que indica que o tempo necessário para internalizar os efeitos do treinamento pode variar entre os indivíduos, refletindo diferenças na plasticidade cerebral e na responsividade ao NFB.

## REFERÊNCIAS

ANGELAKIS, E.; HATZIS, A.; PANOURIAS, I. G.; SAKAS, D. E. Brain-computer interface: a reciprocal self-regulated neuromodulation. *Acta Neurochirurgica Supplement*, v. 97, n. Pt 2, p. 555-559, 2007. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17691347/>. Acesso em: 20/01/2025.

APPOLINÁRIO, Fabio. Avaliação dos efeitos do treinamento em neurofeedback sobre o desempenho cognitivo de adultos universitários. 2001. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

ARAGÃO, Laura Carolina Lemos. Diagnóstico e tratamento do TDA/H: investigação dos critérios utilizados por diferentes categorias profissionais da cidade de Natal-RN. 2015. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio Grande do Norte.

ARNS, Martijn; HEINRICH, Hartmut; STREHL, Ute. Evaluation of neurofeedback in ADHD: the long and winding road. *Biological psychology*, v. 95, p. 108-115, 2014.

BACKYARD BRAINS. Motor Cortex and Sensory Cortex. 2018. Disponível em: <https://blog.backyardbrains.com/2018/06/creating-professor-x/motor-cortex-and-sensory-cortex/>. Acesso em: 02/02/2025.

BANASCHEWSKI, Tobias; BRANDEIS, Daniel. Annotation: what electrical brain activity tells us about brain function that other techniques cannot tell us—a child psychiatric perspective. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, v. 48, n. 5, p. 415-435, 2007.

BARCELOS, Elisa Valente et al. Estimulação cerebral não-invasiva E exercícios físicos impactam variáveis cognitivas de idosos com comprometimento cognitivo leve. *Perspect. Online: Biol. & Saúde, Campos Dos Goytacazes*, v. 37, n. 11, p. 36-49, 2021.

BEAR, Mark F.; CONNORS, Barry W.; PARADISO, Michael A. *Neurociências: desvendando o sistema nervoso*. Artmed editora, 2017.

BELIME, Leonard T. **Neurofeedback: Reforço do Ritmo Sensoriomotor com Montagem Bipolar em Jovens Surfistas**. 2019. Dissertação de Mestrado. Universidade do Porto (Portugal).

BRAIN TRAINER INTERNATIONAL BRASIL (BTI BRASIL). Neurofeedback. 2025. Disponível em: <https://btibrasil.com.br/neurofeedback/>. Acesso em: 21 fev. 2025.

BONINI-ROCHA, Ana Clara et al. Metodologia para observação e quantificação de sinais de EEG relativos a evidências cognitivas de aprendizagem motora. *Ciências & Cognição*, v. 13, n. 2, p. 27-50, 2008.

BUDZYNSKY, T. H. (1999). From EEG to neurofeedback. In: J. R. Evans & A. Abarbanel (Orgs.), *Introduction to quantitative EEG and neurofeedback*. New York: Academic Press.

BUDZYNSKI, Thomas H.; EVANS, Thomas R.; ABARBANEL, Alexander A. Introduction to quantitative EEG and neurofeedback: Advanced theory and applications. 2. ed. Burlington: Academic Press, 2009.

BUENO, Leandro. Interface Cérebro-Computador Baseada em EEG Utilizando Redes Neurais Auto-Organizadas. 2017. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Espírito Santo, Brazil.

CABALLO, Vicent E.; CLAUDINO, Marta Donila. Manual de técnicas de terapia e modificação do comportamento. Santos, 1996.

CACIOPPO, John T. et al. Multilevel integrative analyses of human behavior: social neuroscience and the complementing nature of social and biological approaches. Psychological bulletin, v. 126, n. 6, p. 829, 2000.

CANTARELLI, Thamiris Lins; JÚNIOR, J. J. A. M.; JÚNIOR, S. L. S. Fundamentos da medição do eeg: Uma introdução. Semin. ELETRONICA E AUTOMAÇÃO, Ponta Grossa, 2016.

CAPARELLI, Thiago Bruno. "Projeto e desenvolvimento de um sistema multicanal de biotelemetria para detecção de sinais ECG, EEG e EMG." (2007).

CASAGRANDE, Wagner Dias. Identificação de estado mental de atenção através do eeg para treinamento com neurofeedback. 2019. Tese de Doutorado. Master's thesis, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica-Universidade Federal do Espírito Santo.

CHAVES, José Mário. Neuroplasticidade, memória e aprendizagem: Uma relação atemporal. Revista Psicopedagogia, v. 40, n. 121, p. 66-75, 2023.

CHEN, Chao et al. Efficacy evaluation of neurofeedback-based anxiety relief. Frontiers in Neuroscience, v. 15, p. 758068, 2021.

COELHO, Luiza Rocha Pinto et al. Exercício físico e regulação hormonal: novas perspectivas e impactos metabólicos. Brazilian Journal of Health Review, v. 7, n. 9, p. e74299-e74299, 2024.

CRUZ, Luciana Hoffert Castro. Bases neuroanatômicas e neurofisiológicas do processo ensino e aprendizagem. A Neurociência e a Educação: Como nosso cérebro aprende?, p. 5, 2016.

DA MOTA GOMES, Marleide. Bases fisiológicas do eletroencefalograma. Revista Brasileira de Neurologia, v. 51, n. 1, 2015.

DA ROSA, Cátia Pereira. Neurociência: uma aliada no processo de aprendizagem escolar. Sananduva, 2014.

DA SILVA, Sindia Liliane Demartini; SCHEFFER, Nilce Fatima. O jogo digital on-line e as funções cognitivas de atenção e memória em Matemática: um estudo em neurociências. Revista Brasileira de Ensino de Ciências e Matemática, v. 2, n. 1, p. 150-171, 2019.

DE ALENCAR ROCHA, Anna Karynna Alves et al. Plasticidade do sistema nervoso central influenciada pelo exercício físico: importância clínica. *Brasília Med*, v. 51, n. 3.4, p. 237-244, 2014.

DE FIGUEIREDO, Bárbara Queiroz et al. Novas observações sobre as funções atribuídas ao córtex insular: uma revisão integrativa de literatura. *Research, Society and Development*, v. 11, n. 6, p. e24911629192-e24911629192, 2022.

DELORME, A.; PALMER, J.; ONTON, J; OOSTENVELD, R.; MAKEIG, S. Independent EEG Sources Are Dipolar, *PLoS ONE*, v. 7, n. 2, 2012.

DE SILVA, Daswin; ALAHAKOON, Daminda; DHARMAGE, Shyamali. Cluster analysis using the GSOM: Patterns in epidemiology. In: 2007 Third International Conference on Information and Automation for Sustainability. IEEE, 2007. p. 63-69.

DIAS, Álvaro Machado. Tendências do neurofeedback em psicologia: revisão sistemática. *Psicologia em Estudo*, v. 15, p. 811-820, 2010.

DOPPELMAYR, M.; WEBER, E. Effects of SMR and theta/beta neurofeedback on reaction times, spatial abilities, and creativity. *Journal of Neurotherapy*, v. 15, n. 2, p. 115- 129, 2011.

ENRIQUEZ-GEPPERT, Stefanie; HUSTER, René J.; HERRMANN, Christoph S. EEG-neurofeedback as a tool to modulate cognition and behavior: a review tutorial. *Frontiers in human neuroscience*, v. 11, p. 51, 2017.

FRANÇA, Jonathan V.; FERRAZ, Avenida Marcondes; MIRANDA, Welber LA. PROCESSAMENTO DE NEUROSINAIS DO HARDWARE MINDWAVE-ANÁLISE DE RUÍDOS E FILTROS PARA OBTENÇÃO DO ESPECTRO DE FREQUÊNCIAS. 2018.

FRAGA, Alex Sousa et al. O biofeedback como ferramenta de auxílio ao desempenho cognitivo ou motor: uma revisão narrativa dos estudos não-clínicos realizados no Brasil. 2022.

FERREIRA, Maria Rui Silva. O neurofeedback como coadjuvante da fisioterapia: uma revisão narrativa. 2017. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Universidade Fernando Pessoa, Porto.

FERREZ, Pierre W.; MILLÁN, José del R. You are wrong!---automatic detection of interaction errors from brain waves. In: Proceedings of the 19th international joint conference on artificial intelligence. 2005.

FIRMINO, Laís Silva; BRAZ, Natália Santos. Neurociência: Uma Revisão Bibliográfica de como o Cérebro Aprende/Neuroscience: A Bibliographic Review on How the Brain Learns. ID on line. *Revista de psicologia*, v. 14, n. 53, p. 999-1009, 2020.

GRUZELIER, John H. EEG-neurofeedback for optimising performance. I: A review of cognitive and affective outcome in healthy participants. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, v. 44, p. 124-141, 2014.

HAMMOND, D. Corydon. Neurofeedback treatment of depression and anxiety. *Journal of Adult Development*, v. 12, p. 131-137, 2005.

HARVEY, Allison G. et al. Sleep disturbance as transdiagnostic: consideration of neurobiological mechanisms. *Clinical psychology review*, v. 31, n. 2, p. 225-235, 2011.

HUANG, Tina L.; CHARYTON, Christine. A comprehensive review of the psychological effects of brainwave entrainment. *Database of Abstracts of Reviews of Effects (DARE): Quality-assessed Reviews [Internet]*, 2008.

HSU, Wei-Yen. Application of competitive Hopfield neural network to brain-computer interface systems. *International journal of neural systems*, v. 22, n. 01, p. 51-62, 2012.

IRIARTE J.; ARTIEDA J. *Manual de neurofisiología clínica*. Ed. Médica Panamericana. 2013.

JARDIM, Diogo dos Santos. *Remoção de artefatos em EEG para Neurofeedback*. 2017.

JASPER, Herbert H. The ten twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, v. 10, p. 371-375, 1958.

JOHNSTONE, S. J. et al. EEG datasets for motor imagery brain-computer interface. *Scientific Data*, v. 4, p. 170050, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1038/sdata.2017.50>

JÚNIOR, Murilo Alencar Alves. *Projeto de um amplificador CMOS de baixo ruído e baixo consumo de potência para*. 2015.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. *Principles of Neural Science*. 4. ed. Nova York: McGraw-Hill, 2000

KROPOTOV, Juri D. *Quantitative EEG, event-related potentials and neurotherapy*. Academic Press, 2010.

LEE, Felix et al. Feature mapping using PCA, locally linear embedding and isometric feature mapping for EEG-based brain computer interface. *na*, 2004.

LENT, Roberto. *100 bilhões de neurônios*. Rio de Janeiro: Editora Atheneu, 2010.

LONDERO, I.; GOMES, J. S. Neurofeedback hemoencefalográfico (HEG): possibilidades de aplicações no campo da saúde. *Ciências & Cognição*, v. 19, n. 3, 2014.

Markiewicz, R. (2017). The use of EEG biofeedback/neurofeedback in psychiatric rehabilitation. *Psychiatr. Polska* 51, 1095–1106. doi: 10.12740/PP/ 68919.

MASTERPASQUA, Frank; HEALEY, Kathryn N. Neurofeedback in Psychological Practice. *Professional psychology: Research and practice*, v. 34, n. 6, p. 652, 2003.

MELO, Bruno Raphael Pastor de. Identificação de estados emocionais complexos com base em ressonância magnética e eletroencefalografia: uma abordagem com cenário de realidade virtual. 2018.

MELO, Tiago Lira et al. CÉREBRO NA CONTRAÇÃO MUSCULAR. *REVISTA DE TRABALHOS ACADÊMICOS-UNIVERSO RECIFE*, v. 5, n. 2, 2019.

MINGUILLON, Jesus; LOPEZ-GORDO, M. Angel; PELAYO, Francisco. Trends in EEG-BCI for daily-life: Requirements for artifact removal. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 31, p. 407-418, 2017.

MONASTRA, Vincent J. et al. Electroencephalographic biofeedback in the treatment of attention-deficit/hyperactivity disorder. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, v. 30, n. 2, p. 95-114, 2005. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16013783/>. Acesso em: 21/01/2025.

MÜLLER-GERKING, Johannes; PFURTSCHELLER, Gert; FLYVBJERG, Henrik. Designing optimal spatial filters for single-trial EEG classification in a movement task. *Clinical neurophysiology*, v. 110, n. 5, p. 787-798, 1999.

MUNIZ, Fábio. Hemisfério cerebral esquerdo: 4 de 5 lobos: frontal, parietal, occipital, temporal. Lobo da ínsula. 2011. Imagem. Disponível em: <https://canal.cecierj.edu.br/recurso/7457>. Acesso em: 12 fev. 2025.

MYERS, Jane E.; YOUNG, J. Scott. Brain wave biofeedback: Benefits of integrating neurofeedback in counseling. *Journal of Counseling & Development*, v. 90, n. 1, p. 20-28, 2012.

NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G. Motor imagery and action observation: modulation of sensorimotor brain rhythms during mental control of a brain-computer interface. *Clinical Neurophysiology*, v. 120, n. 2, p. 239-247, 2009. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19121977/>

NUNEZ, P. L.; SRINIVASAN, R. *Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG*. 2. ed. Nova York: Oxford University Press, 2005.

OLIVEIRA, Tayzes Hagabea Dantas de. Neurofeedback em alunos universitários para reduzir ansiedade. 2024. Trabalho de Conclusão de Curso.

OTHMER, Susan F. Interhemispheric EEG training. **Journal of Neurotherapy**, v. 9, n. 2, p. 87-96, 2005.

PANTOJA, Andreyson Farias et al. Neurociência e TDAH: Explorando Conexões Cerebrais e Avanços em Intervenções Terapêuticas. *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences*, v. 6, n. 1, p. 471-490, 2024.

PAULA, Giovana et al. Neuropsicologia da aprendizagem. 2006.

PEEK, Charles J. A primer of biofeedback instrumentation. 1995.

Pintado, I. S., and Llamazares, M. (2014). Description of the general procedure of a stress inoculation program to cope with the test anxiety. *Psychology* 5, 956–965. doi: 10.4236/psych.2014.58106.

PRICE, Jane; BUDZYNSKI, Thomas. Anxiety, EEG patterns, and neurofeedback. Introduction to quantitative EEG and neurofeedback: Advanced theory and applications, p. 453-470, 2009..XUE, Siyang et al. Unveiling frequency-specific microstate correlates of anxiety and depression symptoms. *Brain Topography*, v. 38, n. 1, p. 12, 2025.

PUGLIA, Giovana Vieira et al. Os benefícios do neuro-feedback no manejo do transtorno obsessivo compulsivo (TOC) The benefits of neuro-feedback in the management of obsessive compulsive disorder (OCD). *Brazilian Journal of Health Review*, v. 4, n. 6, p. 25646-25651, 2021.

PUTMAN, John A.; OTHMER, Siegfried. Phase sensitivity of bipolar EEG training protocols. *Journal of Neurotherapy*, v. 10, n. 1, p. 73-79, 2006.

REZENDE, Máxime Teixeira; DE MELO, Denise Mendonça. TREINAMENTO DE NEUROFEEDBACK EM PACIENTES IDOSOS: UMA REVISÃO BIBLIOGRÁFICA. *CADERNOS DE PSICOLOGIA*, v. 2, n. 4, 2021.

RIBAS, Valdenilson Ribeiro et al. Pattern of anxiety, insecurity, fear, panic and/or phobia observed by quantitative electroencephalography (QEEG). *Dementia & neuropsychologia*, v. 12, p. 264-271, 2018.

RIEMANN, Dieter et al. The neurobiology, investigation, and treatment of chronic insomnia. *The Lancet Neurology*, v. 14, n. 5, p. 547-558, 2015.

RODRIGUES, M. A. B. Desenvolvimento de um Instrumento Virtual para Aquisição de Análise de Sinais Bioelétricos. 1997. 155 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1997.

RUIZ, Sergio; BIRBAUMER, Niels; SITARAM, Ranganatha. Learned brain self-regulation for emotional processing and attentional modulation: From theory to clinical applications. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, v. 10, p. 62, 2016.

SANEI, Saeid; CHAMBERS, Jonathon A. EEG Signal Processing. Chichester: John Wiley & Sons, 2007.

SANTANA, Claudson Cerqueira; BIÃO, Menilde Araújo Silva. Eficácia do neurofeedback no tratamento da ansiedade patológica e transtornos ansiosos: revisão sistemática da literatura. *Psicologia, saúde & doenças*, v. 19, n. 2, p. 234-242, 2018.

SILVA, M. G. N. M. Redes Neurais Artificiais para o Reconhecimento de padrões de EEG durante o Movimento e Imaginação do Movimento das mãos. 2014. 148 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2014.

SILVA, Bruno Urbano et al. Mapeamento cerebral durante atividade cognitiva. 2021.

SILVA-SAUER, Leandro da et al. Brain-computer interface: Proposal of a shaping-based training. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 29, p. 123-132, 2013.

SPECKMANN, E. J.; WALDEN, J. Mechanisms underlying the generation of cortical field potentials. *Acta Oto-Laryngologica*, v. 111, n. sup491, p. 17-24, 1991.

Statistics Kingdom. (2025). Variações de frequência durante o treinamento com neurofeedback. Disponível em: <https://www.statskingdom.com/>.

STERMAN, Maurice B.; HOWE, Richard C.; MACDONALD, Lorraine R. Facilitation of spindle-burst sleep by conditioning of electroencephalographic activity while awake. *Science*, v. 167, n. 3921, p. 1146-1148, 1970.

STERMAN, M. B.; FRIAR, L. Suppression of seizures in an epileptic following sensorimotor EEG feedback training. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, v. 33, n. 1, p. 89-95, 1972.

STERMAN, M. B.; LOPRESTI, R. W.; FAIRCHILD, M. D. Electroencephalographic and behavioral studies of monomethyl hydrazine toxicity in the cat. *Journal of Neurotherapy*, v. 14, n. 4, p. 293-300, 2010.

STERMAN, M. B.; EGNER T. Foundation and practice of neurofeedback for the treatment of epilepsy. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. v. 31, n.1, p. 21–35, 2006.

ULBRICHT, Vania Ribas. Neurociência: aplicações interdisciplinares da atualidade. *Pimenta Cultural*, 2022.

URIGÜEN, Jose Antonio; GARCIA-ZAPIRAIN, Begoña. EEG artifact removal—state-of-the-art and guidelines. *Journal of neural engineering*, v. 12, n. 3, p. 031001, 2015.

VERNON, David et al. The effect of training distinct neurofeedback protocols on aspects of cognitive performance. *International journal of psychophysiology*, v. 47, n. 1, p. 75-85, 2003.

VIEIRA, Jusciaane Chacon. Interface cérebro-máquina utilizando o eeg humano: Movendo o avatar num ambiente virtual utilizando atividade elétrica do cérebro. 2018.

VIEL, Amanda Martins et al. Interações medicamentosas potenciais com benzodiazepínicos em prescrições médicas de pacientes hospitalizados. **Revista de Ciências Farmacêuticas Básica e Aplicada**, v. 35, n. 4, 2014.

VORKAPIC-FERREIRA, Camila et al. Nascidos para correr: a importância do exercício para a saúde do cérebro. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 23, n. 06, p. 495-503, 2017.

WALKER, Matthew P. The role of sleep in cognition and emotion. *Annals of the New York Academy of Sciences*, v. 1156, n. 1, p. 168-197, 2009.

WANDERLEY NETO, Ruy. Efeitos do treinamento com neurofeedback na razão (TETA+ BETA)/SMR sobre o estresse percebido e funções atencionais avaliadas pela tarefa de Simon. 2018.

WIDMAIER, E. P.; RAFF, H.; STRANG, K. T. *Fisiologia Humana: Os mecanismos das funções corporais*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2006.

ZUCCONI, Rafaela Valadares et al. Neuroimagem e dependência de jogos eletrônicos: uma revisão da literatura. *Journal Archives of Health*, v. 5, n. 3, p. e2220-e2220, 2024.

## APÊNDICE A – Artigo aprovado no VIII SABIO 2024: Electrophysiological Indicators of Neurofeedback Training (Indicadores eletrofisiológicos do treinamento de neurofeedback).

VIII Simpósio Internacional de  
Inovação em Engenharia Biomédica



### Electrophysiological Indicators of Neurofeedback Training

<sup>1</sup>Amanda de Andrade Soares, UFPE (amanda.asoares@ufpe.br)

<sup>2</sup>Tayzes Hagabea Dantas de Oliveira, UFPE (tayzes.hagabea@ufpe.br)

<sup>3</sup>Marjorie Fernanda Barros Lins, UFPE (marjorie.lins@ufpe.br)

<sup>4</sup>Sônia Loreto de Miranda, Fonoaudióloga Clínica e Pesquisadora Associada ao Laboratório de Neurodinâmica (sonialoretodemiranda@gmail.com)

<sup>5</sup>Rosemary Farias Tenório, Mestranda PPG (Engenharia Biomédica) UFPE (rosemary.tenorio@ufpe.br)

<sup>6</sup>Marcelo Cairrão Araujo Rodrigues, UFPE (marcelo.carodrigues@ufpe.br)

**Abstract**—Neurofeedback training, based on the electrical activity of the electroencephalography (EEG), seeks to reestablish adequate electrophysiological patterns to treat neurological and psychological disorders, in addition to improving cognitive abilities and well-being. Neurofeedback allows the modulation of specific brain rhythms, such as Sensorimotor Rhythm (SMR). SMR (12 to 15 Hz), related to the sensorimotor cortex, is associated with improvements in attention and the reduction of stress and anxiety, being effective in conditions such as ADHD, insomnia and epilepsy. The inhibition of high-beta waves (18-30 Hz), is related to reducing anxiety. Although neurofeedback has existed since the 1960's, it is not yet known whether the effects are consistent across individuals or whether they may vary significantly, which makes it essential to explore the homogeneity or heterogeneity of the results in different populations. In a pilot study, 14 volunteers with electrophysiological patterns consistent with anxiety underwent 12 sessions of neurofeedback to increase sensorimotor rhythm (SMR) and reduce high-beta waves. The statistical analysis showed that the volunteers responded individually to the training, with two main groups that were identified through clusters: those with fast responses, which showed variations in SMR, and those with no responses, whose variations in SMR did not show statistical significance, at least until 12 training sections.

**Keywords**—Electroencephalography, anxiety, neurofeedback

#### I. INTRODUCTION

Brain activity plays an essential role in regulating mental health, and technological advances have allowed new ways of understanding and modulating this activity. In this context, it is important to develop methods that use this knowledge to improve quality of life, serving both as alternatives and complementary therapies to medications. Understanding the relationship between brain activity and anxiety symptoms is essential to developing effective interventions.

Although anxiety and stress are normal to a certain extent, when they cause significant suffering, they can evolve into Anxiety Disorders (DA SILVA VASCONCELOS; COSTA & BARBOSA, 2008). Technologies such quantitative electroencephalography (qEEG) and neurofeedback

have shown promise in analyzing and modulating neural activity associated with anxiety, offering a non-invasive approach to reducing symptoms and improving quality of life (SANTANA & BIÃO, 2018). QEEG is a non-invasive technique that analyzes the electrical activity of the brain by detecting bioelectrical signals on the surface of the scalp, allowing a global vision of brain functioning and being widely used in the diagnosis of neurological conditions, such as headaches, epilepsy and diseases psychiatric (CAPARELLI, 2007; CANTARELLI, MENDES JÚNIOR and STEVAN JR., 2016). Neurofeedback training, based on the electrical activity of the electroencephalography (EEG), seeks to reestablish adequate electrophysiological patterns to treat neurological and psychological disorders, in addition to improving cognitive abilities and well-being (SANTANA & BIÃO, 2018; DIAS, 2010). This approach aims to provide long-lasting treatments for anxiety, depression and attention deficit, without medication, and can prevent the side effects of psychotropic drugs, transforming the understanding and treatment of mental health (RUSSO, 2022; LENZ, 2022; HAMMOND, 2011).

Neurofeedback allows the modulation of specific rhythms, such as Sensorimotor Rhythm (SMR) and high-beta waves. SMR (12 to 15 Hz), related to the sensorimotor cortex, is associated with improvements in attention and the reduction of stress and anxiety, being effective in conditions such as ADHD, insomnia and epilepsy (WANDERLEY NETO, 2018; GADEA et al., 2020). These frequencies are relevant in neurofeedback, where modulation of rhythms can improve various neuropsychological conditions.

#### II. BACKGROUND

Studies on neurofeedback are important because, despite its existence since the 1960s, there is still controversy about its effectiveness, as evidenced by some research that questions its results (HASSLINGER et al., 2022). However, other studies,

such as that of Engelbregt (2016), indicate lasting effects even three years after the end of the training, suggesting that it can have a positive impact in the long term. Given the divergent scenario in the literature, it is crucial to conduct new studies to confirm the effectiveness of neurofeedback and better understand the possible changes in brain activity that it promotes. Furthermore, it is not yet known whether the effects are consistent across individuals or whether they vary significantly, which makes it essential to explore the homogeneity or heterogeneity of the results in different populations.

In literature it is not clear whether brain response to neurofeedback is homogenous or not in the population. The objective of this present work is to study changes in brain EEG oscillations after 12 sessions of neurofeedback in a population of college students, to test if there is evidence that the response is homogenous or not among participants.

### III. MATERIALS AND METHODS

Data collection and storage were carried out through qEEG and neurofeedback training, using the Optima + 4USB amplifier (Neurobit, Poland) and the TRAINERS' QEEG (TQ-7), registered in the scientific community through journals (Ribas, V. R.; Ribas; Martins, 2016a; Ribas, V. R. et al., 2018). Electrodes were positioned on the scalp with a neoprene cap, and a saline solution was applied to ensure good contact between the electrodes and the bone areas. EEGq follows the International System 10-20 (JASPER, 1958) and involves phases of eyes closed (1min), eyes open (1min) and eyes open while performing a mathematical task (subtracting numbers mentally, 1 min). These phases are repeated 5 times, or steps, each one recording 4 different electrodes of the 10-20 International System.

The research inclusion criteria were self-report of anxiety and/or learning difficulties. 14 volunteers were selected (4 men, 10 women, average age 29 years; range 21 to 55 years).

The TQ7 program is a method used from a quantitative point of view to identify all brain waves that are out of balance, causing learning difficulties and/or symptoms of depression, anxiety, bipolar affective disorder, panic, obsessive thoughts, cognitive distortions, pain chronic and/or compulsions (Ribas, V. R. et al., 2017). In present research, this software was used to identify electrophysiological markers of anxiety from qEEG recordings. After filtering the data,

TQ7 provides a report with all relevant EEG information.

For neurofeedback training, two electrodes (C3 for active, C4 for reference) monitored brainwaves during 20-minute sessions, supported by FRE% software. When participants reached desired electrophysiological patterns, they were rewarded on the screen by increasing the speed of characters in games (e.g., car racing or Pac-Man) or by removing a darkened screen in videos. These stimuli enhanced brainwave performance, re-establishing specific patterns. On average, two sessions per week were conducted, totaling 12 sessions.

There are neurofeedback protocols that include two types of waves, in which there is reinforcement of both, or an increase in one in relation to the other (Othmer, 2009; Marzbani, Marateb and Mansourian, 2016). The present research was based on the second protocol described, with the objective of increasing the SMR to reach the range of 12 to 15 Hz. The data from the 1st and 12th neurofeedback sessions were analyzed using the EEGLAB program, which enabled the acquisition of the values related to Logarithmic Power Spectral Density (LPSD). This analysis allows tracking the participants' progress over the sessions, detailing the variations in the frequencies of SMR waves. A Power Spectral Density (PSD) is the measure of a signal's power content versus frequency.

Using the MATLAB architecture as a base, EEGLAB offers comprehensive tools that allow everything from data filtering to time and frequency domain analysis (SILVA, 2021). The LPSD data was used as a basis to verify whether there was a decrease in high-beta waves and modulation of the 12-15 Hz SMR between the 1st and 12th training sessions. With the GraphPad Prism 5 software, it was possible to perform statistical analyzes and create detailed graphs for better interpretation of the results. Data were analyzed using the Wilcoxon test, with significance established at  $p < 0.05$ . Results are expressed as mean  $\pm$  standard error.

### IV. RESULTS AND DISCUSSION

The data related to LPSD, resulting from the variations in SMR ranges during the 1st and 12th sessions of each volunteer, were generated by the EEGLAB software and compiled into a spreadsheet. This spreadsheet was then imported into GraphPad Prism 5 software, where statistical analyses were performed using the Wilcoxon test ( $p < 0.05$ ) to compare frequency variations between sessions. The first analysis compared SMR variations (12-15 Hz),

## VIII Simpósio Internacional de Inovação em Engenharia Biomédica



considering the data from all volunteers as a group. However, the difference observed between sessions was not statistically significant, indicating that, although many individuals showed improvements, the effect was not consistent for the group as a whole.

After the initial results, it was found that some subjects showed individual changes in the training response within the expected SMR frequencies (12-15 Hz). Based on these observations, assuming that part of the individuals presented variations in SMR values, which suggested the existence of subpopulations in the sample space, a parameter was established for subsequent analyses, again using the Wilcoxon test ( $p < 0.05$ ). Based on cluster analysis, we assumed a parameter criteria for classification of the individuals. This parameter involved carrying out a statistical analysis focused only on individuals who showed an increase in the LPSD of at least two of the component frequencies of SMR (12, 13, 14 or 15 Hz). Based on this parameter, the new sample consisted of 8 individuals. The others, who did not fill the criteria, were the sample space composed of 6 subjects. The following figure shows the SMR variations in each analysis (Fig. 1).

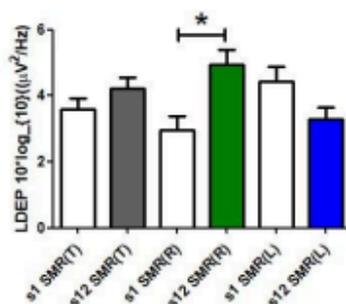


Figure 1. Graphical representation of SMR variations in each of the established conditions. The X-axis represents the different analyzes performed, while the Y-axis shows the LPSD values obtained (ranging from 0 to 6). The bars illustrate the differences observed between the analyses. In each of the four variables, the identifications of s1 and s12 correspond, respectively, to the results of the 1st and 12th neurofeedback training sessions. The sign (\*) indicates that there was statistical variation for the established parameter,  $p < 0.05$  Wilcoxon test. The vertical lines above the bars on the graph represent the standard deviation of the data, providing depth variability around the mean for each condition. Source: Author's own.

The first two columns in Fig. 1, depicted as SMR(T), correspond to the variation in LPSD considering all 14 volunteers as a group. Statistical analysis revealed no significant differences between the 1st and 12th training sessions (Fig. 1). Columns

SMR (R) (from rapid or fast response) in Fig. 1 correspond to the LPSD of individuals who filled the parameter criteria described before, in the 1st or 12th training section of neurofeedback. A considerable increase in SMR was observed (Fig. 1). Columns depicted as SMR (L) (from low or slow response) represent individuals who did not meet the parameters established and did not present significant differences when the LPSD of the 1st training section was compared to the 12th section (Fig. 1).

To verify whether there were grounds for establishing new subgroups with the original group's data, a Cluster analysis was conducted. This analysis allows for the grouping of nominal data, where the elements of a cluster exhibit high similarity to one another and high dissimilarity in relation to other groups (Silva, 2007).

In this study, the multidimensional descriptive analysis of the Cluster type was employed to examine the variations in the participants' wave frequencies. The aim was to group information from categorical variables and identify interpretable characteristics of the groups, following the methodology of Araújo (2015). Dias (2010) mentions the use of clusters in neurofeedback, emphasizing that this methodology facilitates the interpretation of results in statistical analysis.

A cluster analysis was conducted, revealing clusters of brain activity based on similar characteristics. The results showed that the data can be divided into two distinct subgroups, evidenced by two clearly defined clusters in the following graph.

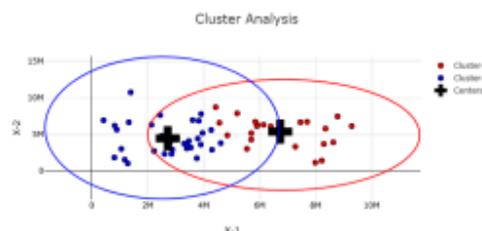


Figure 2. Graphical representation of clusters referring to frequency variations during neurofeedback training. On the X axis (horizontal), represented by "X-1", and on the Y axis (vertical), there is "X-2". These variations represent specific characteristics that have been grouped into two clusters: "Cluster-0" (indicated in red, correspond to the SMR R) and "Cluster-1" (indicated in blue, correspond to the SMR L), with their respective centers marked by a black "+". K=2 explains 0.4072% of the variance. Source: Statistics Kingdom software. The 56 circles in this figure represent the LPSD of the SMR frequencies (12, 13, 14 and 15 Hz) of all participants.

## VIII Simpósio Internacional de Inovação em Engenharia Biomédica



The separation between Cluster-0 (red) and Cluster-1 (blue) suggests that the neurofeedback data have characteristics that group them into two categories, indicating significant differences in brain activity patterns between the groups, corroborating the hypothesis of segregation of the data into two subgroups.

Given the data obtained, it was observed that the behavior of the study variables differed from what was expected. SMR statistical analysis supported the hypothesis that there are individual variations in the response of volunteers during neurofeedback training, resulting in the identification of two distinct groups: those with fast responses (R group) and those which were called low or slower (L group), that also could mean no response et al to neurofeedback training. Comparing variables revealed that the best approach to analyzing data is to follow well-defined parameters that take into account the variations in individual responses of subjects to training. This allows variables to be interpreted in different contexts, leading to distinct and more accurate observations.

Present study highlighted the importance of clear criteria in evaluating neurofeedback results. In a work from Hasslinger (2022), it was indicated that participants' "mental state" and ability to self-regulate are crucial factors for the success of training, especially in relation to the perception of improvements. In our data, there was no significant difference in SMR oscillation when considering all participants. However, when subdividing them based on the speed of progress ("fast" and "slow", or no response), interesting differences were observed, indicating that neurofeedback is a self-regulation tool that relies on neural plasticity.

Due to the limited amount of data available at this stage, this work was conducted as a pilot study. This preliminary approach allowed for testing the feasibility of the proposed methodology and identifying potential necessary adjustments. In the future, larger-scale studies will be conducted with a greater number of subjects, using the guidelines and insights obtained from this pilot study to provide a more solid and robust foundation for future investigations.

### V. CONCLUSION

Neurofeedback training is able to increase the amount of SMR oscillation (12-15 Hz) in healthy volunteers, as expected. But volunteers can be classified as "fast" or "slow" (or no response) in progression, possibly

reflecting the speed of individual neuroplasticity in response to training.

In conclusion, present data suggests that brain response to neurofeedback training may not be homogenous among people. Some people have a rapid response, others do not respond at all or may have low response.

### ACKNOWLEDGMENT (CNPQ and Propesq)

### REFERENCES

- [1] ARAGÃO, Laura Carolina Lemos. Diagnóstico e tratamento do TDA/H: investigação dos critérios utilizados por diferentes categorias profissionais da cidade de Natal-RN. 2015. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio Grande do Norte.
- [2] CANTARELLI, Thamiris Lins; JÚNIOR, J. J. A. M.; JÚNIOR, S. L. S. Fundamentos da medição do eeg: Uma introdução. Semin. ELETRONICA E AUTOMAÇÃO, Ponta Grossa, 2016.
- [3] CAPARELLI, Thiago Bruno. "Projeto e desenvolvimento de um sistema multicanal de biotelemetria para detecção de sinais ECG, EEG e EMG." (2007).
- [4] CASTILLO, Ana Regina GL., et al. "Transtornos de ansiedade." *Brazilian Journal of Psychiatry* 22 (2000): 20-23.
- [5] DA SILVA VASCONCELOS, Arilane; COSTA, Cristina; BARBOSA, Leopoldo Nelson Fernandes. Do transtorno de ansiedade ao câncer. *Revista da Sociedade Brasileira de Psicologia Hospitalar*, v. 11, n. 2, p. 51-71, 2008.
- [6] DIAS, Álvaro Machado. Tendências do neurofeedback em psicologia: revisão sistemática. *Psicologia em Estudo*, v. 15, p. 811-820, 2010.
- [7] ENGELBRECHT, Hessel J. et al. Short and long-term effects of sham-controlled prefrontal EEG-neurofeedback training in healthy subjects. *Clinical Neurophysiology*, v. 127, n. 4, p. 1931-1937, 2016.
- [8] GADEA, M., ALINO, M., HIDALGO, V., ESPERT, R., & SALVADOR, A. (2020). Effects of a single session of SMR neurofeedback training on anxiety and cortisol levels. *Neurophysiologie Clinique*, 50(3), 167-173.
- [9] GEDDES, L. A.; BAKER, L. E. Principles of Applied Biomedical Instrumentation. 3. ed. [Nova York]: John Wiley & Sons, 1989.
- [10] HAMMOND, D. Corydon. Placebos and neurofeedback: A case for facilitating and maximizing placebo response in neurofeedback treatments. *Journal of Neurotherapy*, v. 15, n. 2, p. 94-114, 2011.
- [11] HABIB, Leonardo Rosa et al. Neurofeedback como proposta de intervenção para performance no tiro esportivo: um estudo de caso. 2019.
- [12] HASSLINGER, John. Neurofeedback and working memory training in children and adolescents with ADHD. Tese de Doutorado. Karolinska Institutet (Suécia), 2022.
- [13] HASSLINGER, J., JONSSON, U., & BÖLTE, S. Immediate and sustained effects of neurofeedback and working memory training on cognitive functions in children and adolescents with ADHD: A multi-arm pragmatic randomized controlled trial. *Journal of attention disorders*, 26(T1), 1492-1506, 2022.
- [14] JARDIM, Diogo dos Santos. Remoção de artefatos em EEG para Neurofeedback. MS thesis. Universidade Federal de Pernambuco, 2017.
- [15] MARZBANI, H., Marateb, H., Mansourian, M. (2016). Methodological Note: Neurofeedback: A comprehensive Review on System Design, Methodology and Clinical Applications, *Basic and Clinical Neuroscience*, 7(2): 143-158.

## VIII Simpósio Internacional de Inovação em Engenharia Biomédica



- [16] MINGUILLON, J.; LOPEZ-GORDO, M. A.; PELAYO, F. Trends in EEG-BCI for daily-life: Requirements for artifact removal. Elsevier, *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 31, p. 407-418, 2017.
- [17] REZENDE, Máxime Teixeira; DE MELO, Denise Mendonça. TREINAMENTO DE NEUROFEEDBACK EM PACIENTES IDOSOS: UMA REVISÃO BIBLIOGRÁFICA. *CADERNOS DE PSICOLOGIA*, v. 2, n. 4, 2021.
- [18] OLIVEIRA, Carmen Luciane Souza Regis et al. The Functioning of the Brain Trained by Neurofeedback with Behavioral Techniques from a Learning Curve Perspective. *Journal of Psychology*, v. 3, n. 2, p. 13, 2016.
- [19] OTHMER, Siegfried. Neuromodulation technologies: An attempt at classification. *Introduction to quantitative EEG and neurofeedback: Advanced theory and applications*, p. 3-26, 2009.
- [20] RIBAS, Valdenilson Ribeiro et al. Patterns of anxiety, insecurity, fear, panic and/or phobia observed by quantitative electroencephalography (QEEG). *Dementia & neuropsychologia*, v. 12, p. 264-271, 2018.
- [21] ROCHA, Isabella Lanes et al. Análise e interpretação de sinais neurais para utilização eletroeletrônica. *Brazilian Journal of Development*, v. 8, n. 7, p. 50429-50444, 2022.
- [22] RODRIGUES, M. A. B. Desenvolvimento de um Instrumento Virtual para Aquisição de Análise de Sinais Bioelétricos. 1997. 155 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1997.
- [23] RUSSO, G. Michael; BALKIN, Richard S.; LENZ, A. Stephen. A meta-analysis of neurofeedback for treating anxiety-spectrum disorders. *Journal of Counseling & Development*, v. 100, n. 3, p. 236-251, 2022.
- [24] SANTANA, Claudson Cerqueira; BIÃO, Menilde Araújo Silva. Eficácia do neurofeedback no tratamento da ansiedade patológica e transtornos ansiosos: revisão sistemática da literatura. *Psicologia, saúde & doenças*, v. 19, n. 2, p. 234-242, 2018.
- [25] SILVA, Bruno Urbano et al. Mapeamento cerebral durante atividade cognitiva. 2021.
- [26] ULBRICHT, Vania Ribas. Neurociência: aplicações interdisciplinares da atualidade. Pimenta Cultural, 2022.
- [27] YOUNGWORTH, R. N.; GALLAGHER, B. B., & STAMPER, B. L. (2005). An overview of power spectral density (PSD) calculations. *Optical manufacturing and testing VI*, 5869, 206-216.

**ANEXO A – Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética.**

		<b>UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO CAMPUS RECIFE - UFPE/RECIFE</b>	
<b>PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP</b>			
<b>DADOS DO PROJETO DE PESQUISA</b>			
<b>Título da Pesquisa:</b> Pesquisa com neurofeedback em alunos universitários para reduzir ansiedade			
<b>Pesquisador:</b> Marcelo Cairrão Araujo Rodrigues			
<b>Área Temática:</b>			
<b>Versão:</b> 2			
<b>CAAE:</b> 69748523.9.0000.5208			
<b>Instituição Proponente:</b> CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS			
<b>Patrocinador Principal:</b> Financiamento Próprio			
<b>DADOS DO PARECER</b>			
<b>Número do Parecer:</b> 6.194.580			

**ANEXO B – Carta de Anuência do Laboratório de Neurodinâmica do Departamento de Fisiologia e Farmacologia.**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
PERNAMBUCO CENTRO DE BIOCÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE FISILOGIA E FARMACOLOGIA**

**CARTA DE ANUÊNCIA**

Declaro anuência para que o projeto intitulado “Pesquisa com Neurofeedback em alunos universitários para reduzir ansiedade”, seja realizado no **Laboratório de Neurodinâmica do Departamento de Fisiologia e Farmacologia da UFPE**. Esta pesquisa está sob a coordenação do professor Dr. Marcelo Cairrão Araujo Rodrigues, e demais alunos sob sua orientação. A pesquisa tem como objetivo analisar efeitos comportamentais e eletrofisiológicos do treinamento cerebral com *neurofeedback* em alunos da UFPE, com relação à ansiedade.

Esta autorização está condicionada ao cumprimento do (a) pesquisador (a) aos requisitos das Resoluções do Conselho Nacional de Saúde e suas complementares, comprometendo-se utilizar os dados pessoais dos participantes da pesquisa, exclusivamente para os fins científicos, mantendo o sigilo e garantindo a não utilização das informações em prejuízo das pessoas e/ou das comunidades.

Antes de iniciar a coleta de dados o/a pesquisador/a deverá apresentar a esta Instituição o Parecer Consubstanciado devidamente aprovado, emitido por Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, credenciado ao Sistema CEP/CONEP.

Recife, em 21/03/2023.

Chefe de Departamento  
**Prof. Leucio Duarte V. Filho**  
Chefe do Departamento de  
Fisiologia e Farmacologia/CCB  
Isape: 2069091

## ANEXO C – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
DEPARTAMENTO DE NUTRIÇÃO



### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (PARA MAIORES DE 18 ANOS OU EMANCIPADOS)

Convidamos o (a) Sr. (a) para participar como voluntário (a) da pesquisa intitulada **Pesquisa com neurofeedback em alunos universitários para reduzir ansiedade**, que está sob a responsabilidade do pesquisador MARCELO CAIRRÃO ARAUJO RODRIGUES, endereço de contato Av. Reitor Joaquim Amazonas - Cidade Universitária, Recife - PE, 50740-570, telefone: (81) 982069779, e-mail: marcelo.carodrigues@ufpe.br para contato com pesquisador responsável (inclusive ligações a cobrar).

Todas as suas dúvidas podem ser esclarecidas com o responsável por esta pesquisa. Apenas quando todos os esclarecimentos forem dados e você concorde com a realização do estudo, pedimos que rubriche as folhas e assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma via lhe será entregue e a outra ficará com o pesquisador responsável.

O (a) senhor (a) estará livre para decidir participar ou recusar-se. Caso não aceite participar, não haverá nenhum problema, desistir é um direito seu, bem como será possível retirar o consentimento em qualquer fase da pesquisa, também sem nenhuma penalidade.

#### INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

A pesquisa tem como objetivo analisar se há efeitos benéficos ao realizar treinamento cerebral com *neurofeedback*, reduzindo a ansiedade. No isolamento social, como no caso da pandemia por COVID-19, ou em situações de depressão e pânico, podem ocorrer alterações neuroquímicas de expressão gênica e hormonais que atuam sobre o cérebro. Atualmente podemos observar alguns problemas pós pandemia, como o excesso de ansiedade. É possível que isto esteja acontecendo também com você.

Inicialmente, você irá responder a dois questionários sobre ansiedade, o inventário de ansiedade de BECK e a escala de Depressão, Ansiedade e Estresse (DASS-21). Nestes questionários você irá responder a perguntas, e posteriormente serão avaliados seus riscos de estar com excesso de ansiedade, e também de depressão. A depressão não é foco primário deste estudo, mas caso seja detectada em grau severo, você será encaminhado para o Serviço de Psicologia Aplicada UFPE, com atendimento gratuito. Você também fará um teste de memória, em que responderá números após solicitação.

Após responder aos questionários, você será convidado para fazer um "exame de cabeça", denominado eletroencefalografia. Este exame **NÃO DÁ CHOQUE NEM ESTÍMULOS ELÉTRICOS**. Sabe-se que é possível medir as alterações da ansiedade através da atividade elétrica do seu cérebro, captada por eletroencefalografia. Este procedimento não vai feri-lo, não será injetado nenhum medicamento em você, nem nada será injetado no seu cérebro. Será apenas colocada uma touca com alguns sensores (denominados eletrodos), para medir a atividade elétrica cerebral e correlacioná-la com sua ansiedade. Compararemos os resultado deste exame antes e depois do treinamento cerebral com *neurofeedback*.

O treinamento cerebral com *neurofeedback* consiste num tipo de condicionamento cerebral em que são colocados eletrodos na cabeça da pessoa. Então num monitor, a pessoa assiste a um vídeo de sua escolha, o seu cérebro será monitorado quanto aos padrões de ansiedade. Mas, se seu cérebro ficar ansioso, tal será detectado pelo computador, e a tela irá se apagar instantaneamente. Mas, assim que seu cérebro ficar relaxado, o vídeo será novamente ser exibido. Tudo dependerá sua atividade cerebral.

Será feita uma divisão em dois grupos: o grupo controle (com tratamento falso), e o experimental (com tratamento verdadeiro). Você será colocado em um ou outro grupo aleatoriamente. Você não saberá em qual grupo foi colocado. Você deverá comparecer ao Laboratório de Neurodinâmica pelo menos duas vezes por semana, por 10 semanas (20 sessões).

**VOCÊ NÃO PRECISARÁ PAGAR POR NENHUM EXAME.** Tudo será por conta da pesquisa.

- ❑ **VOCÊ PODE DESISTIR A QUALQUER MOMENTO** sem precisar pagar nada por causa disso. Informamos, no entanto, que sua participação é muito importante, quer seja como controle ou experimental, para descobirmos se estes alimentos estão mesmo fazendo mal aos professores.
- ❑ **RISCOS:** Esta pesquisa envolve os seguintes riscos: 1. vazamento de informações pessoais e de resultados de medições; 2. constrangimento ao responder questionários; 3. incômodo ao colocar a touca para registro de EEG; Todas as medidas serão tomadas para reduzir esses riscos.
- ❑ **BENEFÍCIOS DIRETOS** para os voluntários: Esta pesquisa acarretará em benefícios diretos e indiretos aos participantes.  
Benefícios diretos: 1. Receber gratuitamente um treinamento cerebral que potencialmente reduzirá seus quadros de ansiedade sem o uso de fármacos. 2. Os participantes receberão gratuitamente o resultado de registro de eletroencefalograma. Embora os registros de EEG sejam realizados com outros propósitos, os usuários serão alertados e conduzidos ao sistema de saúde do Hospital das Clínicas da UFPE e acompanhados pelos pesquisadores caso os registros apresentem alguma alteração, como epilepsia ou indicadores de possível lesão neurológica; 3. Os participantes serão alertados caso se encontrem em situação de risco de TAG (transtorno de ansiedade generalizada) ou depressão. Nestes casos, serão encaminhados ao sistema de saúde e acompanhados pelos pesquisadores. Encaminharemos ao SPA, Serviço de Psicologia Aplicada. O Serviço de Psicologia Aplicada da UFPE é uma entidade pública, ligada ao Departamento de Psicologia do Centro de Filosofia e Ciências Humanas (CFCH) da UFPE, e caracteriza-se por ser um serviço-escola essencial de formação dos estudantes do curso de Psicologia da UFPE
- ❑ **BENEFÍCIOS INDIRETOS** para os voluntários: Os resultados desta pesquisa contribuirão para se compreender melhor os possíveis efeitos do neurofeedback sobre a ansiedade. Com isso, profissionais de saúde terão embasamento para este possível tratamento em seus pacientes.

Esclarecemos que os participantes dessa pesquisa têm plena liberdade de se recusar a participar do estudo e que esta decisão não acarretará penalização por parte dos pesquisadores. Todas as informações desta pesquisa serão confidenciais e serão divulgadas apenas em eventos ou publicações científicas, não havendo identificação dos voluntários, a não ser entre os responsáveis pelo estudo, sendo assegurado o sigilo sobre a sua participação. Os dados coletados nesta pesquisa (resultados de questionários psicológicos, nutricionais, dados do eletroencefalograma, IMC e medida bioquímica de IL-6) nesta pesquisa ficarão armazenados em (*pendrive offline*, fora da internet), sob a responsabilidade do pesquisador Marcelo Cairrão Araujo Rodrigues, no Departamento de Fisiologia e Farmacologia, Centro de Biociências, Av. Reitor Joaquim Amazonas, Cidade Universitária, Recife, PE, CEP 50740-570, pelo período de mínimo 5 anos.

Nada lhe será pago e nem será cobrado para participar desta pesquisa, pois a aceitação é voluntária, mas fica também garantida a indenização em casos de danos, comprovadamente decorrentes da participação na pesquisa, conforme decisão judicial ou extra-judicial. Se houver necessidade, as despesas para a sua participação serão assumidas pelos pesquisadores (ressarcimento de transporte e alimentação).

Em caso de dúvidas relacionadas aos aspectos éticos deste estudo, o (a) senhor (a) poderá consultar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da UFPE no endereço: (**Avenida da Engenharia s/n – 1º Andar, sala 4 - Cidade Universitária, Recife-PE, CEP: 50740-600, Tel.: (81) 2126.8588 – e-mail: cephumanos.ufpe@ufpe.br**).

\_\_\_\_\_  
(assinatura do pesquisador)

#### **CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO VOLUNTÁRIO (A)**

Eu, \_\_\_\_\_, CPF \_\_\_\_\_, abaixo assinado, após a leitura (ou a escuta da leitura) deste documento e de ter tido a oportunidade de conversar e ter esclarecido as minhas dúvidas com o pesquisador responsável, concordo em participar do estudo intitulado **IMPACTO DA RESTRIÇÃO DE ALIMENTOS POTENCIALMENTE ALERGÊNICOS E SUA RELAÇÃO COM ANSIEDADE: EFEITOS NUTRICIONAIS, COMPORTAMENTAIS E ELETROFISIOLÓGICOS**, como voluntário (a). Fui devidamente informado (a) e esclarecido (a) pelo(a) pesquisador (a) sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade (ou interrupção de meu acompanhamento/ assistência/tratamento).

Local e data \_\_\_\_\_

Assinatura do participante: \_\_\_\_\_

**Presenciamos a solicitação de consentimento, esclarecimentos sobre a pesquisa e o aceite do voluntário em participar.** (02 testemunhas não ligadas à equipe de pesquisadores):

Nome: _____	Nome: _____
Assinatura: _____	Assinatura: _____

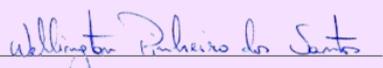
**ANEXO D– Certificado de Menção Honrosa no VIII Simpósio de Inovação em Engenharia Biomédica (VIII SABIO, 2024 UFPE).**



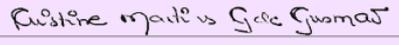
**SABIO**  
SIMPÓSIO DE INOVAÇÃO EM  
ENGENHARIA BIOMÉDICA

# CERTIFICADO

A Comissão Científica do **VIII Simpósio de Inovação em Engenharia Biomédica** (VIII SABIO 2024) atribui **MENÇÃO HONROSA** aos autores Amanda de Andrade Soares, Tayzes Hagabea Dantas de Oliveira, Marjorie Fernanda Barros Lins, Sônia Loreto de Miranda, Rosemary Farias Tenório, Marcelo Cairrão Araujo Rodrigues, pelo trabalho “*Neurofeedback para reduzir a ansiedade e a depressão em estudantes universitários*” apresentado no evento, que ocorreu entre os dias 20 a 22 de novembro de 2024.

  
Prof. Dr. Wellington P. dos Santos  
Chefe do Departamento de Engenharia Biomédica

  
Profa. Dra. Juliana Carneiro Gomes  
Membro da comissão científica

  
Profa. Dra. Cristine M. G. de Gusmão  
Coordenadora do PPGEB



UNIVERSIDADE  
FEDERAL  
DE PERNAMBUCO



**DEBM**  
Depto de Engenharia Biomédica



**PPGEB**  
UFPE