
Análise do Uso de Potenciais Evocados Somatossensitivos Como Biomarcadores Para Avaliação da Resposta à Estimulação Eletrodérmica

Mariane Rodrigues Garcia

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

Mariane Rodrigues Garcia

**Análise do Uso de Potenciais Evocados
Somatossensitivos Como Biomarcadores Para
Avaliação da Resposta à Estimulação
Eletrodérmica**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
à Faculdade de Engenharia Biomédica da
Universidade Federal de Uberlândia, Minas
Gerais, como requisito parcial exigido à
obtenção do grau de Bacharel em Engenharia
Biomédica.

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Alcimar Barbosa Soares

Uberlândia - MG
2025

Este trabalho é dedicado aos meus pais e a minha jornada.

Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, a Deus, por me dar força e determinação para superar cada desafio e por colocar em minha vida pessoas especiais que me impulsionam a seguir em frente.

Sou imensamente grata aos meus pais, Rosimeire R. M. Garcia e Franco J. Garcia, pelo apoio incondicional e pelos incentivos ao longo da minha jornada. Também expresso minha gratidão ao meu irmão, Guilherme R. Garcia, por estar ao meu lado em todos os momentos.

Ao Prof. PhD. Alcimar B. Soares, minha sincera gratidão por sempre acreditar em meu potencial, motivar e me orientar ao longo de toda a minha trajetória acadêmica.

A minha co-orientadora extraoficial, Júlia N. Mello, que me inseriu ao universo da pesquisa e desde então, tornou-se não apenas uma referência e um suporte fundamental neste trabalho, mas também amiga.

Às minhas amigas, que transformaram essa jornada em uma experiência mais leve, oferecendo apoio constante nos momentos difíceis e compartilhando comigo cada conquista.

Ao meu namorado Rafael G. Souza, pelo companheirismo, apoio, carinho e motivação, tornando esta jornada ainda mais especial.

Ao Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, pela infraestrutura disponibilizada e pelos materiais utilizados neste trabalho. Estendo meus agradecimentos a todos aqueles que contribuíram e se dispuseram a auxiliar nas coletas de dados durante sua execução.

Aos professores da Faculdade de Engenharia Elétrica por todo o aprendizado proporcionado, assim como aos profissionais técnicos que integram essa unidade, pelo suporte essencial.

Manifesto aqui minha mais profunda gratidão por todo o apoio de cada um.

“Se você pode sonhar, você pode realizar”
(Walt Disney)

Resumo

A retroalimentação sensorial desempenha um papel crucial na interação humana com o ambiente, sendo fundamental para a adaptação motora e a percepção sensorial. Este estudo teve como objetivo compreender e analisar os parâmetros corticais relacionados à percepção de estímulos táteis, com o intuito de identificar variáveis importantes para futuras pesquisas envolvendo a restauração de feedback sensorial em sujeitos amputados. Para tal, investigou-se a influência de diferentes frequências de estimulação tátil (10, 50 e 125 Hz) nas respostas corticais, através da atividade cerebral registrada por meio de Eletroencefalografia (EEG), com ênfase no Potenciais Relacionados a Eventos (ERP) P300, amplamente utilizado como biomarcador de atenção e processamento sensorial.

Os resultados mostraram que o P300 foi a resposta cortical mais proeminente para a maioria das frequências analisadas, com amplitudes significativas observadas principalmente nos eletrodos das linhas Cz e CPz, e seus vizinhos C3 e C4. Além disso, como esperado, foi observada uma relação entre a lateralidade do estímulo e a resposta cortical, ou seja, estímulos aplicados no dedo direito resultaram em atividade significativa nas regiões do hemisfério esquerdo, e vice-versa. A análise das latências do P300 indicou tempos de resposta mais curtos para estímulos aplicados na mão dominante, sugerindo uma maior eficiência no processamento sensorial desse lado. Também foi realizada um análise estatística utilizando o teste t para comparar as amplitudes e latências do P300 entre as diferentes frequências de estimulação.

Os resultados deste estudo evidenciam a importância da personalização dos parâmetros de estimulação em sistemas voltados à restauração tátil, considerando não apenas a frequência do estímulo, mas também a lateralidade e a sensibilidade individual dos usuários. A modulação do potencial P300 por diferentes frequências de estimulação sugere que a escolha adequada desses parâmetros pode otimizar a detecção de respostas corticais e melhorar a eficácia dos dispositivos de Interfaces Homem-Máquina (IHM).

Palavras-chave: Interface Cérebro-Máquina, Potenciais Relacionados a Eventos, Ele-

troencefalografia, P300.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Funcionamento de uma Interfaces Cérebro-Máquina (ICM).	17
Figura 2 – Diagrama ilustrativo do caminho da informação sensorial até o córtex.	19
Figura 3 – Regiões associativas a cada estímulos de diferentes parte do corpo humano.	19
Figura 4 – Ilustração esquemática do modelo de atualização para a teoria do P300.	24
Figura 5 – Eletrodos de estimulação.	28
Figura 6 – Diagrama resumido do protocolo experimental de percepção sensorial.	29
Figura 7 – Posicionamento dos eletrodos no sistema 10-10 adaptado a 60 eletrodos. Os eletrodos destacados em vermelho são aqueles associados as funções sensoriais e motoras, utilizados em diversos momentos durante esse estudo.	30
Figura 8 – Mapa topográfico da energia do sinal quando o estímulo foi aplicado no dedo direito (primeira coluna) e esquerdo (segunda coluna). Cada linha apresenta uma das frequência de estímulo utilizadas (10, 50 e 125 Hz). Cada ponto significa um eletrodo e a energia apresentada ao redor dele para a janela de interesse.	34
Figura 9 – Média global da resposta de todos os voluntários nos eletrodos da linha central (Fz, FCz, Cz, CPz, Pz) para todas as frequências considerando o dedo indicador direito e esquerdo.	36
Figura 10 – Distribuição dos ERPs nos principais eletrodos da área somatossensorial para estímulos aplicados nos dedos direito e esquerdo, em diferentes frequências.	37
Figura 11 – Com a identificação do pico do P300 dentro da janela de interesse, determinou-se o instante dessa amplitude, ou seja, a latência de pico do potencial. A partir disso, todos os demais eletrodos foram plotados nesse mesmo instante de tempo.	39

Figura 12 – A partir da grande média dos sinais dos voluntários, foi identificado o instante em que ocorre o pico de amplitude do P300 nos eletrodos contralaterais aos estímulos (C3 e C4). Dada a latência de pico de cada eletrodo, os demais foram visualizados nesse mesmo instante. 41

Lista de tabelas

Tabela 1 – Limiar de sensação, limiar de dor e amplitude do estímulo para os dedos esquerdo e direito de cada um dos voluntários.	32
Tabela 2 – Amplitudes e Latências por frequência de estímulo nos eletrodos de interesse.	40
Tabela 3 – Teste T para as latências do P300 nos eletrodos da área somatossensorial.	42
Tabela 4 – Teste T para as amplitudes do P300 nos eletrodos da área somatossensorial.	42
Tabela 5 – Teste T para as latências do P300 nos eletrodos contralaterais.	43
Tabela 6 – Teste T para as amplitudes do P300 nos eletrodos contralaterais.	43
Tabela 7 – Teste T para as latências do P300 em Cz.	43
Tabela 8 – Teste T para as amplitudes do P300 em Cz.	43

Lista de siglas

AME Atrofia Muscular Espinal Intermediária

ELA Esclerose Lateral Amiotrófica

AgCl cloreto de prata

EEG Eletroencefalografia

ERP Potenciais Relacionados a Eventos

fMRI Imagem por Ressonância Magnética Funcional

ICM Interfaces Cérebro-Máquina

IHM Interfaces Homem-Máquina

MNI Instituto Neurológico de Montreal

TENS Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea

PET Tomografia por Emissão de Pósitrons

Sumário

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	Motivação	14
1.2	Objetivos	14
1.2.1	Geral	14
1.2.2	Específicos	14
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1	Interface Homem-Máquina e Interface Cérebro-Máquina	15
2.2	Retroalimentação sensorial	17
2.3	Eletroencefalografia	20
2.4	Biomarcadores Baseados em EEG	23
3	METODOLOGIA	27
3.1	Procedimento experimental	27
3.1.1	Voluntários	27
3.1.2	Eletroestimulação	27
3.1.3	Aquisição de dados	30
3.2	Processamento de dados	31
4	RESULTADOS	32
4.1	Limiares sensoriais	32
4.2	Análise estatística	42
5	DISCUSSÃO	45
6	CONCLUSÃO	49
6.1	Trabalhos Futuros	50
	REFERÊNCIAS	51

CAPÍTULO 1

Introdução

Ao longo das décadas, a ideia de interagir com dispositivos diversos por meio da atividade cerebral foi considerada um conceito futurista, frequentemente retratado em filmes de ficção científica e na imaginação de cientistas e entusiastas. No entanto, esse cenário antes fictício tornou-se realidade, e, com o avanço dos dispositivos eletrônicos, é possível capturar sinais cerebrais e utilizá-los para controlar dispositivos no mundo real (RAMADAN; VASILAKOS, 2017). Com isso, as Interfaces Homem-Máquina (IHMs) surgiram como tecnologias inovadoras que permitem que o usuário interaja com o mundo por meio de "comunicação" direta com o cérebro. Uma das IHMs mais conhecidas foi o soletrador de Farwell e Donchin (1988), onde linhas e colunas de uma matriz de letras eram sequencialmente exibidas em ordem aleatória. Toda vez que a linha ou coluna era exibida e continha o símbolo alvo que o usuário queria soletrar, um potencial particular era percebido na atividade cortical (P300), permitindo que o usuário selecionasse a letra em questão (FARWELL; DONCHIN, 1988).

Atualmente, com os avanços tecnológicos e a aceitação social dos dispositivos que atendem pessoas com deficiência, as IHMs evoluíram significativamente, se destacando ao longo da última década com um grande número de pesquisas realizadas por diferentes universidades e centros de pesquisa (CHAUDHARY; BIRBAUMER; RAMOS-MURGUIALDAY, 2016). Tal destaque se da principalmente pelo impacto significativo em pessoas com amputações, lesões neuromusculares e doenças neurodegenerativas, como a Atrofia Muscular Espinal Intermediária (AME) ou Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) (RAMADAN; VASILAKOS, 2017). Em tais casos, a retroalimentação sensorial - processo pelo qual o sistema nervoso recebe, processa e responde a estímulos sensoriais, permitindo ajustes motores e perceptivos para interagir com o ambiente - tem sido amplamente pesquisada para reabilitação neurológica e neuromotora.

Terapias baseadas em *feedback* sensorial, como a realidade virtual e a estimulação tátil ajudam a reorganizar circuitos neurais e a promover a plasticidade cerebral. Portanto, as IHMs se apresentam traduzindo a atividade neural em comandos para operar dispositivos externos, como próteses, sem a necessidade de movimentos musculares. Dentre os tipos

de IHMs, destacam-se as reativas que se baseiam na resposta automática do cérebro a estímulos sensoriais, como estímulos auditivos, visuais ou táticos (DOUIBI et al., 2021). Nesse contexto, existem muitos métodos utilizados para a detecção dos sinais eletrofisiológicos, como o EEG, Imagem por Ressonância Magnética Funcional (fMRI) e Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012). Entretanto, métodos não invasivos, particularmente aqueles que usam dispositivo de EEG, são considerados mais convenientes por sua portabilidade e disponibilidade sem necessidade de cirurgia. As singularidades de tal equipamento permitem a identificação e caracterização de deflexões distintas que compõem a atividade associada a um determinado estímulo (RAMADAN; VASILAKOS, 2017). Essas deflexões são conhecidas como Potenciais Relacionados a Eventos (ERPs) e refletem a resposta elétrica do cérebro a estímulos específicos, possibilitando a análise de padrões cerebrais para o controle de sistemas assistivos. Esses potenciais são amplamente explorados na neurociência para avaliar processos cognitivos, percepção sensorial e aprendizado. No contexto das IHMs, os ERPs são empregados para identificar padrões cerebrais associados a estímulos relevantes, como no Paradigma *Oddball*, em que estímulos raros provocam respostas corticais (LUCK, 2014).

O P300 é um dos componentes mais estudados dentre os ERP, pois tem sido utilizado como um biomarcador neural eficiente para IHMs reativas. Ele ocorre aproximadamente 300 ms após a apresentação de um evento inesperado e está relacionado a processos de atenção e de tomada de decisão (POLICH, 2007). Quando proveniente de um estímulo eletrotátil, como a aplicação de pequenas correntes elétricas na superfície da pele, estudos demonstram que o P300 pode ser modulado pela intensidade, frequência e localização desses estímulos na pele (BROUWER; ERP, 2010). Além disso, a latência e a amplitude do P300 podem variar conforme o nível de atenção do usuário e sua familiaridade com os padrões de estimulação. A análise dessas características é essencial para a otimização de sistemas de IHMs eletrotáteis, garantindo maior confiabilidade e melhor desempenho (BROUWER; ERP, 2010).

Apesar do grande potencial das IHMs eletrotáteis, diversos desafios ainda precisam ser superados para sua aplicação eficiente. Com a utilização do EEG, alguns desafios são intrínsecos ao sistema, como a baixa relação sinal-ruído, principalmente em ensaios únicos, tempo de treinamento e calibração, e também a fadiga do usuário (ABIRI et al., 2019). Além disso, a variabilidade entre os usuários na resposta neural, ou seja, encontrar as correlações e diferenças entre os estímulos e a qual processo cognitivos de percepção sensorial e atenção ele está relacionado, também é um desafio. Portanto, acredita-se que a avaliação de parâmetros que influenciam na dinâmica cortical proveniente de estímulos táticos, assim como de biomarcadores que podem ser utilizados para a retroalimentação, avaliação e classificação da resposta cerebral é de extrema importância para a confecção de IHMs que permitem maior usabilidade e eficiência.

1.1 Motivação

Dado o exposto acima, é possível identificar que a avaliação de biomarcadores é amplamente utilizada para diversos fins, incluindo o uso na retroalimentação sensorial, onde sistemas são projetados para fornecer *feedback* sensorial ao usuário, ajudando na recuperação de funções motoras e no aprimoramento da interação com dispositivos externos. Sendo assim, dentro do contexto de IHMs tátteis baseadas em P300, esse estudo visa a compreensão e análise de parâmetros pra estímulos tátteis que contribuam para uma melhor performance desses sistemas. Além disso, busca-se uma maior adaptabilidade das IHMs para a utilização geral, ou seja, um ponto intermediário entre os perfis dos usuários, buscando otimizar a eficiência desses sistemas. Acredita-se que, uma vez que os parâmetros de estimulação podem afetar o potencial P300 e a performance das IHMs, um conjunto de fatores adequados levará a uma maior taxa de sucesso e aceitação desses sistemas por parte dos usuários.

1.2 Objetivos

1.2.1 Geral

O objetivo deste trabalho é realizar a análise das respostas corticais de voluntários submetidos à estimulação tátil. Os estímulos serão aplicados na região dos dedos das mãos, com diferentes amplitudes e frequências.

1.2.2 Específicos

Dentre os objetivos específicos destacam-se:

- ❑ Realizar protocolo experimental de coleta de dados para análise das características dos estímulos.
- ❑ Avaliar como a latência e a amplitude do P300 são afetadas por estímulos tátteis aplicados em diferentes frequências e sua influência no comportamento do potencial evocado.

CAPÍTULO 2

Fundamentação Teórica

2.1 Interface Homem-Máquina e Interface Cérebro-Máquina

O termo IHM contempla uma gama ampla de possibilidades de interação dos seres humanos com dispositivos diversos, como, por exemplo, próteses controladas pela atividade mioelétrica, e interfaces para jogos controladas pela atividade cerebral. Neste sentido, as Interfaces Cerebro-Máquina (ICMs) se caracterizam como uma classe de IHMs onde o objetivo é, como definido por Nicolas Alonso (2012), permitir a interação com o ambiente sem a participação dos músculos, utilizando apenas os sinais de controle gerados a partir da atividade cerebral (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012; TEPLAN et al., 2002).

A primeira tentativa de desenvolver tais sistemas foi relatada em 1968, com Wyrwicka e Sterman registrando ritmos sensório-motores em gatos e traduzindo esses ritmos em *feedback* sensorial utilizado para recompensar os animais, aumentado cada vez mais geração daqueles ritmos (WYRWICKA; STERMAN, 1968).

O primeiro relatório científico de controle de oscilação do cérebro humano foi publicado por Kamiya em 1969, mostrando que indivíduos saudáveis podem aprender rapidamente a mudar o tipo de ondas cerebrais (registrados com EEG) se eles recebessem *feedback* sensorial contínuo que fosse derivado de sua atividade cerebral (neurofeedback (FETZ; BAKER, 1973). Essas descobertas desencadearam extensas pesquisas sobre a fisiologia cerebral e comportamento, estabelecendo as bases para o desenvolvimento da maioria das ICMs atuais.

O termo 'Interface Cérebro-Máquina' foi proposto pela primeira vez por Jacques Vidal em 1973, quando ele apresentou um sistema que podia traduzir sinais de EEG em sinais de controle para computador (VIDAL, 1973). Os estudos mais promissores foram voltados para tratamento de crianças com transtorno de déficit de atenção e convulsões intratáveis. Poucos anos depois, todo o campo relacionado ao *neurofeedback* caiu em descrédito, pois muitas alegações prematuras feitas com base em sucessos em pacientes individuais não

puderam ser validadas em ensaios maiores e controlados (CHAUDHARY; BIRBAUMER; RAMOS-MURGUIALDAY, 2016).

Durante os últimos 20 anos, as pesquisas em ICM ganharam impulso com o surgimento de novas tecnologias e modelos de processamento de sinais. Tais avanços têm impactado especialmente no campo clínico, permitindo o desenvolvimento de tecnologias para auxílio ou reabilitação de pacientes neurológicos (DOUIBI et al., 2021).

As ICMs podem ser classificadas de acordo com alguns parâmetros, como a confiabilidade, invasividade e sincronização (RAMADAN; VASILAKOS, 2017). Em termos de confiabilidade, a ICM é categorizada como dependente ou independente. A ICM dependente requer certo nível de controle motor do usuário, auxiliando-o na execução de tarefas. IHMs independentes não exigem controle motor, sendo ideal para pessoas com deficiências graves (ALLISON; GRAIMANN; GRÄSER, 2007). Com relação à sincronização, a ICM pode ser síncrona ou assíncrona. Na modalidade síncrona, a interação do usuário ocorre apenas em períodos específicos de tempo. Já na modalidade assíncrona, o usuário pode executar tarefas mentais livremente, enquanto o sistema responde continuamente às suas atividades (SCHERER et al., 2007). Por fim, a invasividade é determinada pelo método de aquisição da atividade fisiológica e pode ser classificada como invasiva, semi-invasiva ou não invasiva. As IHMs invasivas utilizam microeletrodos implantados no tecido em questão. As semi-invasivas envolvem eletrodos sub-cutâneos. Já as não invasivas captam os sinais a partir da superfície externa do corpo. Embora esses sinais coletados na superfície do corpo possam apresentar menor qualidade, essa abordagem é frequentemente preferida por não exigir procedimentos cirúrgicos (RAMADAN; VASILAKOS, 2017). Além disso, ICMs não invasivas podem ser utilizada e testada por indivíduos saudáveis para pesquisa e desenvolvimento de aplicações, facilitando estudos em um grupo amostral maior (MASLOVA et al., 2023).

Atualmente, há um vasto número de aplicações de ICM com diferentes objetivos, como processadores de texto, navegadores web adaptados, controle cerebral de cadeiras de rodas, neuropróteses, entre outros. No entanto, apesar dos avanços significativos mais recentes na tecnologia, ainda há muitos desafios para sua aplicação fora dos laboratórios de pesquisa (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012). Em particular, quando um sujeito é vítima de uma amputação de um membro superior, a perda de funcionalidade e de autonomia, aliada a aspectos físicos, psicológicos e sociais, cria diversos desafios para sua reabilitação (KENNEDY, 2012). Neste sentido, tais sujeitos poderiam se beneficiar de um modelo de loop fechado entre a prótese e o cérebro para controlar a prótese, bem como para receber feedback sensorial da mesma.

As próteses mioelétricas são controladas por sinais eletromiográficos oriundos da musculatura do coto, sendo os dispositivos mais avançados atualmente (CORDELLA et al., 2016). Tais dispositivos passaram por grandes avanços nas últimas décadas, como o aprimoramento de controle, maior leveza dos materiais para a construção desses dispositivos

e a miniaturização dos sistemas elétricos e computacionais (MELLO et al., 2023). Entretanto, apesar dos diversos avanços, essas novas tecnologias não parecem ter alcançado as expectativas e desejos dos usuários, uma vez que as taxas de abandono permanecem elevadas, atingindo valores que podem chegar a 75% para próteses mioelétricas (SMAIL et al., 2021). Dentre os principais anseios desses indivíduos consta-se na literatura um maior conforto de tais dispositivos (especialmente com relação ao peso dos dispositivos), aprimoramento das funções (melhor controle e maior destreza) e fornecimento de *feedback* sensorial (CORDELLA et al., 2016; SMAIL et al., 2021). Esse *feedback* seria o ponto de conexão entre as informações percebidas no mundo exterior após uma tomada de decisão, retornando para o corpo humano, como representado na Figura 1, sendo um circuito fechado.

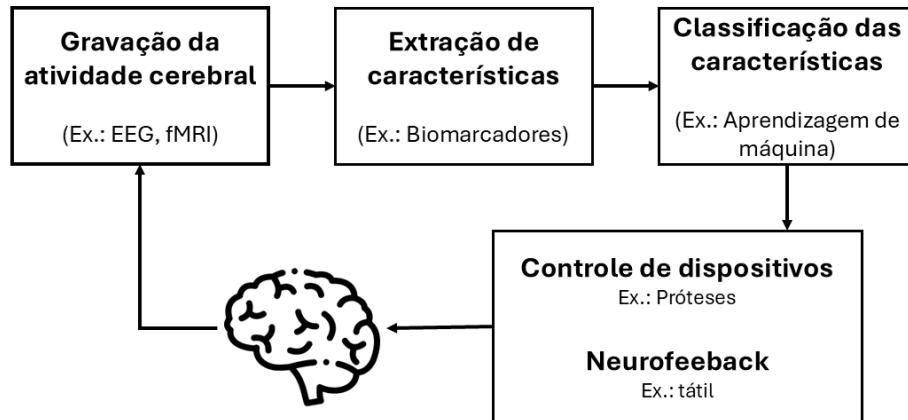


Figura 1 – Funcionamento de uma ICM.

Fonte: Adaptado de (DOUIBI et al., 2021)

2.2 Retroalimentação sensorial

As próteses sensoriais representam uma das inovações mais significativas na área de retroalimentação sensorial. Essas próteses são projetadas para restaurar a percepção sensorial em amputados, utilizando sensores táteis para capturar estímulos do ambiente e transmitir essas informações ao cérebro. O projeto de um sistema de *feedback* sensorial engloba sensores capazes detectar informações táteis (pressão ou toque), uma estratégia de codificação capaz de traduzir esses dados em informações significativas para o usuário e uma interface que forneça tais informações. Dentre as principais técnicas que cumprem esses requisitos, destaca-se a Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea (TENS), podendo ser uma solução promissora para fornecer a retroalimentação sensorial para o usuário

de prótese, criando uma interação mais natural e eficiente entre o corpo e a máquina (MENDEZ et al., 2021).

A TENS consiste na aplicação de pequenas correntes elétricas pulsadas através da superfície da pele visando ativar os nervos periféricos subjacentes (JOHNSON, 2014). A combinação da TENS com o mapeamento dos dedos do membro fantasma permite a construção de uma interface não-invasiva capaz de evocar sensações tátteis na mão perdida. A modulação de parâmetros como amplitude da corrente, frequência de estimulação e da largura de pulso da forma de onda da TENS pode afetar a localização, intensidade e modalidade da sensação (GONZALEZ et al., 2022).

O sistema somatossensorial permite a percepção tátil, com base em neurônios especializados que são denominados como fibras aferentes primárias, os quais transmitem estímulos mecânicos para o sistema nervoso central (HALL, 2011). Esses estímulos são detectados por mecanorreceptores de alto e baixo limiar, que se apresentam em diversos tipos ao longo da pele glabra (sem pelos) (HANDLER; GINTY, 2021). A pele glabra, especialmente nas mãos, é mais sensível para discriminação de estímulos, onde os principais mecanorreceptores variam sua resposta ao estímulo, alternando em adaptação rápida ou lenta, localização ao longo da profundida da pele e ativação específica a depender do estímulo aplicado (HANDLER; GINTY, 2021).

Após a recepção dos estímulos sensoriais, as informações tátteis são transmitidas ao longo das fibras nervosas até o tálamo e o córtex cerebral pela via da coluna dorsolateral-lemnisco medial (HAAN; DIJKERMAN, 2020). Nesse sistema, os sinais são transmitidos até o bulbo, onde as vias realizam sinapses com os núcleos da coluna dorsal (HALL, 2011). Estes núcleos originam neurônios de segunda ordem que cruzam para o lado oposto e seguem até o tálamo, onde as fibras nervosas se projetam para o córtex somatossensorial no giro pós-central (HAAN; DIJKERMAN, 2020). A informação somatossensorial é processada, onde ocorre a extração e codificação de propriedades simples do estímulo. A partir dessas identificações iniciais, o processamento das diferentes primitivas hapticas ocorre em áreas distintas do córtex, tendo a via somatossensorial ventral (textura e identidade dos objetos) e a via somatossensorial dorsal (planejamento e controle motor) (KANDEL et al., 2014). A integração entre áreas somatossensoriais e o córtex motor é essencial para o controle motor devido a retroalimentação de sensação. A figura 2 é uma representação de todo o caminho da informação sensorial ocasionada no dedo, por exemplo, até o córtex somatossensorial.

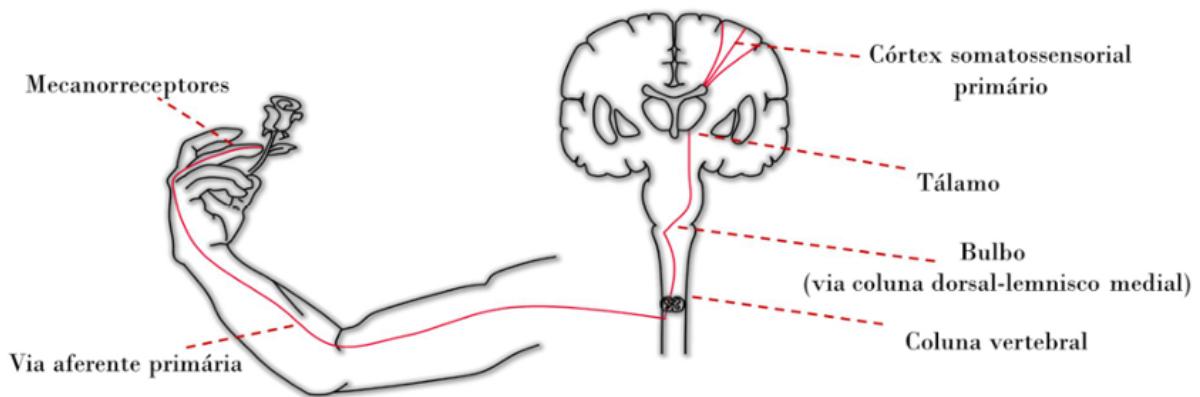


Figura 2 – Diagrama ilustrativo do caminho da informação sensorial até o córtex.

Fonte: Adaptado de (MELLO et al., 2023)

A representação corporal no córtex somatossensorial é fundamental para a localização dos estímulos percebidos e pode ser representada por imagens de homúnculos sensorial, como na figura 3. Ou seja, regiões específicas do córtex recebem informações sensoriais e influenciam atividades de todo o corpo, onde a quantidade de receptores de cada área do corpo, difere conforme sua importância, refletindo na área ocupada no córtex (MURET et al., 2022). Além disso, é possível observar também que informações advindas de partes diferentes do corpo podem ser compartilhadas em várias áreas, não se limitando a uma localização específica.

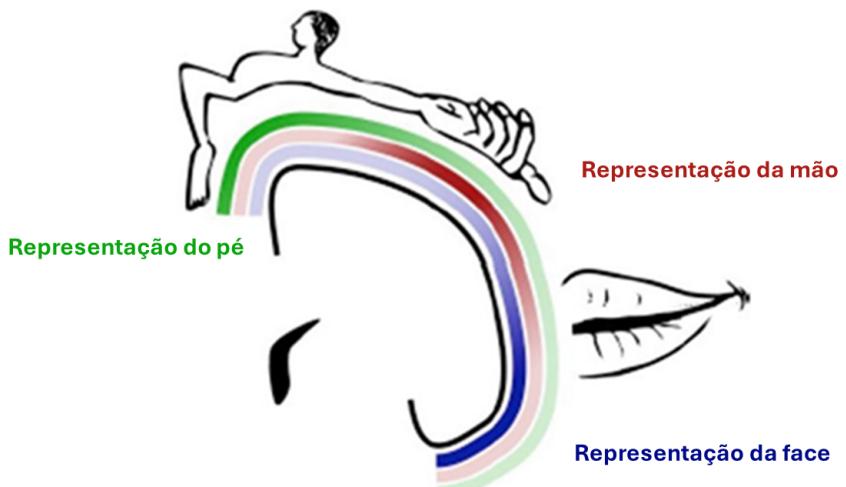


Figura 3 – Regiões associativas a cada estímulos de diferentes partes do corpo humano.

Fonte: Adaptado de (MURET et al., 2022)

A maioria das ICMs atuais obtém as informações relevantes da atividade cerebral por meio do EEG. Essa é a modalidade de neuroimagem mais amplamente usada, devido à sua alta resolução temporal, custo relativamente baixo, alta portabilidade e poucos riscos para os usuários. Como diferentes atividades corticais resultam em diferentes padrões

de sinais cerebrais, a ICM é vista como um sistema de reconhecimento de padrões que classifica cada padrão de acordo com determinada característica. Ou seja, a ICM constitui de um sistema de inteligência artificial capaz de traduzir características dos sinais cerebrais em saídas determinadas por categoriais bem definidas, tal como os comandos de controle para a prótese ou a categoria de estímulo de *feedback* sensorial que foi aplicada. As características são medidas ou derivadas das propriedades dos sinais que contêm as informações discriminativas necessárias para distinguir seus diferentes tipos (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012).

2.3 Eletroencefalografia

O EEG mede a atividade elétrica cerebral causada pelo fluxo de correntes elétricas durante excitações sinápticas. Os sinais são facilmente registrados de forma não invasiva em um curto período de tempo por meio de vários eletrodos localizados no couro cabeludo, razão pela qual é a modalidade de registro mais utilizada (BAILLET; MOSHER; LEAHY, 2001). Além disso, o equipamento é relativamente barato, portátil, simples de configurar e fornece um sinal com alta resolução de tempo em comparação com outros métodos não invasivos para monitorar a atividade cerebral (RAMADAN; VASILAKOS, 2017). Por fim, a leitura eletroencefalográfica é um procedimento que pode ser aplicado repetidamente a pacientes, adultos normais e crianças, praticamente sem risco ou limitação (TEPLAN et al., 2002).

Durante mais de 150 anos de sua história, a encefalografia passou por um progresso enorme. A existência de correntes elétricas no cérebro foi descoberta em 1875 por um médico inglês Richard Caton. Ele observou o EEG dos cérebros expostos de coelhos e macacos. Em 1924, Hans Berger, um neurologista alemão, usou seu equipamento de rádio para amplificar a atividade elétrica do cérebro medida no couro cabeludo humano. Ele anunciou que correntes elétricas fracas geradas no cérebro podiam ser registradas sem abrir o crânio e representadas graficamente em uma tira de papel. A atividade que ele observou mudou de acordo com o estado funcional do cérebro, como no sono, anestesia, falta de oxigênio e em certas doenças neurais, como na epilepsia (TEPLAN et al., 2002). Portanto, Berger lançou as bases para muitas das aplicações atuais da eletroencefalografia. Ele também usou a palavra eletroencefalograma como o primeiro a descrever potenciais elétricos cerebrais em humanos. Ele estava certo com sua sugestão, de que a atividade cerebral muda de forma consistente e reconhecível quando o estado geral do sujeito muda, como de relaxamento para alerta (BRONZINO; PETERSON, 2006).

Através dos estudos de Berger, uma nova técnica para análise funcional do cérebro foi introduzida (BERGER, 1929). Inspirados pelos resultados de Berger, Otfried Foerster e Hans Altenburger postularam a necessidade de gravações intracranianas para investigações posteriores. Em 1934, eles publicaram resultados de 30 gravações intraoperatórias de

EEG em diferentes regiões do cérebro (FOERSTER; ALTENBURGER, 1935). Gibbs e Lennox em 1936 demonstraram sistematicamente a importância do EEG na caracterização de pacientes epilépticos (GIBBS; LENNOX; GIBBS, 1936).

Em 1939 no Instituto Neurológico de Montreal (MNI) foi realizada a combinação da estimulação cortical com a técnica de registro de EEG invasivo, estabelecendo assim uma abordagem interdisciplinar, onde por muitos anos, aprofundou-se o estudo acerca de convulsões analisada por EEG (ALMEIDA; MARTINEZ; FEINDEL, 2005). Com o passar do tempo e a invenção das tomografias computadorizadas e ressonâncias magnéticas na década de 1980, o uso de gravações invasivas declinou e essa foi limitada a pacientes específicos, e com os avanços tecnológicos, hoje, diferentes técnicas de registro invasivas são amplamente utilizadas (REIF; STRZELCZYK; ROSENOW, 2016).

Como o funcionamento básico do EEG está na captura dos sinais cerebrais, é de extrema importância entender o comportamento destes. Quando as células cerebrais (neurônios) são ativadas, fluxos de corrente locais são produzidos. O EEG mede principalmente as correntes que fluem durante as excitações sinápticas dos dendritos de muitos neurônios piramidais no córtex cerebral. As diferenças de potenciais elétricos são causadas por potenciais pós-sinápticos graduados somados de células piramidais que criam dipolos elétricos entre o soma (corpo do neurônio) e os dendritos apicais (ramos neurais). A corrente elétrica cerebral consiste principalmente de íons Na^+ , K^+ , Ca^{++} e Cl^- que são bombeados através de canais nas membranas dos neurônios na direção governada pelo potencial de membrana (TEPLAN et al., 2002).

O quadro microscópico detalhado é mais sofisticado, incluindo diferentes tipos de sinapses envolvendo uma variedade de neurotransmissores. Apenas grandes populações de neurônios ativos podem gerar atividade elétrica registrável na superfície da cabeça. Entre as interfaces do eletrodo e neuronal, a corrente precisa atravessar através da pele, crânio e várias outras camadas. Devido à capacidade de refletir tanto a atividade elétrica normal quanto anormal do cérebro, o EEG foi considerado uma ferramenta muito poderosa no campo da neurologia e da neurofisiologia clínica (PRIOR, 1984).

O sinal de EEG é medido como a diferença de potencial ao longo do tempo no circuito elétrico que conduz entre o eletrodo de sinal (ativo), o eletrodo de referência e o eletrodo de aterramento, que é usado para medir a voltagem diferencial entre os pontos ativo e de referência. A configuração mínima para medição de EEG, portanto, consiste em um eletrodo ativo, um de referência e um de aterramento (TEPLAN et al., 2002).

Em gravações de sinais cerebrais, os eletrodos são os elementos iniciais que são usados para converter sinais de fontes de biopotenciais em sinais elétricos. Portanto, os eletrodos leem o sinal da superfície da cabeça, amplificadores trazem os sinais de microvolt para a faixa onde eles podem ser digitalizados com precisão, conversores mudam sinais de forma analógica para digital, e computadores armazenam e exibem dados obtidos.

Os eletrodos são geralmente feitos de cloreto de prata (AgCl) e posicionados no couro

cabeludo com o auxilio da touca de EEG. Como o Ag é um sal ligeiramente solúvel, o AgCl satura rapidamente e chega ao equilíbrio. Portanto, o AgCl é um bom metal para eletrodos metálicos de superfície da pele. A escolha do eletrodo correto, bem como a preparação da pele antes da gravação, afeta a precisão das medições (USAKLI, 2010).

Entre o eletrodo e a pele, é necessário conter um eletrólito que tem como objetivo criar um caminho condutor. Esse eletrólito é um gel que garante a redução da impedância de contato na interface eletrodo-pele (TEPLAN et al., 2002). Essa interface não é apenas resistiva, mas também capacitiva e, portanto, se comporta como um filtro passa-baixa. A impedância depende de vários fatores como preparação da pele, área da superfície do eletrodo e temperatura do eletrólito. Por isso, para evitar distorção do sinal, a impedância de contato deve estar entre 1 $k\Omega$ a 10 $k\Omega$ para registrar um sinal preciso. Impedância de contato menor que 1 $k\Omega$ indica um possível atalho entre os eletrodos. Por outro lado, impedância maior que 10 $k\Omega$ pode causar artefatos distorcidos. Portanto, faz-se necessário que antes da gravação dos sinais, a impedância de contato seja medida e avaliada (USAKLI, 2010).

Devido à interação entre o eletrodo metálico e o eletrólito, os íons se acumulam como placas paralelas. A troca íon-elétron ocorre entre o eletrodo e o gel condutor. Essa troca resulta em voltagem que é chamada de potencial de meia célula. Devido a esse potencial, em alguns casos, os amplificadores biopotenciais devem tolerar até ± 300 mV. Esse valor depende dos materiais do eletrodo e do eletrólito (USAKLI, 2010).

O principal objetivo do uso de amplificadores externos ou embutidos é reduzir o efeito do ruído do ambiente, bem como a fraqueza dos sinais devido ao movimento do cabo. Para sinais confiáveis, assume-se que a distância entre os eletrodos deve estar entre 1 cm e 2 cm para baixa relação sinal-ruído. Além disso, o EEG é capaz de detectar mudanças nos sinais cerebrais em milissegundos, onde uma ação requer aproximadamente 0,5-130 milissegundos para se propagar através de um neurônio (RAMADAN; VASILAKOS, 2017). A amplitude dos sinais cerebrais é da ordem de microvolts, ou seja, é um sinal muito sensível ao ruído eletrônico.

Portanto, entre as avaliações básicas dos traços de EEG está a varredura de distorções de sinal chamadas artefatos. O artefato no EEG registrado pode ser relacionado ao paciente ou ruídos. Artefatos relacionados ao paciente são sinais fisiológicos indesejados que podem perturbar significativamente o sinal. Esses podem ser gerados por quaisquer movimentos corporais, musculares, oculares, pulso e até mesmo suor (interferindo na impedância da pele-eletrodo) (RAMADAN; VASILAKOS, 2017).

Além disso, o ruído eletrônico também é considerado um artefato e ele pode ser causado por fontes de ruído internas e externas que podem afetar diretamente o sinal. As fontes de ruído interno são térmicas tem como principal causador os componentes internos do equipamento, sendo componentes resistivos, semicondutores e pinos de contato (RAMADAN; VASILAKOS, 2017). Por outro lado, tem-se o ruído externo, onde o principal é

causado pela interferência da linha de energia, podendo ser visto claramente na análise espectral a 60 Hz (USAKLI, 2010; RAMADAN; VASILAKOS, 2017). Para extrair os sinais de **EGG!** (**EGG!**) do ruído eletrônico, são necessários métodos eficientes de redução de ruído, além da filtragem analógica embutida no equipamento de EEG e digital (USAKLI, 2010).

O design de um conjunto adequado de recursos para essa extração é uma questão desafiadora. As informações de interesse nos sinais cerebrais estão escondidas em um ambiente altamente ruidoso, e os sinais cerebrais são compostos por um grande número de fontes simultâneas. Um sinal que pode ser de interesse pode ser sobreposto no tempo e no espaço por vários sinais de diferentes tarefas cerebrais. Por essa razão, em muitos casos, não é suficiente usar métodos simples - como um filtro passa-banda, para extrair a potência de banda desejada - e sim métodos computacionais mais aprimorados (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012).

Como supracitado, diferentes áreas cerebrais podem estar relacionadas a diferentes funções do cérebro. Com isso, cada eletrodo do couro cabeludo está localizado perto de certos centros cerebrais. Por exemplo, F7 está localizado perto de centros para atividades racionais, Fz perto de centros intencionais e motivacionais, F8 perto de fontes de impulsos emocionais. O córtex ao redor dos eletrodos C3, C4 e Cz que lida com funções sensoriais e motoras. Áreas perto de P3, P4 e Pz contribuem para a atividade de percepção e diferenciação. Perto de T3 e T4 estão localizados os processadores emocionais, enquanto em T5, T6 certas funções de memória. As áreas visuais primárias podem ser encontradas abaixo dos eletrodos O1 e O2. Além disso, a conexão de eletrodos de referência de dois lóbulos de orelha ou mastoides reduz a probabilidade de inflar artificialmente a atividade em um hemisfério (TEPLAN et al., 2002).

2.4 Biomarcadores Baseados em EEG

Como o procedimento de EEG é não invasivo e indolor, ele vem sendo amplamente utilizado para estudar a organização cerebral de processos cognitivos como percepção, memória, atenção, linguagem e emoção em adultos e crianças. Para esse propósito, uma das aplicações mais úteis do registro de EEG é a técnica de ERP (TEPLAN et al., 2002). Os ERPs permitem a avaliação de diversas atividades cerebrais que representam o resultado de informações no cérebro em diferentes estágios de processamento de estímulo (WIDMANN; SCHRÖGER; MAESS, 2015). Tais potenciais possuem uma resolução temporal excepcional (em milissegundos), entretanto não possuem tanta precisão espacial acerca da localização anatômica dos geradores neurais (PATEL; AZZAM, 2005).

Os ERPs podem ser classificados de acordo com os estágios de latência em componentes de estágio inicial (entre 0 e 100 ms), estágio intermediário (entre 100 e 200 ms) e estágio tardio (entre 200 e 350 ms) (LIANG et al., 2022). De acordo com tal classificação,

os potenciais de estágio inicial estão relacionados à sensação, enquanto os potenciais intermediários correspondem a percepção do estímulo e os tardios estão mais relacionados a processos de cognição (LIANG et al., 2022). Além disso, os ERPs são categorizados de acordo com seus principais potenciais, sendo: P100 (processamento sensorial), N100 (estágios iniciais da orientação da atenção), P200 (conversão de estímulos percebidos em percepção consciente), N200 (sensível as características de atenção e novidade) e P300 (afetado por fatores relacionados à estimulação, como a sequência e frequência) (MELLO et al., 2023). Portanto, os estímulos entram no sistema de processamento e acontece uma comparação de memória, onde caso o estímulo de entrada seja o mesmo, os sinais não alteram os potenciais, permanecendo com os potenciais N100, P200, N200. Porém, caso o estímulo recebido não seja o mesmo, o indivíduo irá alocar recursos de atenção e a representação neural do ambiente é alterada, de modo que um potencial P300 é gerado além dos demais potenciais evocados sensoriais (POLICH, 2004). É possível ilustrar esse sistema através da Figura 4.

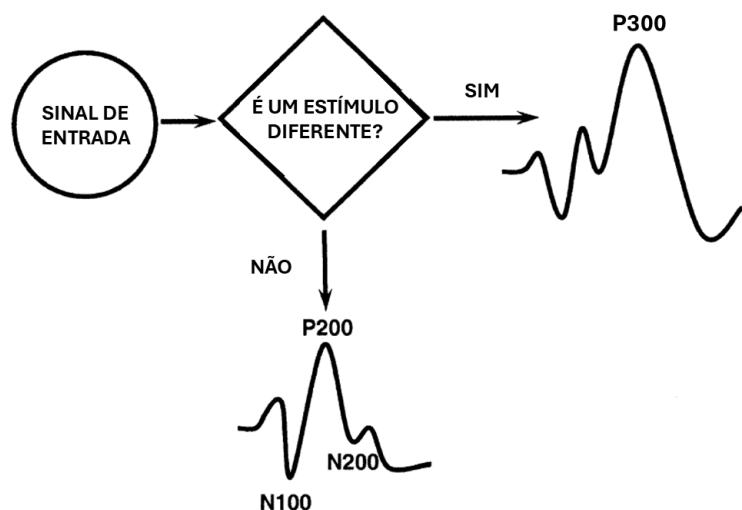


Figura 4 – Ilustração esquemática do modelo de atualização para a teoria do P300.

Fonte: Adaptado de (POLICH, 2004)

O P300 foi descrito pela primeira vez por (SUTTON et al., 1965), e é o componente ERP mais estudado em investigações de atenção seletiva e processamento de informações, devido em parte à sua amplitude relativamente grande e fácil identificação em contextos experimentais (PATEL; AZZAM, 2005). Os primeiros relatos do P300 enfatizavam a informação do estímulo e a probabilidade dele ocorrer. Achados subsequentes descreveram o papel da alocação de recursos atencionais, implicando assim que as demandas cognitivas durante o processamento da tarefa influenciam o P300. Os resultados demonstraram que o tamanho do componente é pequeno para apresentações de estímulos relativamente rápidas, enquanto os itens de estímulo-alvo que ocorrem em intervalos mais longos produzem amplitudes máximas dos componentes. Essa estrutura empírica está em consonância com

a ligação entre o P300 e o processamento de ERP (POLICH, 2007).

A primeira aplicação do P300 com uma ICM foi o BCI-speller desenvolvida por (FARWELL; DONCHIN, 1988), que consistia em uma matriz 6×6 iluminada aleatoriamente. Como a matriz continha em seis linhas e seis colunas, pelo menos 12 flashes eram necessários para que cada coluna e linha piscassem uma vez. O sujeito focava na letra alvo e contava o número de flashes do símbolo/letra em questão, visando melhor concentração de recursos atencionais. A iluminação mais brilhante da linha e coluna contendo o símbolo alvo como um estímulo visual causava a onda P300 nos sinais de EEG. A precisão máxima alcançada foi de 95% a 12 bits/min, então o símbolo necessário foi classificado pelo computador a partir da matriz após cerca de 26 s (FARWELL; DONCHIN, 1988). De acordo com (MASLOVA et al., 2023), recentemente, com base no BCI-P300, desenvolvedores russos criaram em 2021, um complexo de software e hardware denominado como “Neurochat”. Este sistema permite que pessoas com distúrbios graves de fala ou falta de habilidades motoras manuais se comuniquem na Internet. Estudos de digitação por pacientes pós-AVC usando “Neurochat” mostraram um aumento progressivo na precisão da digitação de palavras de 63% na primeira sessão para 92% na décima sessão. Além disso, em 2022 foi proposta a visualização tridimensional e destaque de coluna. Ao usar o paradigma proposto, foi possível identificar melhorias significativas na assertividade (MASLOVA et al., 2023).

Como se observa, os P300 são picos positivos no EEG oriundos de estímulos, sejam auditivos, visuais ou somatossensoriais pouco frequentes (POLICH, 2007). Este sinal é geralmente gerado através do paradigma “odd-ball” onde o usuário é solicitado a atentar-se para uma sequência aleatória de estímulos com um sendo menos frequente (estímulo alvo) que os outros (estímulos não frequentes). Quando um estímulo raro é relevante para o sujeito, ele dispara os sinais de P300 que são captados através do EEG. O P300 não requer nenhum treinamento do sujeito, porém, é importante relatar que estímulos repetitivos que podem levar ao cansaço e à inconsistência do sujeito (RAMADAN; VASILAKOS, 2017).

A deflexão do P300 surge em um registro de EEG sincronizado como uma positividade que normalmente aparece aproximadamente 300 a 400 ms após a apresentação do estímulo. O tempo desse componente pode variar amplamente de 250 ms e se estendendo a 900 ms, com amplitude variando de um mínimo de $5 \mu\text{V}$ a um limite usual de $20 \mu\text{V}$ para potenciais evocados (PATEL; AZZAM, 2005).

Amplitude (μV) é definida como a diferença entre a voltagem média da linha de base pré-estímulo e o maior pico positivo da forma de onda ERP dentro de uma janela de tempo. A amplitude do P300 é subjetiva a uma série de elementos, como a probabilidade de aparecimento do alvo, a duração entre os testes, a dificuldade do experimento, o estado de atenção do participante e os efeitos habituais. Acredita-se que a amplitude do P300 indexe a atividade cerebral relacionada à memória de trabalho quando a representação neural do ambiente de estímulo muda com uma nova entrada sensorial (POLICH, 2007). A latência

(ms) é definida como o tempo desde o início do estímulo até o ponto de amplitude positiva máxima dentro de uma janela de tempo. Respostas P300 mais rápidas são indicativas de melhor desempenho cognitivo em tarefas de atenção e memória imediata, portanto o ideal é apresentar múltiplas tentativas e calcular a média da resposta do EEG (ABIRI et al., 2019). A latência reflete a velocidade de classificação do estímulo, onde latências mais curtas estão associadas a desempenho cognitivo superior em testes neuropsicológicos de atenção e memória (POLICH, 2004).

CAPÍTULO 3

Metodologia

3.1 Procedimento experimental

3.1.1 Voluntários

Os voluntários foram recrutados por amostragem de conveniência no Campus Santa Mônica da Universidade Federal de Uberlândia. Os critérios de inclusão dos voluntários foram: serem destros, saudáveis, sem histórico de doenças cardiovasculares ou neurológicas e sem consumo de álcool nas 24 horas anteriores à coleta de dados. Dessa forma, o grupo experimental foi composto por 10 indivíduos, sendo 6 mulheres e 4 homens, com idade média de $23,8 \pm 2,7$ anos (média \pm desvio padrão). O experimento foi conduzido individualmente, em dias distintos para cada voluntário, além de ter sido realizado em uma sala silenciosa com o mínimo de aparelhos conectados à rede, visando reduzir a interferência de ruídos. Todas as etapas do procedimento foram explicadas detalhadamente, e após a compreensão e aceitação das condições do estudo, os voluntários assinaram o termo de consentimento.

Esta pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), sob do protocolo de número: 17164719.4.0000.5152.

3.1.2 Eletroestimulação

O equipamento utilizado para a geração dos estímulos foi o Neuropack S, juntamente com seu trigger, responsável pela sincronização dos estímulos com os sinais EEG capturados simultaneamente. Para permitir a eletroestimulação em regiões específicas, foram dispostos dois eletrodos (largura de 1,5 cm cada) com gel condutor (para reduzir a impedância) em cada dedo indicador, onde na falange medial foi posicionado o eletrodo considerado catodo, e na falange distal, o anodo, conforme ilustrado na Figura 5. Os eletrodos foram confeccionados em carbono siliconado, dada sua capacidade de fornecer alta densidade de corrente sem causar danos à epiderme (KELLER; KUHN, 2008). Para

o posicionamento dos eletrodos da eletroestimulação, considerou-se que os responsáveis pela sensação de toque no organismo humano são os mecanorreceptores (GUILLEN et al., 2014). Com a ativação destes mecanorreceptores, tem-se um aumento da capacidade de distinguir os estímulos e discriminar as sensações.

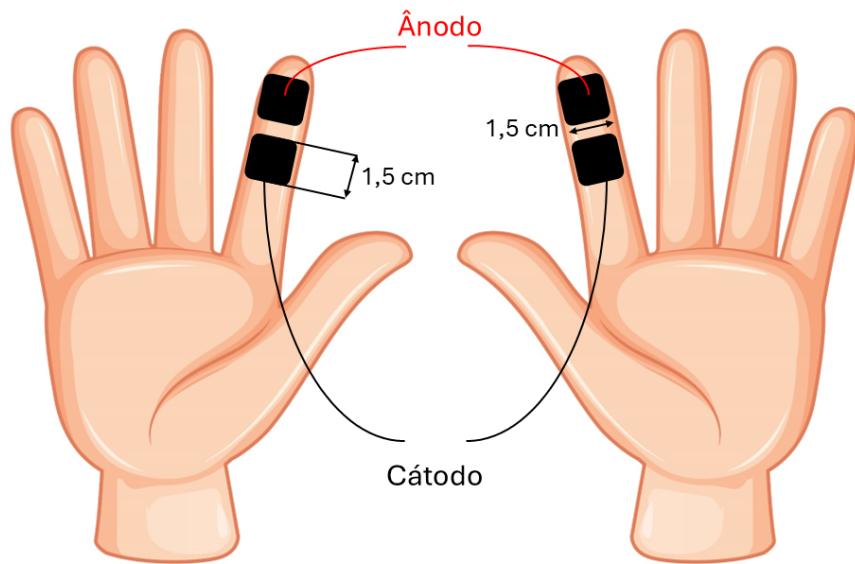


Figura 5 – Eletrodos de estimulação.

Fonte: Figura do autor

A coleta foi dividida em três etapas, sendo que, nas duas primeiras, não houve registro de EEG. A primeira etapa teve caráter introdutório, onde os voluntários foram posicionados em uma cadeira de maneira ergonômica e confortável. Essa etapa teve como objetivo familiarizar o voluntário com os estímulos, permitindo avaliar sua percepção e adaptação à nova situação, sem a gravação do EEG.

Na segunda etapa, também não houve registro de EEG uma vez que esse protocolo foi utilizado apenas para a definição da amplitude do estímulo. Nessa etapa o foco foi determinar os limiares sensoriais (a partir da amplitude da corrente de estímulo) de cada voluntário. A avaliação do limiar de percepção e do limiar de dor representa a etapa inicial, tendo como objetivo identificar para cada indivíduo, uma faixa segura de amplitude de corrente que possibilite a evocação de sensações sem causar desconforto. Esses limiares foram definidos da seguinte forma:

- ❑ Limiar de percepção: Para essa medição, utilizou-se uma largura de pulso de 1 ms e uma frequência de 10 Hz. A eletroestimulação foi iniciada com uma amplitude de 0 mA, sendo aumentada em incrementos de 0,1 mA. O voluntário deveria relatar o primeiro momento em que percebia o estímulo. O procedimento foi repetido 3 vezes em cada dedo indicador, com intervalos de 2 minutos entre as tentativas, para

evitar a adaptação à eletroestimulação. O limiar de corrente (mA) foi determinado pela média das amplitudes encontradas.

- Limiar de dor: conforme a amplitude aumentava em incrementos de 0,1 mA, o voluntário deveria relatar quando o estímulo se tornava forte e desconfortável, mas ainda suportável e que não causasse dor. Assim como no limiar de percepção, foi utilizada a largura de pulso de 1 ms, porém com uma frequência de 125 Hz. Este também foi realizado 3 vezes em cada dedo indicador, com um intervalo de 2 minutos, e o limiar de corrente também foi determinado pela média das amplitudes registradas.

A última etapa consistiu na coleta de dados, com a gravação dos sinais obtidos por meio do EEG. Para mais fácil entendimento, a Figura 6 representa um diagrama do protocolo de estimulação dessa etapa. Portanto, para cada bloco, a largura de pulso da corrente de estimulação foi fixada em 1ms e as frequências de pulso foram 10, 50 e 125 Hz, sendo apresentadas de maneira aleatória. Essas frequências foram definidas levando em consideração alguns estudos que apontam que frequências abaixo de 75 Hz geralmente provocam uma sensação discreta, enquanto frequências superiores tendem a gerar uma sensação contínua, semelhante à pressão (COSTA et al., 2022). Dessa forma, cada voluntário foi submetido a 15 blocos de estimulação, sendo cada bloco composto por no mínimo 10 tentativas (uma tentativa correspondendo a 1 segundo de estímulo seguido por 4 segundos de intervalo). A amplitude utilizada nesta fase foi constante e definida como 80% do valor encontrado no limiar de dor de cada voluntário, variando de acordo com cada indivíduo.

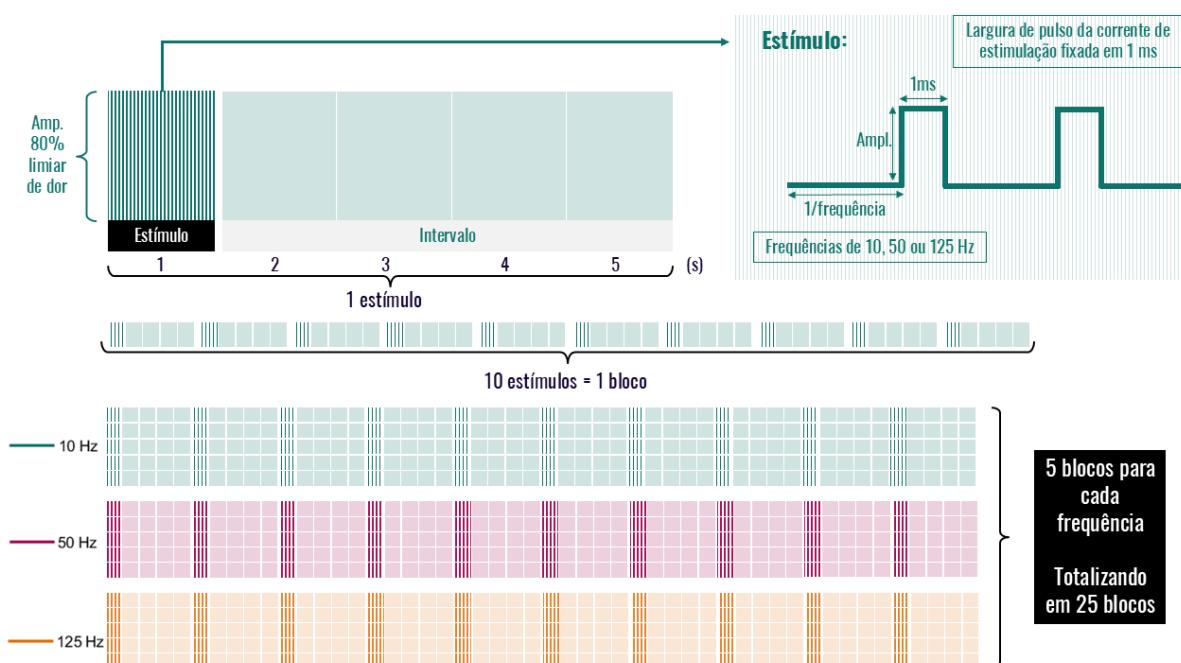


Figura 6 – Diagrama resumido do protocolo experimental de percepção sensorial.
Fonte: Figura do autor

3.1.3 Aquisição de dados

Para o registro das coletas experimentais foi utilizado o eletroencefalógrafo BE Plus LTM 64/128 canais da EBNeuro, em conjunto com a touca MCSCAP 10-10. Portanto, a figura 7 representa os eletrodos utilizados posicionados de acordo com o sistema 10-10, além de destacar em vermelho os eletrodos utilizados ao longo desse estudo. Dessa forma, o posicionamento dos eletrodos baseou-se em medidas específicas de 10% feitas a partir de pontos de referência do crânio. Foram utilizados os eletrodos de Ag/AgCl nas seguintes posições:

AF7, AF3, FP1, FP2, AF4, AF8, F7, F5, F3, F1, F2, F4, F6, F8, FT7, FC5, FC3, FC1, FC2, FC4, FC6, FT8, T3, C5, C3, C1, C2, C4, C6, T4, TP7, CP5, CP3, CP1, CP2, CP4, CP6, TP8, T5, P5, P3, P1, P2, P4, P6, T6, FPZ, PO7, PO3, O1, O2, PO4, PO8, OZ, FPZ, FZ, FCZ, CZ, CPZ, PZ e POZ.

A impedância entre o eletrodo e o couro cabeludo de cada voluntário foi mantida abaixo de 5 kΩ, com os eletrodos de referência posicionados no lóbulo de cada orelha, o eletrodo terra na frente do voluntário.

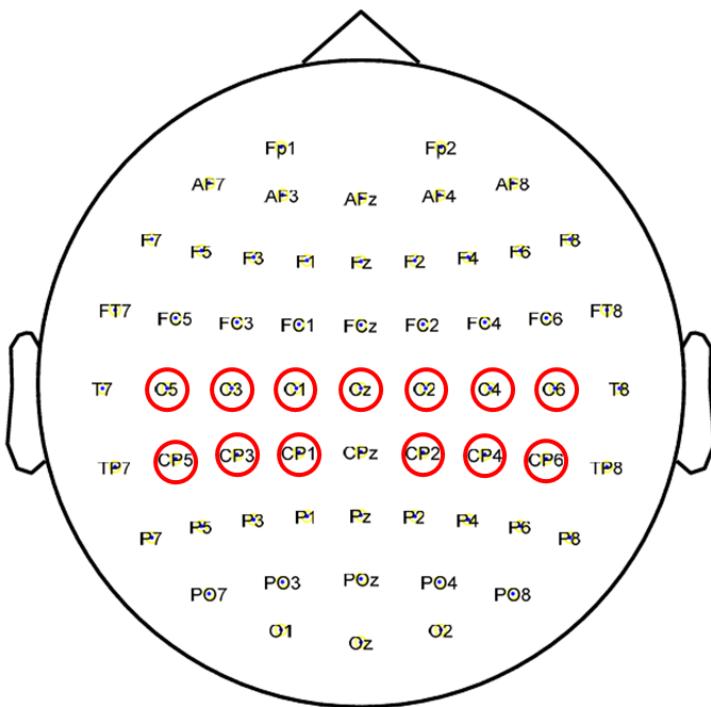


Figura 7 – Posicionamento dos eletrodos no sistema 10-10 adaptado a 60 eletrodos. Os eletrodos destacados em vermelho são aqueles associados as funções sensoriais e motoras, utilizados em diversos momentos durante esse estudo.

Fonte: Adaptado de (MELLO et al., 2023)

3.2 Processamento de dados

Para condicionamento e digitalização dos sinais de EEG, foi definido um filtro notch em 60 Hz, com o intuito de retirar/ diminuir ruídos associados à indução eletromagnética (AL-FAHOUUM; AL-FRAIHAT, 2014). A frequência de amostragem foi definida em 1024 Hz. Além disso, os sinais foram pré-processados com um filtro de tendência linear para minimizar artefatos. Também aplicou-se um filtro digital passa-banda do tipo butterworth, onde o passa-alta foi de 0,5 Hz e de ordem quatro, e o passa-baixa de 20 Hz com ordem seis. Todos os 60 canais tiveram suas épocas extraídas 200 ms antes do início de cada tentativa, até 1000 ms após, sendo definido para correção base com o sinal pré-estímulo. Como o foco do estudo é na componente P300, e essa é uma deflexão positiva que ocorre entre 250 a 400 ms após a apresentação do estímulo (PATEL; AZZAM, 2005), a janela de interesse utilizada para a busca desta foi de 250 a 400 ms.

Após o pré-processamento, os dados foram processados de acordo com os objetivos estabelecidos neste estudo. Nessa etapa, foram realizadas análises no domínio do tempo, incluindo a visualização do sinal e a avaliação da energia gerada por cada um de seus componentes a partir da promediação de épocas. Adicionalmente, a análise estatística foi conduzida por meio do teste t, permitindo a comparação das amplitudes e latências das respostas eletrofisiológicas às diferentes frequências apresentadas aos voluntários.

CAPÍTULO 4

Resultados

4.1 Limiares sensoriais

Como descrito no capítulo anterior, os voluntários foram submetidos a dois procedimentos experimentais para definição dos limiares sensoriais. A tabela a seguir apresenta os limiares de sensação e de dor para cada voluntário, além da amplitude do estímulo utilizada durante a gravação do EEG.

Tabela 1 – Limiar de sensação, limiar de dor e amplitude do estímulo para os dedos esquerdo e direito de cada um dos voluntários.

Vol.	Dedo esquerdo			Dedo direito		
	Limiar de s. (mA)	Limiar de dor (mA)	Amplit. Est. (mA)	Limiar de s. (mA)	Limiar de dor (mA)	Amplit. Est. (mA)
1	0,67	5,8	4,6	0,63	6,23	5,0
2	0,6	2,0	1,6	0,63	1,93	1,6
3	0,5	3,07	2,5	0,5	3,73	3,0
4	0,57	2,13	1,7	0,6	1,87	1,5
5	0,63	2,17	1,7	0,57	2,43	1,9
6	0,5	1,5	1,2	0,5	1,5	1,2
7	0,7	1,5	1,2	0,6	1,9	1,5
8	0,6	2,43	1,9	0,6	2,43	1,9
9	0,63	2,37	1,9	0,73	2,2	1,8
10	0,5	2,83	2,3	0,6	4,03	3,2

Em relação aos limiares de sensação, observou-se que os valores foram próximos entre os dedos direito e esquerdo, com uma média geral de 0,59 mA e um desvio padrão da média de 0,05 mA. Isso indica uma consistência na percepção tátil inicial entre os participantes. Já os limiares de dor apresentaram uma maior variabilidade entre os voluntários. Para o dedo esquerdo, a média registrada foi de 2,58 mA, com um desvio padrão da média de

0,8 mA, enquanto para o dedo direito a média foi ligeiramente maior, de 2,8 mA, com um desvio padrão de 1,1 mA. Essa diferença reflete a natureza subjetiva da percepção da dor, que varia de acordo com a sensibilidade individual de cada participante. Por fim, as amplitudes dos estímulos aplicados durante a gravação do EEG também apresentaram variações entre os voluntários, porém com médias próximas entre os dedos e um desvio padrão da média de 0,8 mA.

A análise dos dados coletados teve início com a visualização da grande média de energia dos sinais de EEG, para todos os 60 eletrodos e todos os voluntários, representada por meio de mapas topográficos. Essa análise considerou a janela temporal de interesse entre 250 e 400 ms (região do P300). A Figura 8 apresenta esses resultados, com os mapas normalizados em relação à maior energia registrada entre todos os canais.

Os mapas topográficos revelam a formação de dipolos mais intensos na maioria das frequências analisadas, direcionados ao lado contralateral do estímulo. No entanto, observa-se uma variação na intensidade desses dipolos entre a mão dominante e a não dominante, sendo essa diferença mais evidente na frequência de 10 Hz. Para essa frequência, a amplitude apresentada no momento em que ocorre o estímulo no dedo direito é imperceptível, enquanto o contrário se mostra mais evidente.

Esse fenômeno pode estar associado à menor percepção sensorial de estímulos de baixa frequência, o que demanda um nível maior de atenção, conforme relatado pela maioria dos voluntários. Além disso, à medida que a frequência do estímulo aumenta, como em 50Hz e 125Hz, há um incremento na energia registrada na região contralateral ao estímulo para ambos os dedos. Esse efeito é ainda mais acentuado quando o estímulo é aplicado à mão não dominante, assim como para a baixa frequência.

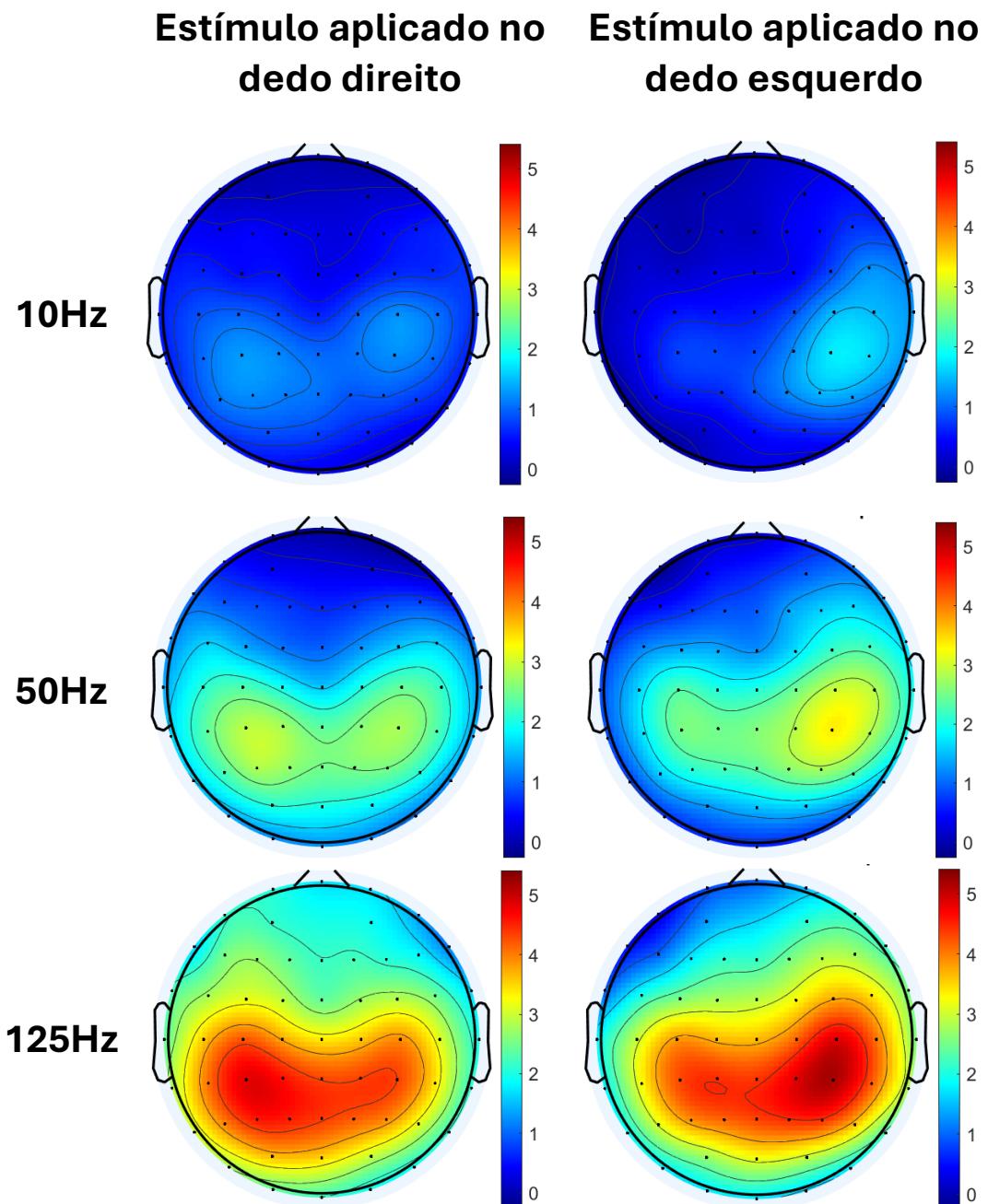


Figura 8 – Mapa topográfico da energia do sinal quando o estímulo foi aplicado no dedo direito (primeira coluna) e esquerdo (segunda coluna). Cada linha apresenta uma das frequências de estímulo utilizadas (10, 50 e 125 Hz). Cada ponto significa um eletrodo e a energia apresentada ao redor dele para a janela de interesse.

Fonte: Figura do autor

Para validar os dados para aplicação em uma ICM, foram analisadas a amplitude e a latência da componente P300, com o objetivo de quantificar os ERPs. Para tal, de acordo com a literatura, a principal análise do potencial P300 deve ser realizada nos eletrodos da linha média (Fz, Cz e Pz), nos quais a magnitude do sinal tende a aumentar dos eletrodos frontais para os parietais (POLICH, 2007).

A Figura 9 apresenta as componentes da média global de todos os voluntários, considerando todas as frequências testadas (10, 50 e 125Hz), nos eletrodos da linha média mencionados, além dos demais eletrodos dessa linha do sistema 10-10. Os resultados indicam o surgimento do P300 à medida que se aproxima dos eletrodos Cz e CPz, onde essa componente se manifesta de forma mais proeminente. Nessas regiões, observa-se uma clara predominância do P300, com amplitudes elevadas, variando entre 6 e 9,5 μ V, e latência próxima de 300 ms para as frequências mais altas. Em contrapartida, nas frequências mais baixas, a amplitude do P300 é reduzida. Além disso, verifica-se uma relação direta entre o aumento da frequência do estímulo e o incremento na amplitude do P300, independentemente do lado em que o estímulo foi apresentado. Esses achados estão em conformidade com o estudo de Elsayed (2017) (ELSAYED; ZAGHLOUL; BAYOUMI, 2017).

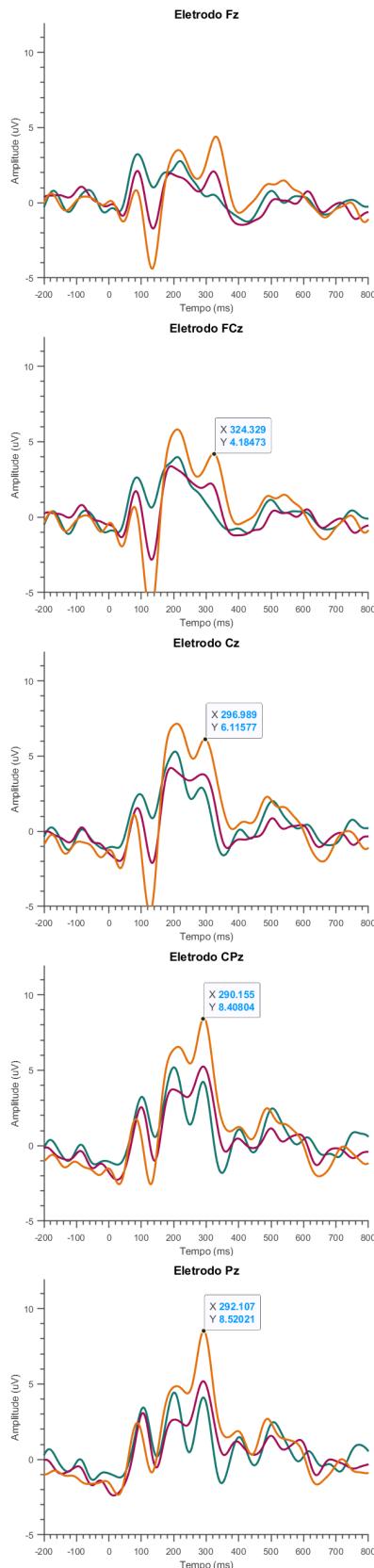
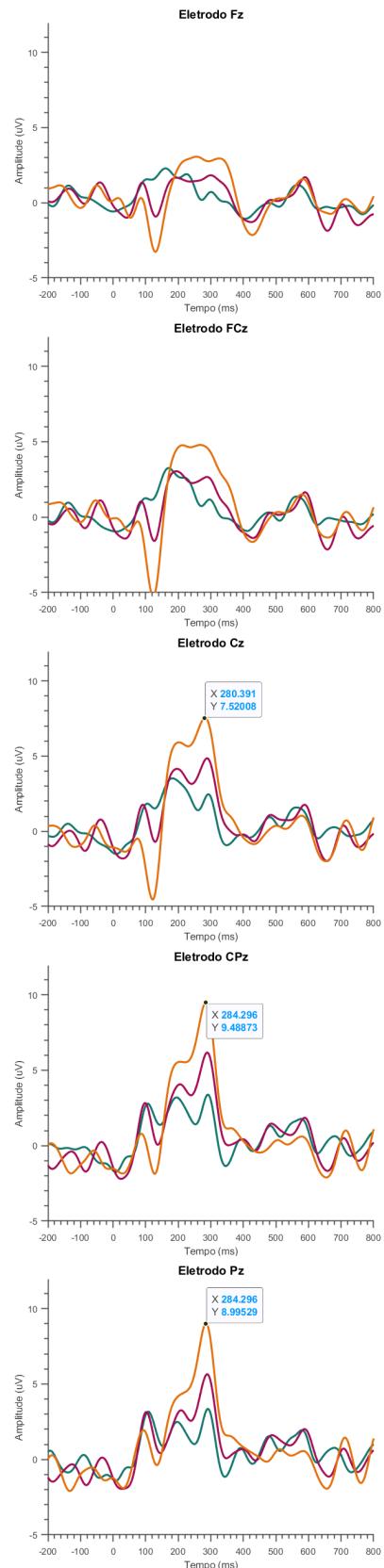
Estímulo no dedo direito**Estímulo no dedo esquerdo**

Figura 9 – Média global da resposta de todos os voluntários nos eletrodos da linha central (Fz, FCz, Cz, CPz, Pz) para todas as frequências considerando o dedo indicador direito e esquerdo.

Fonte: Figura do autor

Diante da proeminência dos sinais observados nos eletrodos Cz e CPz, o próximo passo da análise consistiu na avaliação detalhada dos eletrodos ao longo dessas linhas, com o objetivo de investigar as respostas cerebrais aos estímulos apresentados. Esse destaque se justifica, pois, conforme descrito por (TEPLAN et al., 2002), o córtex cerebral nas proximidades dos eletrodos C3, C4 e Cz está diretamente envolvido no processamento de informações sensoriais e motoras. Dessa forma, a análise dos eletrodos da linha C e CP foi conduzida com o intuito de verificar padrões específicos de ativação neural associados à percepção dos estímulos. Os resultados dessa avaliação são apresentados na Figura 10, que ilustra separadamente as respostas registradas de acordo com o lado em que o estímulo foi aplicado.

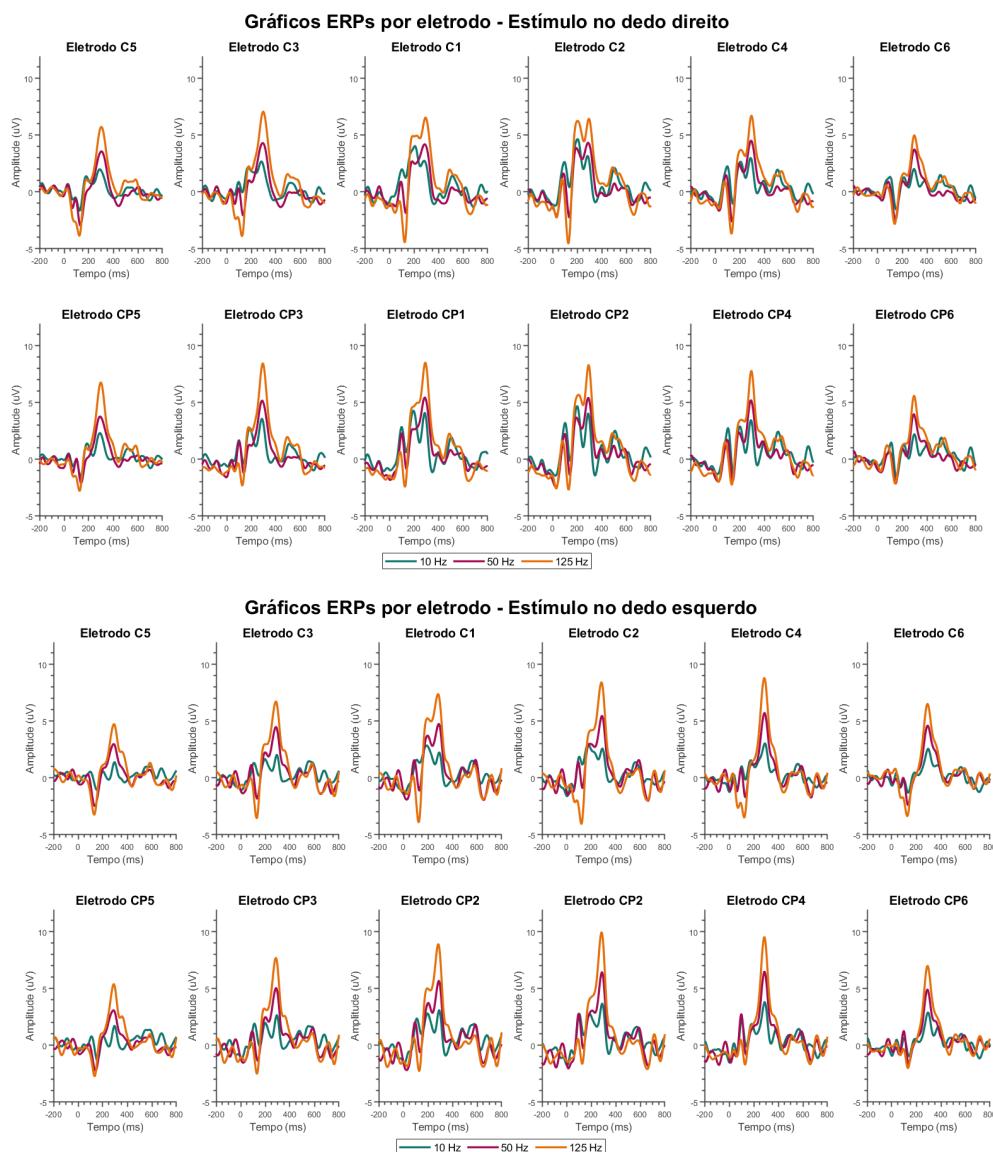


Figura 10 – Distribuição dos ERPs nos principais eletrodos da área somatossensorial para estímulos aplicados nos dedos direito e esquerdo, em diferentes frequências.

Figura do autor.

A análise da Figura 10 revela que as maiores amplitudes do sinal estão diretamente relacionadas ao estímulo contralateral. Quando o estímulo é aplicado no dedo direito (gráficos superiores da Figura 10), observa-se um aumento significativo da amplitude nos eletrodos localizados no hemisfério esquerdo, mais especificamente nos eletrodos vizinhos de Cz, como C1, C3, CP1 e CP3. Esse padrão se mantém para todas as frequências analisadas, embora o aumento da amplitude seja mais expressivo para as frequências mais elevadas. Um comportamento semelhante é identificado para os estímulos aplicados no dedo esquerdo (gráficos inferiores da Figura 10), com destaque dos eletrodos C2, C4, CP2 e CP4. No entanto, nesse caso, as amplitudes registradas são ainda maiores em comparação com as observadas para o estímulo no dedo direito. O aumento é especialmente evidente para as frequências mais altas, com amplitudes que podem atingir até $10 \mu\text{V}$ no eletrodo vizinho CP2 quando estimulado com a maior frequência.

Com base na distribuição das amplitudes do P300, a análise foi aprofundada para investigar as latências desse potencial. Conforme discutido anteriormente, o eletrodo Cz é amplamente destacado na literatura como um ponto de referência para a detecção do P300. Por essa razão, a avaliação da latência teve início nesse eletrodo. Portanto, o procedimento consistiu em identificar o pico do P300 dentro da janela de interesse e determinar o instante exato em que essa amplitude ocorria, caracterizando assim a latência do pico deste potencial. Com esse valor no vetor de tempo, todos os demais eletrodos foram analisados nesse mesmo instante, permitindo uma visualização abrangente da distribuição espacial da atividade neural.

Os resultados dessa análise com foco no eletrodo Cz são apresentados na Figura 11. Essa figura evidencia um aumento da energia na região centro-parietal quando o estímulo foi aplicado no dedo direito. Esse padrão pode estar relacionado ao fato de que todos os voluntários do estudo eram destros, o que pode implicar em uma menor sensibilidade tátil na mão dominante, como também observado nas análises anteriores. Além disso, quando o estímulo foi aplicado no dedo da mão não dominante, observou-se um aumento ainda mais expressivo das amplitudes, especialmente nas regiões centro-parietais, com destaque para as frequências mais altas de estimulação. Esse achado sugere que a lateralidade da mão estimulada influencia não apenas a amplitude do P300, mas também na sua distribuição espacial, possivelmente refletindo diferenças no processamento sensorial entre as mãos dominante e não dominante.

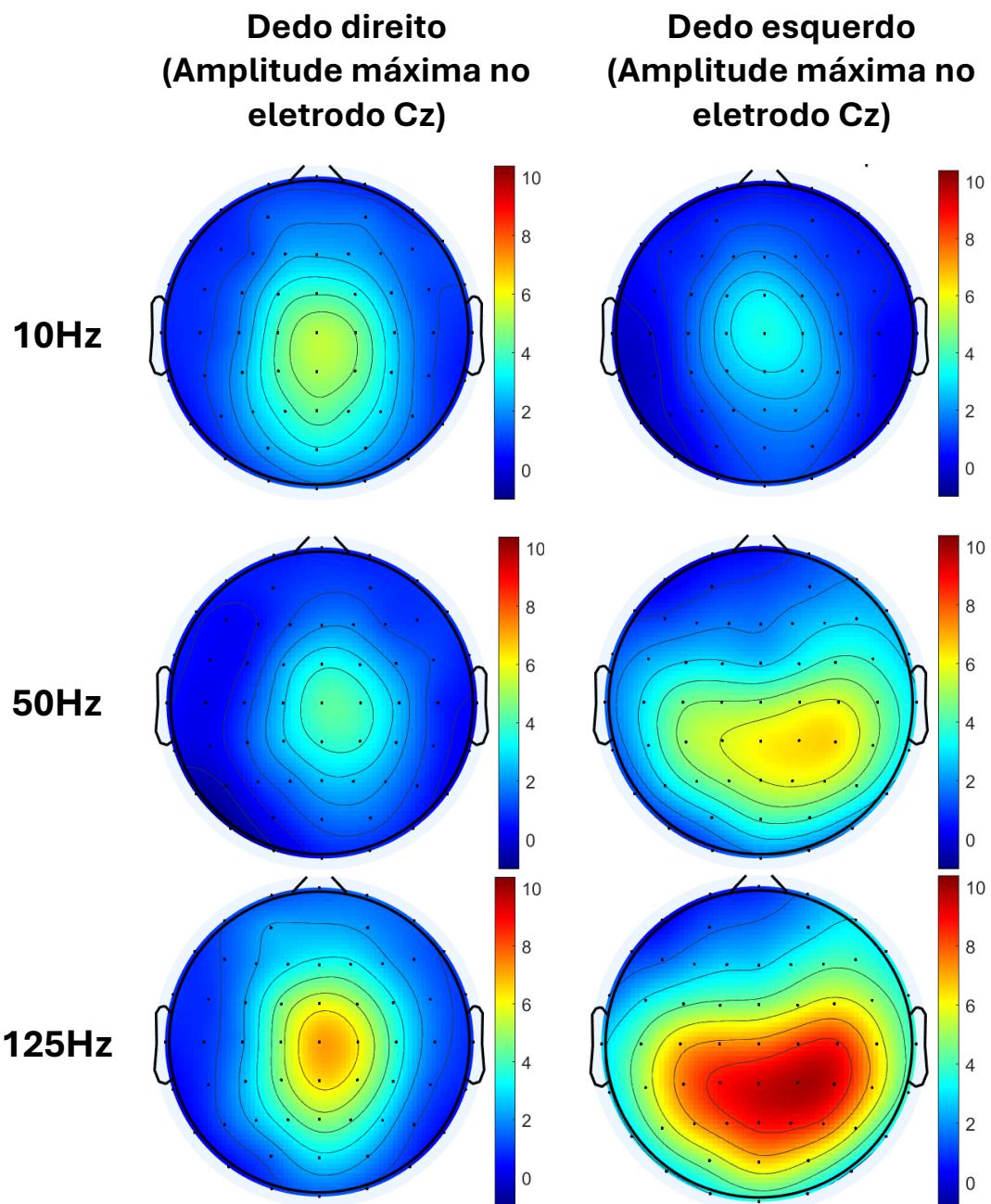


Figura 11 – Com a identificação do pico do P300 dentro da janela de interesse, determinou-se o instante dessa amplitude, ou seja, a latência de pico do potencial. A partir disso, todos os demais eletrodos foram plotados nesse mesmo instante de tempo.

Fonte: Figura do autor

Para a análise dos sinais na região somatossensorial, observou-se que os eletrodos contralaterais ao estímulo apresentaram uma resposta neural mais pronunciada. Com

base nisso, os eletrodos C3 e C4 foram escolhidos para uma avaliação mais detalhada, uma vez que eles correspondem às regiões corticais contralaterais aos dedos estimulados e se destacaram com a magnitude do P300. A tabela a seguir apresenta os resultados tanto das amplitudes quanto das latências para cada estímulo aplicado, permitindo uma análise detalhada dos dados.

Tabela 2 – Amplitudes e Latências por frequência de estímulo nos eletrodos de interesse.

Frequências	Amplitude		Latência	
	Estímulo no dedo direito (C3)	Estímulo no dedo esquerdo (C4)	Estímulo no dedo direito (C3)	Estímulo no dedo esquerdo (C4)
10Hz	2,6847 μ V	3,0378 μ V	282 ms	291 ms
50Hz	4,3059 μ V	5,7205 μ V	293 ms	288 ms
150Hz	7,0634 μ V	8,7917 μ V	297 ms	286 ms

A partir dos resultados dessa tabela, é possível observar que as amplitudes dos sinais corticais registrados foram maiores para os estímulos aplicados no dedo esquerdo. Além disso, no que diz respeito à latência, verificou-se que, com o aumento da frequência de estimulação, as latências para os estímulos aplicados no dedo direito aumentaram. Por outro lado, para os estímulos aplicados no dedo esquerdo, observou-se uma diminuição na latência à medida que a frequência de estimulação aumentava.

Por fim, foi realizada a análise da energia registrada na latência em que o pico do P300 foi identificado, tanto para o eletrodo C3 (estímulos no dedo direito) quanto para C4 (estímulos no dedo esquerdo). Os resultados dessa avaliação são ilustrados na Figura 12, que mostra uma relação direta entre o aumento da frequência de estimulação e o incremento na energia registrada nas regiões contralaterais ao estímulo. Essa evidência sugere que a modulação da frequência de estimulação tem um impacto significativo na resposta neural, especialmente nas áreas contralaterais ao estímulo aplicado.

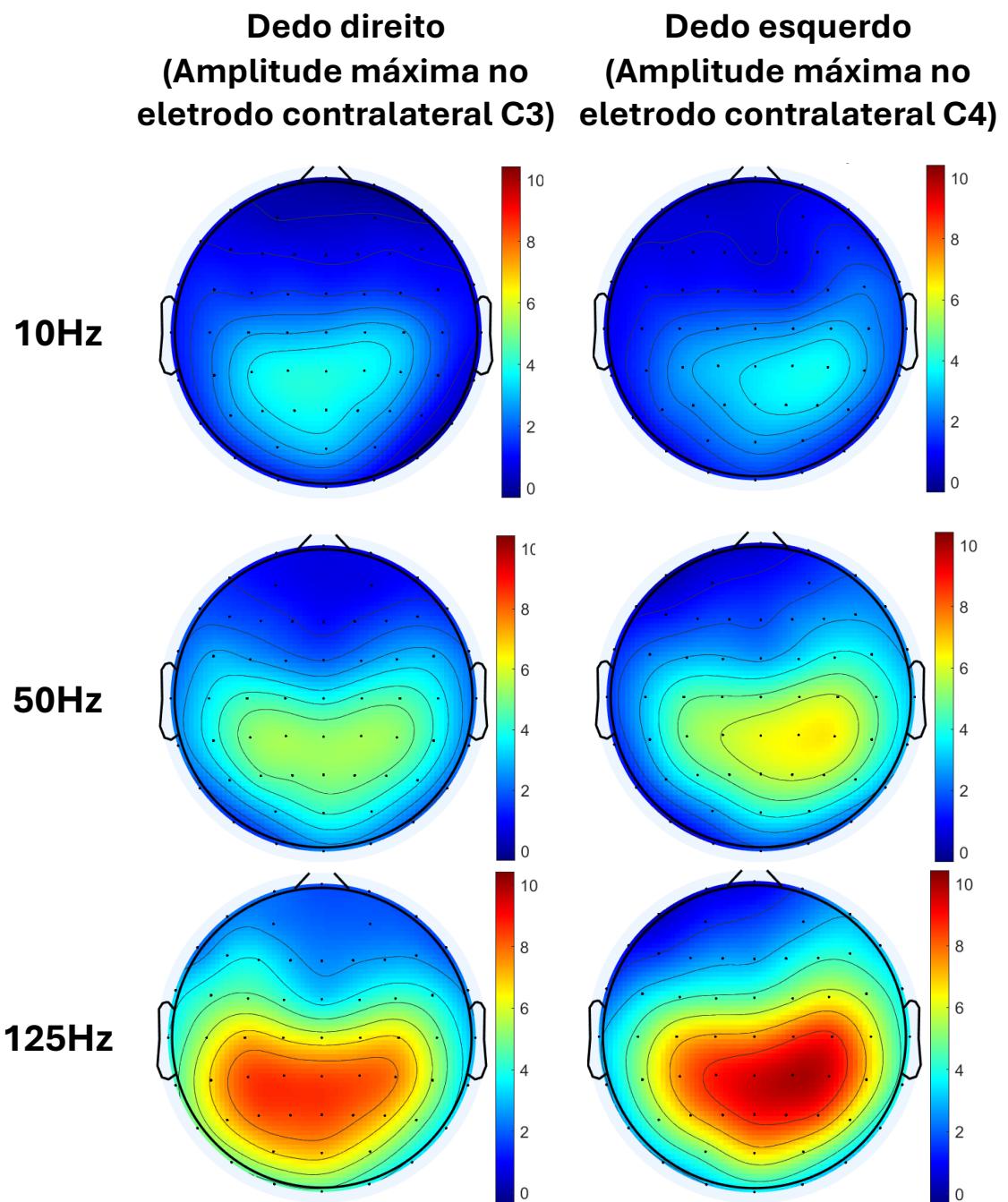


Figura 12 – A partir da grande média dos sinais dos voluntários, foi identificado o instante em que ocorre o pico de amplitude do P300 nos eletrodos contralaterais aos estímulos (C3 e C4). Dada a latência de pico de cada eletrodo, os demais foram visualizados nesse mesmo instante.

Fonte: Figura do autor

4.2 Análise estatística

O teste t foi utilizado para comparar as médias de amplitude e latência do potencial P300 entre diferentes frequências de estimulação, com o objetivo de verificar se as médias apresentariam diferenças significativas para distintas frequências de estímulo.

Para a primeira análise utilizando o teste t, foram considerados os eletrodos da área somatossensorial. A seguir, são apresentados os resultados referentes à latência do potencial P300, considerando a média dos dados de todos os 12 eletrodos. Os resultados do teste indicaram uma diferença estatisticamente significativa entre as frequências de 10Hz e 125Hz apenas no dedo esquerdo. Assim, conclui-se que o aumento da frequência de estimulação altera o comportamento de latência do pico do P300, mas essa alteração ocorre somente na mão não dominante (dedo esquerdo).

Tabela 3 – Teste T para as latências do P300 nos eletrodos da área somatossensorial.

Comparações	Estímulo no dedo direito		Estímulo no dedo esquerdo	
	h	p	h	p
10Hz vs 50Hz	0	0,7545	0	0,4578
50Hz vs 125Hz	0	0,3160	0	0,3041
10Hz vs 125Hz	0	0,5755	1*	0,0461

A tabela a seguir apresenta os resultados do teste t realizado com base nas amplitudes do pico do P300 registradas também nos eletrodos da área somatossensorial. Os resultados desse teste indicam que houve uma diferença estatisticamente significativa em todas as amplitudes, ou seja, cada frequência de estimulação resultou em amplitudes distintas para o pico do P300.

Tabela 4 – Teste T para as amplitudes do P300 nos eletrodos da área somatossensorial.

Comparações	Estímulo no dedo direito		Estímulo no dedo esquerdo	
	h	p	h	p
10Hz vs 50Hz	1	0,0169	1	0,0002
50Hz vs 125Hz	1	0,0012	1	0,0000
10Hz vs 125Hz	1	0,0000	1	0,0000

Com o objetivo de reduzir a quantidade de dados na média para a entrada do teste t, foi realizada uma análise considerando apenas os principais eletrodos contralaterais ao estímulo. Ou seja, no caso de estimulação no dedo direito, a média utilizada foi a do eletrodo C3, e, para o estímulo no dedo esquerdo, a média considerada foi a do eletrodo C4, como em análises anteriores já relatadas aqui. Em relação às latências, não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa nas comparações entre as frequências de estimulação.

Tabela 5 – Teste T para as latências do P300 nos eletrodos contralaterais.

Comparações	Estímulo no dedo direito		Estímulo no dedo esquerdo	
	h	p	h	p
10Hz vs 50Hz	0	0,5170	0	0,9576
50Hz vs 125Hz	0	0,5562	0	0,1084
10Hz vs 125Hz	0	0,1933	0	0,0992

Por outro lado, para as amplitudes, todas as comparações apresentaram diferenças estatísticas, indicando que cada frequência de estimulação resultou em amplitudes distintas, conforme já foi observado também nos resultados anteriores.

Tabela 6 – Teste T para as amplitudes do P300 nos eletrodos contralaterais.

Comparações	Estímulo no dedo direito		Estímulo no dedo esquerdo	
	h	p	h	p
10Hz vs 50Hz	1	0,0164	1	0,0000
50Hz vs 125Hz	1	0,0014	1	0,0000
10Hz vs 125Hz	1	0,0000	1	0,0000

Por fim, foi realizado o teste t considerando apenas o eletrodo central da linha centro-parietal, o Cz. Em relação às latências, foram observadas diferenças estatísticas significativas entre as frequências de 10Hz e 50Hz quando comparadas à frequência de 125Hz, com estímulo aplicado no dedo esquerdo.

Tabela 7 – Teste T para as latências do P300 em Cz.

Comparações	Estímulo no dedo direito		Estímulo no dedo esquerdo	
	h	p	h	p
10Hz vs 50Hz	0	0,3188	0	0,8563
50Hz vs 125Hz	0	0,9573	1*	0,0097
10Hz vs 125Hz	0	0,2451	1*	0,0185

Tabela 8 – Teste T para as amplitudes do P300 em Cz.

Comparações	Estímulo no dedo direito		Estímulo no dedo esquerdo	
	h	p	h	p
10Hz vs 50Hz	0*	0,1131	1	0,0018
50Hz vs 125Hz	1	0,0056	1	0,0000
10Hz vs 125Hz	1	0,0001	1	0,0000

Como se observa, o teste t revelou diferenças significativas entre amplitudes do P300 em Cz para todas as frequências e dedos, exceto para entre as frequências de 10Hz e 50Hz quando o estímulo fora aplicado no dedo direito.

CAPÍTULO 5

Discussão

A retroalimentação sensorial desempenha um papel crucial na interação do ser humano com o ambiente, sendo essencial para a adaptação motora e a percepção. Esse processo tem implicações diretas na aprendizagem motora, na adaptação sensorial e no desenvolvimento de tecnologias assistivas, com grande potencial para melhorar a qualidade de vida de indivíduos com disfunções sensório-motoras. A análise dos parâmetros corticais essenciais para a avaliação de estímulos táteis, realizada neste estudo, visa aprimorar a performance de ICMs.

O objetivo central deste estudo foi: compreender e analisar os parâmetros corticais essenciais para a avaliação de estímulos táteis, com o objetivo de contribuir para uma melhor performance dos ICMs. Portanto, fez-se necessário investigar como diferentes frequências de estimulação tátil afetam a resposta cortical, especialmente no que diz respeito ao potencial P300, que é amplamente utilizado como biomarcador de atenção e processamento de informações sensoriais. Os resultados obtidos nesse estudo indicam que o P300 se destaca, visto que foi o componente mais proeminente para todos os estímulos analisados. Esse achado está alinhado com a literatura, que aponta o P300 como um dos principais potenciais evocados utilizados em ICMs devido à sua amplitude considerável e à sua relação com processos de julgamento de sensação e atualização de memória (PATEL; AZZAM, 2005).

Uma das observações mais relevantes do estudo foi a constatação de que, apesar de variações individuais na percepção dos estímulos, a média das respostas corticais foi semelhante entre os voluntários. Essas variações nas respostas individuais podem ser atribuídas à diferença na percepção sensorial dos estímulos, que varia de acordo com o limiar de sensação e dor de cada participante, como descrito em estudos anteriores (COSTA et al., 2022) e retratado na Tabela 1. No entanto, a análise média dos dados de todos os voluntários indicou uma tendência consistente, com o P300 se destacando principalmente nos eletrodos localizados na linha média-parietal, como Cz e CPz, e vizinhos a eles como C3 e C4, o que corroborou as hipóteses iniciais de que esses locais são ideais para a detecção do P300, devido à alta amplitude observada nessas regiões (KAUFMANN; HOLZ; KÜBLER,

2013).

Além disso, os resultados mostraram uma clara relação entre a lateralidade do estímulo e a resposta cortical. Quando o estímulo foi aplicado no dedo da mão dominante (dedo direito), as maiores amplitudes foram registradas nos eletrodos contralaterais ao estímulo, no hemisfério esquerdo. Em contrapartida, quando o estímulo foi aplicado no dedo da mão não dominante, a resposta cortical mostrou um padrão inverso, com as maiores amplitudes observadas contralateralmente, no hemisfério direito. Esse fenômeno sugere uma diferença significativa no processamento cortical entre as mãos dominante e não dominante, o que pode ser atribuído a uma maior especialização e sensibilidade da mão dominante, como sugerido por outros estudos que investigam a lateralidade na percepção sensorial (LIU et al., 2021). A tendência de maiores amplitudes na mão não dominante pode refletir uma adaptação sensorial mais acentuada a estímulos que exigem maior atenção, conforme relatado pelos próprios voluntários.

A análise das latências do P300 também forneceu informações importantes. Observou-se que a latência para o pico do P300 foi mais curta quando o estímulo foi aplicado no dedo direito (mão dominante), indicando uma resposta cortical mais rápida e eficiente. No caso da estimulação no dedo esquerdo (mão não dominante), as latências foram ligeiramente mais longas, o que pode ser reflexo de uma diferença no processamento sensorial entre as duas mãos. Este padrão de latências reforça a ideia de que a lateralidade e a especialização sensorial influenciam a resposta cortical ao estímulo.

No contexto das ICMs, a escolha dos parâmetros de estimulação, incluindo a frequência e a intensidade, pode influenciar diretamente a eficácia do sistema, tanto no que diz respeito à precisão da resposta cortical quanto na usabilidade do dispositivo. Estudos anteriores (LIU et al., 2021) e os resultados do presente estudo corroboram a ideia de que diferentes frequências de estimulação podem gerar respostas corticais distintas. Frequências mais altas (como 50Hz e 125Hz) tendem a gerar maiores amplitudes de P300, o que pode ser vantajoso para melhorar a precisão e a detecção de estímulos em sistemas de ICMs. No entanto, como sugerido por (COSTA et al., 2022), a estimulação de baixa frequência (como 10Hz) pode ser mais confortável para o usuário, especialmente em estímulos prolongados, porém pode exigir ajustes para garantir uma experiência mais eficaz e agradável.

Portanto, os resultados deste estudo demonstram a viabilidade do uso do P300 como biomarcador da atividade cerebral associada aos estímulos de TENS. A análise das respostas corticais a diferentes frequências de estimulação oferece informações valiosas para o desenvolvimento de dispositivos de estimulação tátil mais eficazes, adaptados às necessidades específicas dos usuários. Além disso, as descobertas reforçam a importância de considerar as diferenças individuais na percepção sensorial e a lateralidade na aplicação de ICMs, garantindo que os sistemas sejam otimizados para o máximo desempenho e conforto do usuário.

A fim de complementar os resultados encontrados, foi realizada uma série de análises estáticas como objetivo investigar a variabilidade das respostas corticais ao potencial P300, associadas a diferentes frequências de estimulação tátil. Para isso, foi empregado o teste *t*, que comparou as médias de amplitude e latência do P300 entre as diferentes frequências de estimulação (10Hz, 50Hz e 125Hz). O uso desse teste visou verificar se havia diferenças estatisticamente significativas nas respostas cerebrais geradas por diferentes frequências de estimulação tátil, tanto em relação à amplitude quanto à latência do P300.

Primeiramente, a análise foi realizada considerando os dados de todos os 12 eletrodos da área somatossensorial, o que permitiu uma visão mais ampla das respostas corticais de todos os participantes. Para as latências do P300, os resultados indicaram uma diferença estatisticamente significativa apenas entre as frequências de 10Hz e 125Hz no estímulo aplicado ao dedo esquerdo. Essa alteração na latência do P300 sugere que a frequência de estimulação pode influenciar o tempo de resposta cortical, mas essa modulação foi observada apenas quando o estímulo foi aplicado na mão não dominante. Em relação às amplitudes dessa análise, os resultados mostraram diferenças estatisticamente significativas entre todas as frequências de estimulação, indicando que cada frequência gerou uma resposta cortical distinta. Isso confirma que a estimulação com diferentes frequências resulta em diferentes magnitudes do pico do P300, o que é importante para o entendimento dos efeitos que essas frequências têm sobre a percepção cognitiva do estímulo e, consequentemente, atividade cerebral avaliada. Essa variabilidade nas amplitudes foi consistente com os achados de estudos anteriores (LIU et al., 2021), que também observaram que a alteração na frequência de estimulação influencia as respostas corticais.

Para reduzir a quantidade de dados e focar em análises mais específicas, foi realizada uma segunda análise utilizando apenas os eletrodos contralaterais ao estímulo, ou seja, C3 e C4. Essa estratégia foi adotada com o objetivo de simplificar a análise e concentrar-se nas respostas cerebrais geradas diretamente pela área somatossensorial contralateral ao estímulo. Ao considerar apenas esses eletrodos, as comparações de latência não apresentaram diferenças estatísticas significativas entre as diferentes frequências de estimulação, sugerindo que, para os eletrodos contralaterais, a latência do P300 não foi significativamente afetada pelas variações de frequência. Contudo, para as amplitudes, todas as comparações entre as frequências de estimulação resultaram em diferenças estatísticas significativas. Isso indica que, embora a latência do P300 não seja afetada pela frequência de estimulação nos eletrodos contralaterais, a amplitude do P300 é sensível às variações na frequência, reforçando a ideia de que o P300 pode ser utilizado como um marcador da resposta cortical a diferentes frequências de estímulo.

Por fim, uma análise adicional foi realizada utilizando exclusivamente o eletrodo Cz, localizado na linha centro-parietal. Esse eletrodo foi escolhido devido à sua relevância na literatura como um ponto-chave para a detecção do P300, especialmente em relação ao processamento sensorial e motor. Para as latências, foram observadas diferenças estatís-

ticas significativas entre as frequências de 10Hz e 50Hz, quando comparadas à frequência de 125Hz, com o estímulo aplicado no dedo esquerdo. Isso sugere que a frequência de estimulação afeta o tempo de resposta cortical de maneira mais pronunciada para o estímulo na mão não dominante. Em relação às amplitudes do P300, não foram encontradas diferenças estatísticas entre as frequências de 10Hz e 50Hz, o que indica que, para essas frequências, a magnitude do P300 no eletrodo Cz não varia de forma significativa. No entanto, a ausência de diferenças significativas entre essas duas frequências pode indicar que ambas geram uma resposta cortical similar em termos de amplitude, o que é importante para a avaliação da utilidade dessas frequências em aplicações de ICMs.

Esses resultados evidenciam que a análise estatística, utilizando o teste t, foi fundamental para identificar as diferenças nas respostas corticais associadas às diferentes frequências de estimulação tátil. A variabilidade observada nas amplitudes do P300 entre as frequências sugere que a modulação da frequência de estimulação é um fator crucial na resposta neural, enquanto a latência, embora influenciada pela lateralidade do estímulo, mostrou menos sensibilidade às mudanças de frequência. Esse conjunto de resultados oferece um suporte importante para o desenvolvimento de sistemas de ICMs baseados em estímulos tátteis, permitindo uma personalização da estimulação de acordo com as características específicas de cada usuário.

Em suma, os resultados deste estudo sugerem que, para melhorar a performance de sistemas de ICMs, é essencial considerar tanto os parâmetros da estimulação quanto as características individuais dos usuários. A análise das respostas corticais indicou que o potencial P300 é sensível às variações nas frequências de estimulação, com diferenças significativas nas amplitudes observadas entre 10Hz e 125Hz, especialmente na estimulação do dedo não dominante. Além disso, a latência do P300 apresentou alterações apenas no dedo esquerdo, destacando a influência da lateralidade na resposta cortical. Esses achados ressaltam a necessidade de personalizar os sistemas de estimulação, levando em conta não só a frequência de estímulo, mas também a sensibilidade individual e a lateralidade, para garantir a eficácia e o conforto na reabilitação neurológica e no apoio a indivíduos com disfunções sensório-motoras.

CAPÍTULO 6

Conclusão

O objetivo principal deste estudo foi investigar os parâmetros corticais essenciais para a avaliação de estímulos táteis, com o intuito de contribuir para a otimização de sistemas de ICMs. Portanto, focando no potencial P300 como biomarcador da atividade cerebral, buscou-se compreender como diferentes frequências de estimulação tátil influenciam as respostas corticais, tanto em termos de amplitude quanto de latência. Ao investigar este potencial como biomarcador para a atividade cerebral associada aos estímulos de TENS, ele se destaca entre as respostas corticais, sendo amplamente utilizado devido à sua relação com os processos de julgamento de sensação e atualização de memória. Essa descoberta está alinhada com a literatura, que reconhece o P300 como um dos principais potenciais evocados utilizados em ICMs, especialmente em relação à sua grande amplitude e confiabilidade na detecção de estímulos sensoriais.

Observou-se que as amplitudes do P300 foram significativamente maiores para a estimulação no dedo da mão não dominante, se apresentando no hemisfério oposto ao estímulo. Além disso, as latências do P300 apresentaram padrões distintos dependendo da lateralidade do estímulo, com respostas mais rápidas sendo observadas para a estimulação na mão dominante. No caso de estímulos aplicados no dedo esquerdo, as latências foram ligeiramente mais longas, sugerindo diferenças no tempo de processamento cortical entre as mãos. Esses resultados destacam a importância da lateralidade e da frequência de estimulação na modulação das respostas corticais.

A análise estatística, realizada utilizando o teste t, evidenciou que a variabilidade observada nas amplitudes do P300 entre as frequências sugere que a modulação da frequência de estimulação é um fator crucial na resposta neural, enquanto a latência, embora influenciada pela lateralidade do estímulo, mostrou-se menos sensível às mudanças de frequência.

Em conclusão, este estudo demonstrou a viabilidade do uso do P300 como biomarcador para monitorar a resposta cortical a estímulos táteis e oferecer informações valiosas para o desenvolvimento de sistemas de ICMs mais eficazes. A personalização da estimulação, considerando as características individuais dos usuários, como lateralidade e sensibilidade a diferentes frequências, é essencial para otimizar a performance e o conforto

desses sistemas. Com base nos resultados, é possível avançar no design de dispositivos de estimulação tátil adaptados às necessidades específicas dos usuários, contribuindo para a reabilitação neurológica e a melhoria da qualidade de vida de indivíduos com disfunções sensório-motoras.

6.1 Trabalhos Futuros

Para trabalhos futuros, propõe-se:

- Análise estática mais robusta, como o método ANOVA, permitindo que haja a comparação não só entre as frequências de estimulação, mas também entre cada voluntário e entre cada um dos eletrodos.
- Para a aplicação em ICM, o próximo passo é realizar a classificação das características encontradas (amplitude e latência) como dados de treinamento para aprendizagem de máquina.

Referências

- ABIRI, R. et al. A comprehensive review of eeg-based brain–computer interface paradigms. **Journal of neural engineering**, IOP Publishing, v. 16, n. 1, p. 011001, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 26.
- AL-FAHOUM, A. S.; AL-FRAIHAT, A. A. Methods of eeg signal features extraction using linear analysis in frequency and time-frequency domains. **International Scholarly Research Notices**, Wiley Online Library, v. 2014, n. 1, p. 730218, 2014. Citado na página 31.
- ALLISON, B.; GRAIMANN, B.; GRÄSER, A. Why use a bci if you are healthy. In: **ACE Workshop-Brain-Computer Interfaces and Games**. [S.l.: s.n.], 2007. p. 7–11. Citado na página 16.
- ALMEIDA, A. N.; MARTINEZ, V.; FEINDEL, W. The first case of invasive eeg monitoring for the surgical treatment of epilepsy: historical significance and context. **Epilepsia**, Wiley Online Library, v. 46, n. 7, p. 1082–1085, 2005. Citado na página 21.
- BAILLET, S.; MOSHER, J. C.; LEAHY, R. M. Electromagnetic brain mapping. **IEEE Signal processing magazine**, Ieee, v. 18, n. 6, p. 14–30, 2001. Citado na página 20.
- BERGER, H. Über das elektroenkephalogramm des menschen. **Archiv für psychiatrie und nervenkrankheiten**, v. 87, n. 1, p. 527–570, 1929. Citado na página 20.
- BRONZINO, J. D.; PETERSON, D. R. Principles of electroencephalography. In: **Biomedical Engineering Fundamentals**. [S.l.]: CRC press, 2006. p. 445–456. Citado na página 20.
- BROUWER, A.-M.; ERP, J. B. V. A tactile p300 brain-computer interface. **Frontiers in neuroscience**, Frontiers, v. 4, p. 1440, 2010. Citado na página 13.
- CHAUDHARY, U.; BIRBAUMER, N.; RAMOS-MURGUIALDAY, A. Brain–computer interfaces for communication and rehabilitation. **Nature Reviews Neurology**, Nature Publishing Group UK London, v. 12, n. 9, p. 513–525, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 16.
- CORDELLA, F. et al. Literature review on needs of upper limb prosthesis users. **Frontiers in neuroscience**, Frontiers Media SA, v. 10, p. 209, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 17.

- COSTA, A. C. P. R. da et al. Electrodermal stimulation variant analysis for optimum perception in somatosensory feedback protocols. **Research on Biomedical Engineering**, Springer, v. 38, n. 2, p. 451–463, 2022. Citado 3 vezes nas páginas 29, 45 e 46.
- DOUIBI, K. et al. Toward eeg-based bci applications for industry 4.0: Challenges and possible applications. **Frontiers in Human Neuroscience**, Frontiers Media SA, v. 15, p. 705064, 2021. Citado 3 vezes nas páginas 13, 16 e 17.
- ELSAYED, N.; ZAGHLOUL, Z. S.; BAYOUMI, M. Brain computer interface: Eeg signal preprocessing issues and solutions. **Int. J. Comput. Appl.**, v. 169, n. 3, p. 12–16, 2017. Citado na página 35.
- FARWELL, L. A.; DONCHIN, E. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, Elsevier, v. 70, n. 6, p. 510–523, 1988. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 25.
- FETZ, E. E.; BAKER, M. Operantly conditioned patterns on precentral unit activity and correlated responses in adjacent cells and contralateral muscles. **Journal of neurophysiology**, v. 36, n. 2, p. 179–204, 1973. Citado na página 15.
- FOERSTER, O.; ALTENBURGER, H. Elektrobiologische vorgänge an der menschlichen hirnrinde. **Deutsche Zeitschrift für Nervenheilkunde**, Springer, v. 135, p. 277–288, 1935. Citado na página 21.
- GIBBS, F. A.; LENNOX, W. G.; GIBBS, E. L. The electro-encephalogram in diagnosis and in localization of epileptic seizures. **Archives of Neurology & Psychiatry**, American Medical Association, v. 36, n. 6, p. 1225–1235, 1936. Citado na página 21.
- GONZALEZ, M. et al. Artificial referred sensation in upper and lower limb prosthesis users: A systematic review. **Journal of neural engineering**, IOP Publishing, v. 19, n. 5, p. 051001, 2022. Citado na página 18.
- GUILLEN, K. et al. Estimulador eletrotátil para a percepção tátil. In: **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**. [S.l.: s.n.], 2014. p. 1241–44. Citado na página 28.
- HAAN, E. H. de; DIJKERMAN, H. C. Somatosensation in the brain: a theoretical re-evaluation and a new model. **Trends in Cognitive Sciences**, Elsevier, v. 24, n. 7, p. 529–541, 2020. Citado na página 18.
- HALL, J. E. **Guyton y Hall. Tratado de fisiología médica**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2011. Citado na página 18.
- HANDLER, A.; GINTY, D. D. The mechanosensory neurons of touch and their mechanisms of activation. **Nature Reviews Neuroscience**, Nature Publishing Group UK London, v. 22, n. 9, p. 521–537, 2021. Citado na página 18.
- JOHNSON, M. I. **Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS): research to support clinical practice**. [S.l.]: Oxford University Press, 2014. Citado na página 18.

- KANDEL, E. et al. **Princípios de neurociências-5**. [S.l.]: AMGH Editora, 2014. Citado na página 18.
- KAUFMANN, T.; HOLZ, E. M.; KÜBLER, A. Comparison of tactile, auditory, and visual modality for brain-computer interface use: a case study with a patient in the locked-in state. **Frontiers in neuroscience**, Frontiers Media SA, v. 7, p. 129, 2013. Citado na página 46.
- KELLER, T.; KUHN, A. Electrodes for transcutaneous (surface) electrical stimulation. **Journal of automatic control**, v. 18, n. 2, p. 35–45, 2008. Citado na página 27.
- KENNEDY, P. **The Oxford handbook of rehabilitation psychology**. [S.l.]: Oxford University Press, 2012. Citado na página 16.
- LIANG, W. et al. Eeg feature in amputee with five projected fingers: A comparison study. In: IEEE. **2022 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)**. [S.l.], 2022. p. 1873–1878. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 24.
- LIU, Y. et al. Quantifying the generation process of multi-level tactile sensations via erp component investigation. **International Journal of Neural Systems**, World Scientific, v. 31, n. 12, p. 2150049, 2021. Citado 2 vezes nas páginas 46 e 47.
- LUCK, S. J. **An introduction to the event-related potential technique**. [S.l.]: MIT press, 2014. Citado na página 13.
- MASLOVA, O. et al. Non-invasive eeg-based bci spellers from the beginning to today: a mini-review. **Frontiers in Human Neuroscience**, Frontiers Media SA, v. 17, p. 1216648, 2023. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 25.
- MELLO, J. N. et al. Avaliação neuro-psicofisiológica de protocolos de estimulação eletrotátil para feedback sensorial. Universidade Federal de Uberlândia, 2023. Citado 4 vezes nas páginas 17, 19, 24 e 30.
- MENDEZ, V. et al. Current solutions and future trends for robotic prosthetic hands. **Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems**, Annual Reviews, v. 4, n. 1, p. 595–627, 2021. Citado na página 18.
- MURET, D. et al. Beyond body maps: Information content of specific body parts is distributed across the somatosensory homunculus. **Cell reports**, Elsevier, v. 38, n. 11, 2022. Citado na página 19.
- NICOLAS-ALONSO, L. F.; GOMEZ-GIL, J. Brain computer interfaces, a review. **sensors**, Molecular Diversity Preservation International, v. 12, n. 2, p. 1211–1279, 2012. Citado 5 vezes nas páginas 13, 15, 16, 20 e 23.
- PATEL, S. H.; AZZAM, P. N. Characterization of n200 and p300: selected studies of the event-related potential. **International journal of medical sciences**, v. 2, n. 4, p. 147, 2005. Citado 5 vezes nas páginas 23, 24, 25, 31 e 45.
- POLICH, J. Clinical application of the p300 event-related brain potential. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics**, Elsevier, v. 15, n. 1, p. 133–161, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 26.

- POLICH, J. Updating p300: an integrative theory of p3a and p3b. **Clinical neurophysiology**, Elsevier, v. 118, n. 10, p. 2128–2148, 2007. Citado 3 vezes nas páginas 13, 25 e 35.
- PRIOR, P. F. Fundamentals of eeg technology. vol. 1 basic concepts and methods. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 47, n. 3, p. 326, 1984. Citado na página 21.
- RAMADAN, R. A.; VASILAKOS, A. V. Brain computer interface: control signals review. **Neurocomputing**, Elsevier, v. 223, p. 26–44, 2017. Citado 7 vezes nas páginas 12, 13, 16, 20, 22, 23 e 25.
- REIF, P. S.; STRZELCZYK, A.; ROSENOW, F. The history of invasive eeg evaluation in epilepsy patients. **Seizure**, Elsevier, v. 41, p. 191–195, 2016. Citado na página 21.
- SCHERER, R. et al. The self-paced graz brain-computer interface: Methods and applications. **Computational intelligence and neuroscience**, Wiley Online Library, v. 2007, n. 1, p. 079826, 2007. Citado na página 16.
- SMAIL, L. C. et al. Comfort and function remain key factors in upper limb prosthetic abandonment: findings of a scoping review. **Disability and rehabilitation: Assistive technology**, Taylor & Francis, v. 16, n. 8, p. 821–830, 2021. Citado na página 17.
- SUTTON, S. et al. Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty. **Science**, American Association for the Advancement of Science, v. 150, n. 3700, p. 1187–1188, 1965. Citado na página 24.
- TEPLAN, M. et al. Fundamentals of eeg measurement. **Measurement science review**, v. 2, n. 2, p. 1–11, 2002. Citado 6 vezes nas páginas 15, 20, 21, 22, 23 e 37.
- USAHLI, A. B. Improvement of eeg signal acquisition: An electrical aspect for state of the art of front end. **Computational intelligence and neuroscience**, Wiley Online Library, v. 2010, n. 1, p. 630649, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.
- VIDAL, J. J. Toward direct brain-computer communication. **Annual review of Biophysics and Bioengineering**, Annual Reviews 4139 El Camino Way, PO Box 10139, Palo Alto, CA 94303-0139, USA, v. 2, n. 1, p. 157–180, 1973. Citado na página 15.
- WIDMANN, A.; SCHRÖGER, E.; MAESS, B. Digital filter design for electrophysiological data—a practical approach. **Journal of neuroscience methods**, Elsevier, v. 250, p. 34–46, 2015. Citado na página 23.
- WYRWICKA, W.; STERMAN, M. B. Instrumental conditioning of sensorimotor cortex eeg spindles in the waking cat. **Physiology & Behavior**, Elsevier, v. 3, n. 5, p. 703–707, 1968. Citado na página 15.