
Aprimoramento da Resolução Espacial do EEG: Um Modelo Computacional Baseado no Algoritmo eLORETA

Yuri Pio Macedo



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE COMPUTAÇÃO
BACHARELADO EM CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

Yuri Pio Macedo

**Aprimoramento da Resolução Espacial do EEG:
Um Modelo Computacional Baseado no
Algoritmo eLORETA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
à Faculdade de Computação da Universidade
Federal de Uberlândia, Minas Gerais, como
requisito exigido parcial à obtenção do Título
de Bacharel em Ciência da Computação.

Área de concentração: Ciência da Computação

Orientador: Alcimar Barbosa Soares

Uberlândia - MG

2026

Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, a Deus por me dar forças e foco na condução de toda a minha trajetória acadêmica e pessoal.

À minha mãe, Vaneluce Pio, e ao meu pai, Jorge Macedo, por serem meus maiores apoiadores e incentivadores durante toda essa jornada, sempre me ajudando e estando ao meu lado, tanto nos momentos difíceis quanto na celebração das minhas conquistas.

Ao professor Dr. Alcimar Barbosa Soares, pela paciência, confiança e orientação durante todo o tempo de desenvolvimento desta pesquisa.

Aos meus amigos do Biolab e da Computação, por estarem ao meu lado e compartilharem comigo os momentos de caos, mas também os de risadas.

À Júlia Nepomuceno, por ter me introduzido ao mundo da pesquisa, e à Júlia Lombardi, por ter me acompanhado durante o desenvolvimento deste trabalho e das publicações.

À minha família, que sempre acreditou em todo o meu potencial e nas conquistas que eu poderia obter.

Por fim, à Faculdade de Computação (FACOM) e a todos os professores que me acompanharam durante esses anos, por todo o conhecimento fundamental fornecido.

“Uma lição sem dor não tem sentido. Isso porque ninguém pode ganhar algo sem sacrificar outra coisa em troca. Mas, depois de suportar a dor e superá-la, você ganha um coração forte o suficiente para superar qualquer obstáculo.”
(Edward Elric (Fullmetal Alchemist))

Resumo

A eletroencefalografia (EEG) apresenta excelente resolução temporal, porém sofre com limitações de resolução espacial devido à natureza do volume condutor encefálico e à distância entre os eletrodos e o córtex. Para contornar esta limitação, este trabalho propõe e valida um modelo baseado no algoritmo eLORETA (Tomografia Eletromagnética Cerebral de Baixa Resolução Exata) para a resolução do Problema Inverso, focada no rastreamento tridimensional de fontes neurais sob estimulação somatossensorial eletrotátil. O *pipeline* desenvolvido foi estruturado em três etapas principais: inferência estatística bidimensional, simulação computacional do Problema Direto e reconstrução espacial em dados reais. A análise estatística preliminar (ANOVA) atestou que estímulos táteis de alta frequência (125 Hz) eliciam o complexo P300 com maior amplitude e relação sinal-ruído, otimizando as matrizes de entrada. Durante a validação algorítmica sintética, o modelo demonstrou alta capacidade de separabilidade de fontes múltiplas, mantendo erros de localização de baixa magnitude (restritos a distâncias de 1 a 2 *voxels*) mesmo sob degradação aguda de 50% por ruído branco. Na aplicação sobre dados biológicos reais extraídos de 10 voluntários utilizando uma matriz de 60 canais, o *software* isolou com sucesso a macrorregião anatomofisiológica no córtex somatossensorial, suprimindo o espalhamento espacial típico do EEG de superfície. A análise de desempenho revelou ainda que a malha paramétrica adotada (5 mm e 12.213 *voxels*) configurou um ponto ótimo entre detalhamento espacial e viabilidade de processamento em memória. Conclui-se que o sistema consolidado estabelece uma ferramenta analítica computacional robusta, garantindo alta precisão na extração de características para processamento avançado de dados eletrofisiológicos.

Palavras-chave: Eletroencefalografia, Problema Inverso, eLORETA, Processamento de Sinais, Resolução cortical.

Abstract

Electroencephalography (EEG) presents excellent temporal resolution, but suffers from spatial resolution limitations due to the nature of the brain volume conductor and the distance between the electrodes and the cortex. To circumvent this limitation, this work proposes and validates a model based on the eLORETA (Exact Low Resolution Brain Electromagnetic Tomography) algorithm to solve the Inverse Problem, focusing on the three-dimensional tracking of neural sources under electrotactile somatosensory stimulation. The pipeline developed was structured into three main stages: two-dimensional statistical inference, computational simulation of the Forward Problem, and spatial reconstruction on real data. Preliminary statistical analysis (ANOVA) confirmed that high-frequency tactile stimuli (125 Hz) elicit the P300 complex with greater amplitude and signal-to-noise ratio, optimizing the input matrices. During synthetic algorithmic validation, the model demonstrated a high capacity for multiple source separability, maintaining low-magnitude localization errors (restricted to distances of 1 to 2 voxels) even under acute 50% white noise degradation. In the application on real biological data extracted from 10 volunteers using a 60-channel array, the software successfully isolated the anatomophysiological macroregion in the somatosensory cortex, suppressing the spatial scattering typical of surface EEG. Performance analysis further revealed that the adopted parametric mesh (5 mm and 12,213 voxels) established an optimal balance between spatial detail and memory processing viability. It is concluded that the consolidated system establishes a robust computational analytical tool, ensuring high precision in feature extraction for advanced electrophysiological data processing.

Keywords: Electroencephalography, Inverse Problem, eLORETA, Signal Processing, Cortical Resolution.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Representação do posicionamento de eletrodos segundo o padrão internacional 10-05	17
Figura 2 – Sinal dos eletrodos Cz, CPz, C3 e CP3 ao longo do tempo com pico máximo próximo a 300 milissegundos	19
Figura 3 – Imagem de um modelo cerebral com aplicação de indetificação de fontes	20
Figura 4 – Imagem de um modelo cerebral com aplicação de indetificação de fontes com a técnica eLORETA aplicada	23
Figura 5 – Touca de eletroencefalografia modelo MCSCAP	29
Figura 6 – Posicionamento dos eletrodos de eletroestimulação no dedo indicador .	30
Figura 7 – Resposta cortical temporal média dos 10 voluntários no eletrodo Cz para diferentes frequências, referente aos estímulos aplicados no dedo direito.	39
Figura 8 – Mapa topográfico da distribuição de voltagem na janela de interesse do P300 (250-400 ms) para estímulos no lado direito, variando de 10 Hz a 125 Hz.	40
Figura 9 – Dispersão da variação da amplitude do P300 na resposta cortical de cada indivíduo, cruzando frequências (10 a 125 Hz) e lateralidade (direito e esquerdo).	41
Figura 10 – Dispersão da variação da latência do P300 na resposta cortical de cada indivíduo, cruzando frequências (10 a 125 Hz) e lateralidade (direito e esquerdo).	41
Figura 11 – Renderização tridimensional do córtex apontando a máxima ativação estimada pelo eLORETA no cenário de dipolo único com 5% de ruído artificial.	45
Figura 12 – Curvas de ativação temporal (ERP) da média global dos voluntários. .	47
Figura 13 – Grade volumétrica de 12.213 dipolos baseada no atlas anatômico MNI.	48
Figura 14 – Reconstrução tomográfica eLORETA sob estimulação de 10 Hz.	49
Figura 15 – Reconstrução tomográfica eLORETA sob estimulação de 125 Hz.	50

Lista de tabelas

Tabela 1 – Resultados do Teste ANOVA para Amplitude e Latência	42
Tabela 2 – Validação do eLORETA para 1 Área de Ativação	44
Tabela 3 – Validação do eLORETA para 2 Áreas de Ativação	46

Lista de siglas

ANOVA Análise de Variância

BEM Método dos Elementos de Contorno

CAR Referência Média Comum

EEG Eletroencefalograma

eLORETA Tomografia Eletromagnética Cerebral de Baixa Resolução Exata

ERP Potenciais Evocados Relacionados a Eventos

IFEM Imageamento de Fontes Eletromagnéticas

fMRI Ressonância Magnética Funcional

ICM Interface Cérebro-Máquina

ICA Análise de Componentes Independentes

MNE Estimativa de Norma Mínima

MNI Instituto Neurológico de Montreal - *Montreal Neurological Institute*

TCC Trabalho de Conclusão de Curso

UFU Universidade Federal de Uberlândia

Sumário

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	Motivação	12
1.2	Problema	13
1.3	Hipótese	13
1.4	Objetivos	14
1.5	Contribuições	14
1.6	Organização da Monografia	15
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
2.1	Eletroencefalografia (EEG)	16
2.2	Potenciais Evocados Relacionados a Eventos (ERP)	17
2.3	O Potencial P300 e sua Relevância	18
2.4	Estimativa de Fontes e o Problema Direto	20
2.5	O Problema Inverso	21
2.6	A Técnica eLORETA	22
2.7	Ferramentas Computacionais: EEGLAB e FieldTrip	23
3	TRABALHOS RELACIONADOS	25
3.1	O Paradigma Tátil no P300	25
3.2	Protocolos de Aquisição de Dados	26
3.3	Aprimoramento da Resolução Cortical	26
3.4	Estudos Preliminares e Validação Estatística	26
4	METODOLOGIA	28
4.1	Aquisição de Dados	28
4.2	Procedimento Experimental e Estimulação Tátil	29
4.3	Pré-processamento e Limpeza dos Dados	30
4.4	Extração de Características e Análise Estatística	31

4.5	Modelagem Computacional do Problema Inverso	32
4.6	Projeção e Renderização 3D das Fontes Corticais	34
4.7	Validação Algorítmica e Simulação de Fontes	35
4.8	Ambiente de Desenvolvimento e Especificações Computacionais	36
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	38
5.1	Análise Temporal e Topográfica do P300	38
5.2	Validação Estatística (ANOVA)	42
5.3	Validação Algorítmica e Simulação Computacional	43
5.4	Reconstrução Espacial em Dados Reais	46
5.5	Desempenho Computacional e Análise de Complexidade	52
6	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	54
6.1	Trabalhos Futuros	55
	REFERÊNCIAS	57

Introdução

O processamento computacional de sinais de Eletroencefalograma (EEG) representa um pilar fundamental na neurociência moderna (SANEI; CHAMBERS, 2013; NUNEZ; SRINIVASAN, 2006). O EEG é um método de monitoramento não invasivo das dinâmicas cerebrais, possuindo alta resolução temporal, que permite realizar capturas na escala de milissegundos (MCFARLAND; WOLPAW, 2017). Contudo, a análise automatizada desses dados enfrenta uma limitação importante associada à sua baixa resolução espacial. O sinal elétrico gerado no córtex sofre atenuação e um efeito de dispersão esférico ao atravessar as diferentes interfaces condutoras da caixa craniana, fazendo com que eletrodos na superfície registrem a ativação combinada de amplas áreas cerebrais. Para contornar essa restrição, modelos de Imageamento de Fontes Eletromagnéticas (IFEM) utilizam algoritmos avançados para estimar de forma tridimensional a origem dos potenciais medidos na superfície (SCHMIELE, 2019). Dentre esses métodos, a Tomografia Eletromagnética Cerebral de Baixa Resolução Exata (eLORETA) fornece um formalismo matemático rigoroso para a reconstrução de fontes neurais, oferecendo um aprimoramento substancial na resolução do sinal cortical e permitindo isolar focos de atividade que antes apareciam difusos. Esse nível de precisão possui implicações e aplicações diretas cruciais: na prática clínica, uma de suas funções é auxiliar na localização exata de focos epiléticos para planejamento cirúrgico; na engenharia biomédica, viabiliza o desenvolvimento de Interface Cérebro-Máquina (ICM) baseadas no mapeamento refinado do córtex; e em neurociência computacional, possibilita sistemas de neurofeedback para reabilitação motora e cognitiva.

1.1 Motivação

A motivação deste trabalho reside no desafio de superar as limitações físicas de resolução espacial inerentes aos sensores biomédicos convencionais. Historicamente, a neurociência enfrenta um dilema tecnológico: embora técnicas de imageamento funcional como a Ressonância Magnética Funcional (fMRI) possuam excelente precisão espacial, elas apresentam alto custo computacional, baixa portabilidade e carecem da resolução temporal

que o EEG oferece. O EEG, por sua vez, sofre com o fenômeno de condução de volume, onde os sensores de superfície captam um sinal espacialmente difuso. Tradicionalmente, contornar essa restrição exige alterar o hardware, utilizando equipamentos de altíssimo custo como toucas de alta densidade, com 128 a 256 canais. Ao invés disso, este trabalho propõe uma via algorítmica: o desenvolvimento de pipelines de software otimizados para extrair informações de alta resolução utilizando equipamentos clínicos padrão de 60 canais. Portanto, capacitar o EEG com alta resolução espacial via software viabiliza o surgimento de sistemas de alta precisão baseados em sinais corticais.

Para validar a eficácia dessa abordagem, é indispensável a utilização de um marcador neural bem estabelecido. Uma das possíveis estratégias é o uso do potencial evocado P300, uma resposta cognitiva clássica e robusta que ocorre cerca de 300 milissegundos após a apresentação de um estímulo. A escolha do P300, combinada a um protocolo experimental baseado em estímulos táteis de diferentes frequências (de 10 Hz a 125 Hz), serve como a base metodológica para este trabalho. Esse cenário controlado permite avaliar empiricamente se o algoritmo eLORETA consegue, de fato, delimitar com exatidão as áreas focais ativadas no córtex somatossensorial, frente a diferentes variações nos estímulos.

1.2 Problema

O núcleo do problema abordado nesta pesquisa consiste na resolução algorítmica do chamado Problema Inverso do EEG. Enquanto o problema direto (simular o fluxo elétrico de uma fonte interna conhecida até os sensores da superfície) possui uma solução matemática única e bem determinada através da matriz de leadfield (HALLEZ et al., 2007), o problema inverso é intrinsecamente mal posto (ill-posed) e indeterminado. Isso significa que existe um número infinito de configurações de fontes tridimensionais internas que podem gerar exatamente o mesmo padrão de potenciais elétricos bidimensionais detectados no couro cabeludo (GRECH et al., 2008; MICHEL; BRUNET, 2019). Portanto, o problema científico consiste em como aplicar restrições matemáticas e matrizes de regularização computacional eficientes, por meio do eLORETA, para mitigar essa indeterminação, reduzindo de forma confiável a dimensionalidade dos dados e eliminando distorções espaciais na estimativa da resolução cortical.

1.3 Hipótese

A hipótese central desta pesquisa sustenta que o algoritmo eLORETA, ao incorporar restrições físicas de condutividade homogênea por compartimentos e uma malha de discretização volumétrica tridimensional do cérebro, é capaz de resolver o problema inverso com um erro de localização espacial significativamente menor do que as representações to-

pográficas bidimensionais tradicionais. Sob essa hipótese, busca-se responder às seguintes questões:

- ❑ O método eLORETA consegue reduzir substancialmente a dispersão espacial observada nos mapas de EEG de superfície?
- ❑ A modelagem de fontes reconstrói com coerência fisiológica o pico do potencial evocado P300 utilizando um modelo anatômico padronizado, mesmo sob variações no estímulo de entrada?

1.4 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é investigar e avaliar o desempenho computacional do método de Estimativa de Fontes Inversas eLORETA no aprimoramento da resolução espacial da atividade cortical, utilizando como base metodológica o potencial evocado P300 gerado por estimulação tátil. Para alcançar o objetivo geral, definem-se os seguintes objetivos específicos:

- ❑ Estruturar e implementar um pipeline de processamento numérico para a filtragem, segmentação em épocas e remoção automática de artefatos em sinais EEG.
- ❑ Formular computacionalmente os modelos diretos de condução utilizando geometrias de crânios padronizados pelo Instituto Neurológico de Montreal (MNI) acopladas às coordenadas espaciais tridimensionais dos eletrodos.
- ❑ Aplicar o formalismo matemático do método eLORETA para mapear as séries temporais dos eletrodos do espaço de superfície para o espaço volumétrico de fontes corticais.
- ❑ Analisar quantitativamente as diferenças na resolução espacial e no foco de ativação geradas pelo algoritmo a partir de variações nas frequências experimentais de estimulação (10, 25, 50, 100 e 125 Hz).

1.5 Contribuições

As contribuições tecnológicas e científicas deste trabalho incluem:

- ❑ A estruturação de um fluxo computacional integrado e reproduzível em ambiente MATLAB, unificando rotinas das bibliotecas EEGLAB e FieldTrip para a transição transparente de matrizes de superfície para dados volumétricos de fonte.

- A demonstração prática de que a aplicação de restrições matemáticas no eLORETA permite uma contração significativa da área cortical estimada de interesse, reduzindo o espalhamento do sinal sem a necessidade de aumentar a densidade física de eletrodos na coleta.
- A avaliação do impacto de parâmetros de estímulo periférico na estabilidade da reconstrução algorítmica, evidenciando como frequências mais altas fornecem dados de entrada que resultam em estimativas de fontes mais agudas e matematicamente delimitadas.

1.6 Organização da Monografia

Esta monografia está organizada em seis capítulos. O Capítulo 2 detalha a fundamentação teórica, revisando os princípios biofísicos do EEG, a natureza neurofisiológica do potencial P300 e a dedução matemática dos problemas direto e inverso em IFEM. O capítulo 3 irá mapear os trabalhos relacionados, concentrando-se em estudos que exploram algoritmos de localização de fontes e técnicas de aprimoramento de resolução espacial. O Capítulo 4 descreve a metodologia e a especificação da arquitetura computacional do pipeline desenvolvido para tratar os dados e executar os formalismos inversos. O Capítulo 5 apresenta os resultados analíticos e as discussões sobre o estudo, englobando as validações estatísticas de superfície e os mapas volumétricos tridimensionais gerados pela reconstrução do eLORETA. Por fim, o Capítulo 6 sintetiza as conclusões do trabalho, avaliando as metas alcançadas e propondo direcionamentos para futuras pesquisas computacionais na área.

Fundamentação Teórica

Este capítulo estabelece as bases conceituais e matemáticas necessárias para a compreensão deste trabalho. O córtex cerebral humano, a camada mais externa do cérebro, é a estrutura biológica responsável por funções cognitivas superiores e processamento sensorial. A sua atividade é governada pela comunicação eletroquímica de bilhões de neurônios. Em particular, as células piramidais disparam de forma sincronizada, gerando campos eletromagnéticos microscópicos que se somam e se propagam através dos tecidos biológicos (meninges, crânio e couro cabeludo). A captação matemática e computacional dessa atividade macroscópica viabiliza a investigação do cérebro, possuindo aplicações cruciais no diagnóstico clínico, como localização de focos de epilepsia, e na engenharia de reabilitação, como na construção de ICMs.

A partir deste contexto biológico, descrevem-se inicialmente a natureza dos sinais de EEG e o potencial evocado P300. Em seguida, formaliza-se a modelagem computacional do Problema Direto da eletrofisiologia. Também apresenta-se o Problema Inverso e detalha-se o algoritmo de IFEM e LORETA, responsável por aprimorar a resolução espacial dos dados. Por fim, expõe as bibliotecas de código aberto do MATLAB utilizadas para auxílio no processamento dos dados.

2.1 Eletroencefalografia (EEG)

O EEG é uma técnica de monitoramento não invasiva que afere a atividade elétrica macroscópica do cérebro (LI et al., 2019). Os sinais captados no couro cabeludo são gerados primariamente pelos potenciais pós-sinápticos de neurônios piramidais dispostos perpendicularmente à superfície cortical. Do ponto de vista computacional, o sinal de EEG é modelado como uma série temporal multivariada contínua, discretizada por uma frequência de amostragem predefinida, onde cada eletrodo representa um canal de aquisição de dados (BENSAID et al., 2019; JOHANSSON; SOEKADAR; CLAUSEN, 2017; SANEI; CHAMBERS, 2013).

Apesar da sua alta resolução temporal, na ordem de milissegundos, o EEG possui uma

resolução espacial significativamente degradada. Isso ocorre devido ao efeito de condução de volume, no qual o sinal elétrico se dispersa ao atravessar tecidos com diferentes condutividades elétricas, como o tecido cerebral, líquido cefalorraquidiano, crânio e couro cabeludo, resultando em um forte espalhamento espacial da voltagem medida (NUNEZ; SRINIVASAN, 2006; MICHEL; BRUNET, 2019).

Para garantir a reprodutibilidade anatômica e a padronização global na aquisição e processamento desses sinais, os sensores não são distribuídos aleatoriamente. Utiliza-se o sistema internacional 10-05, uma extensão de alta resolução do sistema padrão definido para EEG que é o 10-20. Esse padrão estipula a colocação dos eletrodos em posições relativas na cabeça, utilizando distâncias proporcionais, de 10% a 5%, calculadas a partir de marcos anatômicos do crânio, como o násio (ponto frontal entre os olhos) e o íonion (protuberância óssea na nuca) (JURCAK; TSUZUKI; DAN, 2007).

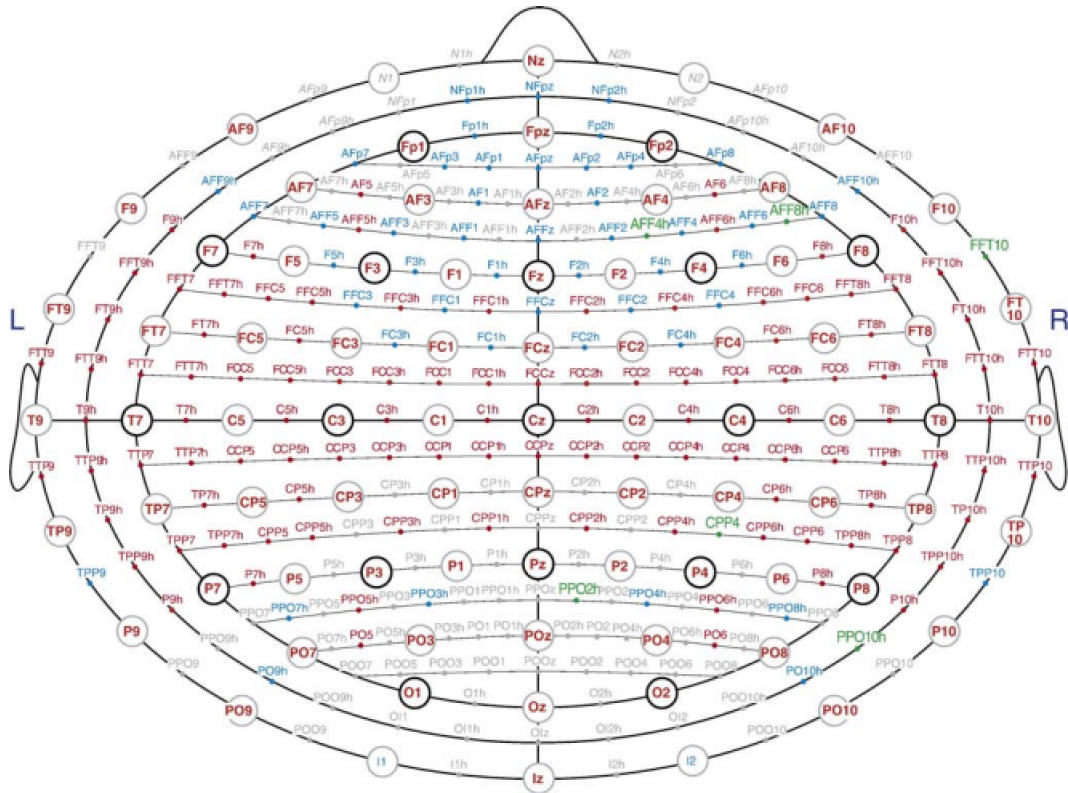


Figura 1 – Representação do posicionamento de eletrodos segundo o padrão internacional 10-05

Fonte: (JURCAK; TSUZUKI; DAN, 2007)

2.2 ERP

O sinal de EEG bruto reflete a dinâmica contínua e espontânea do cérebro, possuindo uma natureza altamente caótica e uma baixa relação sinal-ruído. Ele é constantemente

sobreposto por artefatos biológicos, como piscadas e movimentos musculares. Para viabilizar a extração de características em sistemas computacionais, a análise frequentemente isola os ERPs (IBANEZ et al., 2012; MOGNON et al., 2011)].

Diferente da atividade espontânea, os ERPs são respostas elétricas cerebrais sincronizadas no tempo, desencadeadas especificamente por eventos sensoriais, motores ou cognitivos externos (CHAUMON; BISHOP; BUSCH, 2015). Computacionalmente, a extração de um ERP é realizada segmentando o sinal contínuo em épocas baseadas no momento do estímulo e aplicando uma média temporal sobre múltiplas tentativas (*trials*). Esse processo de média cancela o ruído aleatório de fundo e revela a curva característica da resposta neural isolada gerada por aquele estímulo específico (LUCK, 2014).

2.3 O Potencial P300 e sua Relevância

Dentre os Potenciais Evocados Relacionados a Eventos, a onda P300 é um dos marcadores neurofisiológicos mais utilizados na construção de ICM devido à sua robustez e confiabilidade (LI et al., 2019; POLICH, 2004). O P300 manifesta-se como uma alteração positiva na amplitude do sinal cortical, ocorrendo aproximadamente 300 milissegundos após a identificação de um estímulo infrequente ou relevante ao qual o usuário presta atenção (Brouwer, 2010). A sua amplitude está intrinsecamente ligada ao nível de atenção direcionada, enquanto a sua latência reflete a velocidade de processamento e classificação do estímulo (POLICH, 2007; FARWELL; DONCHIN, 1988).

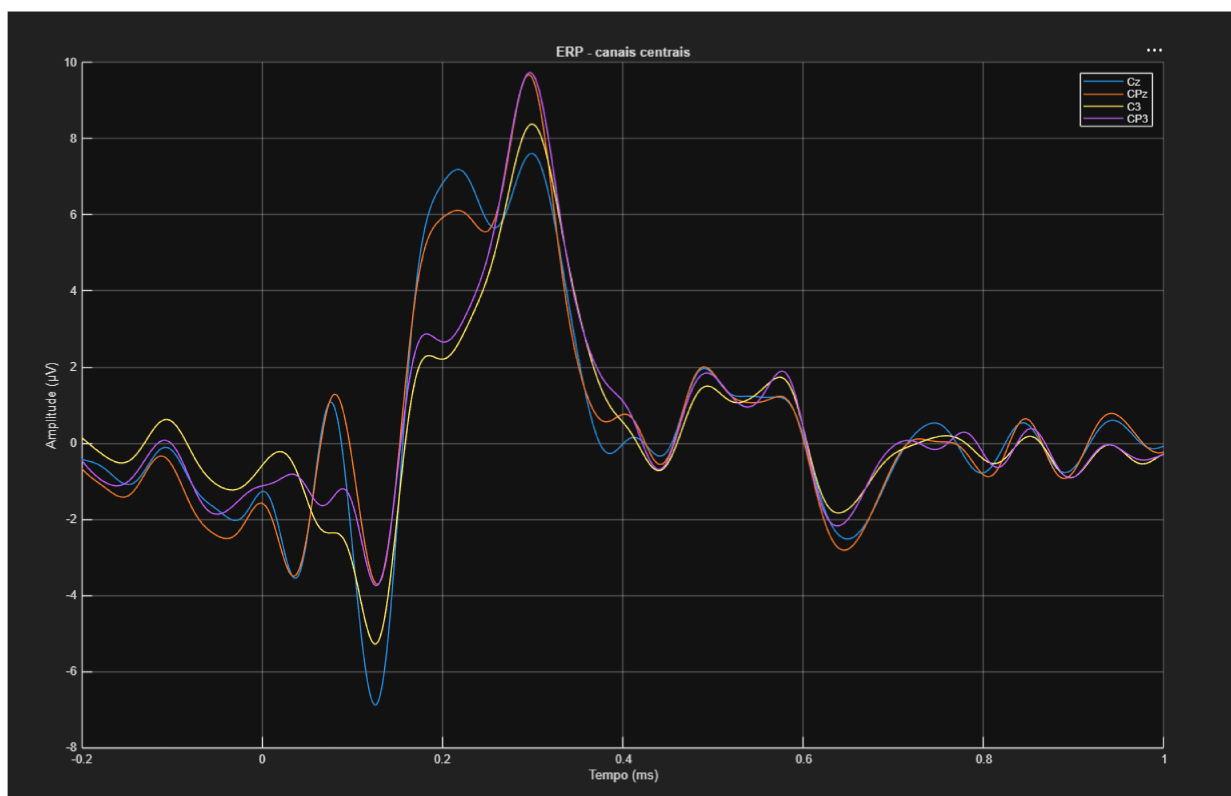


Figura 2 – Sinal dos eletrodos Cz, CPz, C3 e CP3 ao longo do tempo com pico máximo próximo a 300 milissegundos

Fonte: Autoria própria

A escolha do P300 como objeto de estudo e validação metodológica neste trabalho justifica-se por dois fatores expositivos e sequenciais. O primeiro fator refere-se à viabilidade de sua aplicação em paradigmas táteis. Embora a grande maioria dos sistemas computacionais baseados em P300 utilize estímulos visuais ou auditivos, essas abordagens apresentam restrições. Estímulos visuais intermitentes podem causar fadiga severa e são inutilizáveis para pacientes com perdas parciais ou totais de visão (Brouwer, 2010). De modo análogo, estímulos auditivos são altamente suscetíveis a interferências do ambiente. A estimulação tátil contorna essas limitações metodológicas, mantendo os canais visuais e auditivos do usuário livres, além de proporcionar um envolvimento completo das vias nervosas sensoriais (CHU et al., 2021).

O segundo fator, de cunho estritamente computacional, é a aplicabilidade do P300 como marcador ideal para a Estimativa de Fontes. Por ser um sinal forte, bem documentado na literatura e que gera picos de ativação espacialmente coerentes (especialmente na região centro-parietal do córtex), o P300 atua como um *benchmark* perfeito. Ele fornece um dado de entrada limpo e controlado para estressar os algoritmos de IFEM, permitindo avaliar empiricamente o quanto a técnica eLORETA consegue melhorar a precisão espacial de um evento neural cuja janela temporal já é plenamente conhecida (PASCUAL-

MARQUI et al., 2011).

2.4 Estimativa de Fontes e o Problema Direto

A Estimativa de IFEM é uma técnica computacional que visa mapear a atividade elétrica registrada na superfície do escalpo de volta à sua origem tridimensional no córtex cerebral (BAILLET; MOSHER; LEAHY, 2001; MICHEL; BRUNET, 2019). O fluxo de modelagem em IFEM é classicamente dividido em duas etapas interdependentes: o Problema Direto e o Problema Inverso.

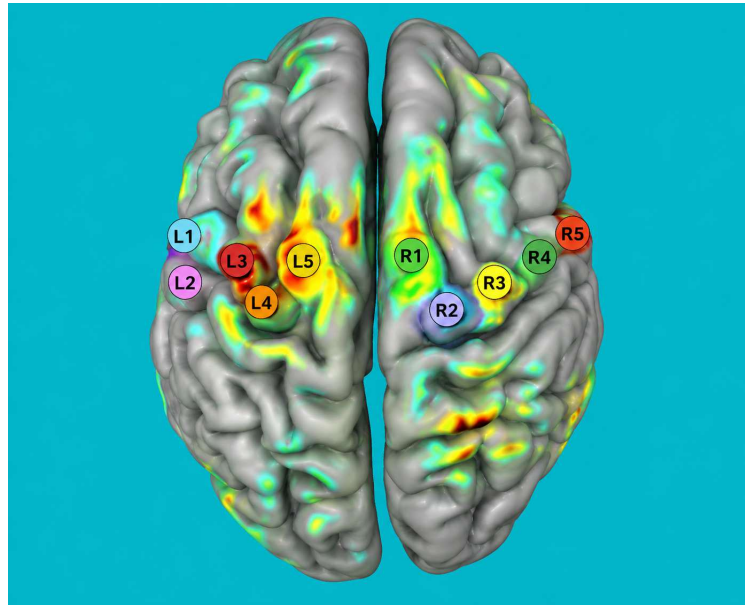


Figura 3 – Imagem de um modelo cerebral com aplicação de identificação de fontes

Fonte: (HOU et al., 2020)

O Problema Direto (*Forward Problem*) consiste em calcular o campo de potencial elétrico que seria gerado nos eletrodos de superfície a partir de uma distribuição conhecida de fontes de corrente no interior do cérebro (HALLEZ et al., 2007; SCHMIELE, 2019). A propagação dessa corrente elétrica através dos tecidos da cabeça é regida pelas Equações de Maxwell, que constituem o conjunto fundamental de leis da física para o eletromagnetismo clássico, descrevendo como cargas e correntes produzem campos elétricos e magnéticos. Contudo, devido às baixas frequências operacionais dos sinais biológicos de EEG (tipicamente inferiores a 100 Hz), assume-se a aproximação quase-estática dessas equações. Sob essa premissa, os efeitos capacitivos, indutivos e os atrasos de propagação eletromagnética tornam-se matematicamente desprezíveis. O tecido biológico da cabeça passa a ser modelado computacionalmente como um meio puramente resistivo, o que ga-

rante que a relação entre as fontes internas e as medidas nos eletrodos seja instantânea, estritamente linear e possa ser expressa pela seguinte equação:

$$V = KJ + \epsilon \quad (1)$$

Onde:

- $V \in R^{N_e \times 1}$ é o vetor das diferenças de potencial elétrico medidas nos N_e eletrodos.
- $J \in R^{3N_v \times 1}$ é o vetor que representa os momentos dipolares (fontes de corrente) nos N_v *voxels* da malha tridimensional do cérebro, com componentes nos eixos x , y e z .
- $K \in R^{N_e \times 3N_v}$ é a matriz de transferência do modelo, denominada *Leadfield Matrix*.
- $\epsilon \in R^{N_e \times 1}$ é o vetor correspondente ao ruído do sistema (instrumental e biológico).

A construção da matriz K exige a definição de um modelo de cabeça e um espaço de fontes dividido em *voxels*. Um *voxel* (contração de *volumetric pixel*) atua como a menor unidade cúbica de informação tridimensional, representando uma coordenada espacial discreta específica dentro do modelo cerebral. Para calcular o fluxo da corrente através desses *voxels* de maneira realista, utilizam-se técnicas de aproximação geométrica como o Método dos Elementos de Contorno (BEM). O BEM é um método numérico que simplifica a complexidade anatômica da cabeça, modelando-a não como um volume sólido, mas como um conjunto de superfícies concêntricas e fechadas (tipicamente o couro cabeludo, o crânio e a superfície do córtex). Atribuindo condutividades isotrópicas específicas a cada uma dessas camadas, o computador consegue simular com alta precisão e eficiência computacional como a corrente elétrica gerada em um *voxel* atenua até chegar ao eletrodo (MOSHER; LEAHY; LEWIS, 1999; HALLEZ et al., 2007).

2.5 O Problema Inverso

O Problema Inverso (*Inverse Problem*) refere-se ao desafio prático de inferir a localização e a intensidade das fontes cerebrais (J) a partir das medições reais captadas pelos eletrodos na superfície (V).

Matematicamente, este problema é classificado como mal posto (*ill-posed*) segundo as condições estabelecidas pelo matemático Jacques Hadamard para a resolução de equações. Para que um problema seja considerado "bem posto" (*well-posed*), ele deve satisfazer três critérios simultâneos: deve existir uma solução, a solução deve ser única, e a solução deve depender continuamente dos dados de entrada. O Problema Inverso do EEG viola diretamente a segunda condição, a unicidade (ENGL; HANKE; NEUBAUER, 1996). Uma vez que o número de fontes possíveis na malha de simulação excede largamente o número de eletrodos (tipicamente $3N_v \gg N_e$), o sistema linear é altamente subdeterminado.

Consequentemente, existem infinitas configurações do vetor J que podem satisfazer a equação $V = KJ$.

Para alcançar uma solução única, os algoritmos de IFEM da família de fontes distribuídas aplicam técnicas de regularização, impondo restrições matemáticas e anatómicas ao sistema (SCHMIELE, 2019). A abordagem clássica da Estimativa de Norma Mínima (MNE) formula o problema como a minimização da seguinte função de custo utilizando a regularização de Tikhonov:

$$\hat{J} = \arg \min_J \left(\|V - KJ\|^2 + \lambda \|J\|^2 \right) \quad (2)$$

Nesta equação, o termo $\|V - KJ\|^2$ representa o erro de ajuste aos dados medidos, enquanto $\|J\|^2$ impõe uma restrição de energia mínima (evitando valores absurdamente altos de corrente). O parâmetro de regularização λ controla o balanço entre o ajuste aos dados e a suavidade da solução, sendo calibrado de acordo com a relação sinal-ruído do EEG (GRECH et al., 2008).

2.6 A Técnica eLORETA

Embora algoritmos de norma mínima como o MNE consigam resolver o problema inverso, eles sofrem de um viés espacial inerente: tendem a estimar correntes mais fortes em fontes superficiais (mais próximas aos eletrodos) em detrimento de fontes profundas, borrando a resolução espacial real.

Para mitigar esse erro, a técnica de eLORETA introduz uma formulação linear discreta que garante uma propriedade matemática crucial: erro de localização zero para fontes de teste isoladas em condições ideais, independentemente da profundidade da fonte (SCHMIELE, 2019).

O eLORETA atinge essa precisão modificando a função de custo com a introdução de uma matriz de pesos espaciais W :

$$\hat{J} = \arg \min_J \left(\|V - KJ\|^2 + \lambda J^T W J \right) \quad (3)$$

A solução analítica para esta minimização é dada pelo estimador linear:

$$\hat{J} = TV \quad (4)$$

$$T = W^{-1}K^T(KW^{-1}K^T + \lambda H)^{-1} \quad (5)$$

Onde H atua como um operador de centralização para dados referenciados pela Referência Média Comum (CAR). A grande inovação algorítmica do eLORETA reside na determinação da matriz W , que contém submatrizes blocos (3×3) correspondentes a

cada voxel no espaço de fontes. A matriz W é calculada de forma iterativa até a convergência, de modo que cada bloco retenha informações precisas sobre como a condutividade geométrica afeta aquele voxel específico.

Esse processo de ponderação regularizada suprime o viés de superfície das abordagens tradicionais e minimiza drasticamente o espalhamento do sinal reconstruído. Dessa forma, o eLORETA viabiliza o aprimoramento computacional da resolução cortical, permitindo a identificação precisa de áreas ativadas por estímulos no desenvolvimento de sistemas ICM de alta acurácia.

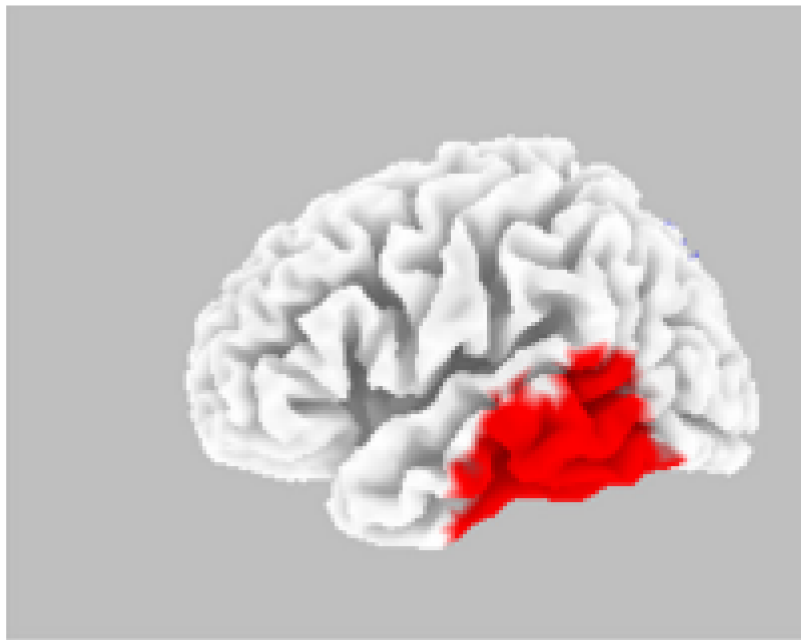


Figura 4 – Imagem de um modelo cerebral com aplicação de identificação de fontes com a técnica eLORETA aplicada

Fonte: (AOKI et al., 2015)

2.7 Ferramentas Computacionais: EEGLAB e Field-Trip

O processamento digital de sinais biológicos e a modelagem tridimensional do Problema Inverso exigem um poder computacional robusto. Neste trabalho, o *pipeline* de análise foi desenvolvido em ambiente MATLAB, utilizando a integração entre duas das mais consolidadas bibliotecas de código aberto da neurociência computacional: o EEGLAB e o FieldTrip.

O EEGLAB (DELORME; MAKEIG, 2004) é um ambiente interativo voltado ao processamento de dados de eletroencefalografia contínua e epocada ERPs. Ele fornece uma arquitetura extensível para a importação de dados de diversos *hardwares*, filtragem tempo-

ral, rejeição de artefatos e mapeamento espacial de sensores. Nesta pesquisa, o EEGLAB atua na etapa inicial de pré-processamento, estruturando os dados de entrada e garantindo o correto alinhamento das coordenadas espaciais dos eletrodos ao sistema internacional 10-05.

Uma vez que os dados estão estruturados e limpos, a etapa de IFEM é conduzida através do pacote FieldTrip (OOSTENVELD et al., 2011). Esta biblioteca diferencia-se por oferecer um controle programático de baixo nível sobre o cálculo de matrizes de EEG. O FieldTrip fornece as rotinas matemáticas necessárias para a segmentação de malhas volumétricas (construção da *Leadfield Matrix* e do modelo BEM) e implementa algoritmos de resolução do Problema Direto e Inverso. É através dessa ferramenta que se viabiliza a execução de técnicas espacialmente exatas, como o eLORETA, permitindo a transição rigorosa da análise do espaço de sensores bidimensional para o espaço de fontes tridimensional.

Trabalhos Relacionados

Neste capítulo, são apresentados os trabalhos científicos que fundamentam e contextualizam o desenvolvimento desta pesquisa. A seleção foca em estudos que exploram a captação do potencial P300 via estímulos táteis, a estruturação de protocolos de coleta de dados eletroencefalográficos e a aplicação de técnicas computacionais de Estimativa de Fontes Inversas para o aprimoramento da resolução espacial.

3.1 O Paradigma Tátil no P300

A viabilidade da utilização de estímulos táteis para a evocação do potencial P300 em ICM foi atestada no trabalho seminal de Brouwer (Brouwer, 2010). Em seu estudo, o autor demonstrou que através de atuadores vibratórios alocados no corpo do usuário, é possível gerar uma resposta cognitiva consistente de onda P300 focada na atenção somatossensorial. O trabalho comprovou não apenas que o cérebro humano produz respostas robustas ao tato, mas que essas respostas possuem taxas de transferência de informação suficientes para classificar comandos lógicos com alta acurácia.

Expandindo essa premissa, Kaufmann (KAUFMANN; HOLZ; KÜBLER, 2013) realizou um estudo comparativo direto entre as modalidades visual, auditiva e tátil para o uso em ICMs, avaliando especificamente o seu impacto em pacientes diagnosticados com a Síndrome do Encarceramento, caracterizada como uma condição neurológica severa que paralisa quase a totalidade dos músculos voluntários, muitas vezes impossibilitando o controle ocular consistente. O estudo demonstrou que, devido à perda de controle do olhar, abordagens de ICM visuais perdem sua eficácia drasticamente nestes pacientes. Contudo, como as vias aferentes do sistema somatossensorial frequentemente permanecem intactas, a utilização do canal tátil permitiu que os pacientes se comunicassem com sucesso, sublinhando a relevância social da exploração de paradigmas não visuais. Essa conclusão justifica diretamente a escolha metodológica da estimulação tátil adotada neste Trabalho de Conclusão de Curso (TCC).

3.2 Protocolos de Aquisição de Dados

Para que o processamento computacional de sinais biológicos seja preciso, a aquisição dos dados deve seguir parâmetros rigorosos. O trabalho de Mello (MELLO, 2023) estabeleceu e validou um protocolo de avaliação neuropsicofisiológica focado em estímulos elétricos nos dedos indicadores. A pesquisa definiu frequências de estimulação específicas (10, 25, 50, 100 e 125 Hz) e padronizou o mapeamento de limiares de sensação e dor. O rigor metodológico na aquisição do sinal descrito por Mello fornece a base experimental segura sobre a qual o pipeline de software e as simulações deste trabalho operam.

3.3 Aprimoramento da Resolução Cortical

No âmbito do processamento numérico e da modelagem do problema inverso, o estudo de Schmiele (SCHMIELE, 2019) atua como o principal pilar técnico desta pesquisa. De forma geral, a literatura científica voltada à aplicação prática do eLORETA apresenta-se escassa, especialmente no que tange à exploração minuciosa da arquitetura de *software* e das matrizes matemáticas subjacentes. Os poucos estudos existentes tendem a focar primariamente na interpretação clínica dos resultados, havendo uma carência de materiais focados na computação. A centralidade do trabalho de Schmiele nesta fundamentação justifica-se justamente por preencher essa lacuna, estabelecendo uma ponte técnica. O autor investigou detalhadamente o *pipeline* computacional da IFEM, demonstrando como o eLORETA reconstrói milhares de fontes internas a partir de eletrodos de superfície e reduz o espalhamento espacial. Essa abordagem focada na engenharia fornece a base metodológica que embasa as escolhas de *software* adotadas neste TCC.

3.4 Estudos Preliminares e Validação Estatística

A transição da teoria para a aplicação no conjunto de dados desta pesquisa foi iniciada em trabalhos anteriores publicados pelo próprio autor. Em (MACEDO; MELLO; SOARES, 2023) foram aplicados testes estatísticos Análise de Variância (ANOVA) sobre os dados de EEG brutos, isolando a janela do potencial P300. O estudo comprovou estatisticamente que a variação na frequência da estimulação tátil afeta a amplitude do sinal, mas mantém a latência temporal estável. Essa etapa foi crucial para confirmar a sanidade dos dados antes da aplicação de modelos complexos.

Posteriormente, no trabalho (MACEDO et al., 2025) foi proposta a aplicação preliminar do método eLORETA a esses mesmos dados táteis. O trabalho demonstrou qualitativamente que a reconstrução tridimensional permite focar a área de interesse, reduzindo a dimensionalidade imposta pela natureza do volume condutor encefálico e pela distância entre os eletrodos e o córtex. O presente Trabalho de Conclusão de Curso expande e

consolida as descobertas de Macedo et al. (2025), aprimorando a arquitetura computacional do pipeline, corrigindo inconsistências de modelagem de superfície e aprofundando a avaliação quantitativa da técnica IFEM na Ciência da Computação.

Metodologia

Este capítulo detalha a arquitetura do *pipeline* de processamento de sinais desenvolvido e os rigorosos protocolos experimentais utilizados para a obtenção dos dados de entrada. A metodologia adotada segue um fluxo estritamente sequencial e reproduzível: aquisição dos dados biológicos, protocolo de estimulação tátil, pré-processamento temporal (via EEGLAB), análise estatística, modelagem matemática dos espaços de condução (via FieldTrip) e, finalmente, a simulação e aplicação do algoritmo eLORETA.

4.1 Aquisição de Dados

A base empírica deste trabalho foi construída a partir da aquisição primária de sinais de EEG com a colaboração de 10 voluntários hígidos, sem qualquer histórico prévio de transtornos neurológicos ou mentais. Todos os procedimentos foram conduzidos sob aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), registrado sob o protocolo de número 17164719.4.0000.5152.

Para garantir a precisão topográfica necessária à resolução do Problema Inverso, a captação dos dados foi realizada utilizando uma touca MCSCAP equipada com 60 eletrodos, distribuídos de acordo com o padrão de alta densidade do Sistema Internacional 10-10. A aquisição e a amplificação dos sinais contínuos foram conduzidas por meio do equipamento de eletroencefalografia BE Plus LTM74. Os dados foram amostrados a uma frequência elevada de 1024 Hz, fornecendo a granularidade temporal essencial para a análise dos potenciais evocados de curtíssima duração.

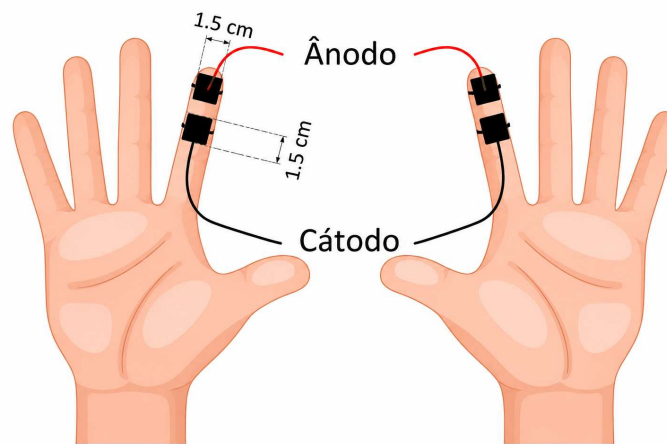


Figura 6 – Posicionamento dos eletrodos de eletroestimulação no dedo indicador

Fonte: (MELLO, 2023)

Os estímulos elétricos foram sintetizados pelo equipamento Neuropack S1 (Nihon Kohden Co., Tokyo, Japan), gerando ondas quadradas com largura de pulso fixa de 1 ms. O protocolo focou na avaliação da resposta cortical sob diferentes condições de estresse tátil, variando as frequências de pulso em cinco categorias distintas: 10, 25, 50, 100 e 125 Hz.

A amplitude da corrente, ou seja, a intensidade do estímulo, foi individualizada por meio de um protocolo prévio de aferição de limiares de sensação e de dor. Para o limiar de sensação, a frequência foi fixada em 10 Hz, já para o limiar de dor, em 125 Hz. A amplitude foi elevada gradativamente até que o indivíduo relatasse, primeiramente, a percepção leve do toque e, subsequentemente, um nível de desconforto que motivasse a interrupção. O processo foi repetido três vezes de forma alternada para cada mão. Com os limiares mapeados, a amplitude oficial do experimento foi cravada de forma segura em 80% do limiar de dor médio individual de cada dedo.

O experimento principal foi segmentado em 25 blocos, correspondendo a cinco blocos randomizados para cada uma das cinco frequências testadas. Cada bloco contemplou 10 tentativas (*trials*), nas quais cada tentativa consistiu em 1 segundo ininterrupto de estimulação seguido por 4 segundos de repouso. Para evitar artefatos no sinal bruto e forçar o foco atencional, os participantes permaneceram de olhos fechados, com restrição de movimentos musculares e palpebrais, executando a contagem mental silenciosa dos estímulos.

4.3 Pré-processamento e Limpeza dos Dados

O sinal de EEG bruto apresenta uma baixíssima relação sinal-ruído, o que inviabiliza a reconstrução direta de fontes corticais. Isso ocorre porque os algoritmos de solução do Problema Inverso, por lidarem com equações mal-postas, são inerentemente sensíveis

a variações nos dados de entrada. Se a relação sinal-ruído for baixa, o ruído de superfície será matematicamente amplificado durante a estimativa das fontes, forçando o modelo a alocar densidade de corrente em regiões cerebrais incorretas (falsos positivos) ou mascarando completamente a verdadeira localização da atividade neural. A etapa de pré-processamento operou, portanto, como o primeiro gargalo computacional do *pipeline*, sendo executada integralmente através da plataforma EEGLAB.

A filtragem temporal do sinal iniciou-se com a aplicação de um filtro de remoção de tendência linear, seguido pela aplicação de um filtro passa-banda Butterworth. Para este último, parametrizou-se uma janela de corte entre 0.5 e 20 Hz, utilizando uma topologia de 4 polos para a seção passa-alta e 6 polos para a seção passa-baixa, eliminando derivas lentas e interferências de alta frequência da rede elétrica.

Em sequência, o sinal contínuo foi segmentado em épocas, delimitando-se uma janela temporal que variou de -200 ms a 1000 ms em relação ao *onset* do estímulo elétrico. A janela de repouso pré-estímulo (-200 a 0 ms) foi imediatamente submetida ao processo de correção de linha de base, zerando o referencial médio da época.

Diferente de ruídos simples e estacionários (como a interferência da rede elétrica ou derivas lentas), que podem ser facilmente eliminados por filtros de frequência convencionais, os artefatos complexos, como piscadas, movimentos oculares, batimentos cardíacos e contrações musculares espúrias, compartilham o mesmo espectro de banda e coincidem temporalmente com a atividade neural de interesse. A aplicação de filtros temporais tradicionais nestes casos apagaria irreversivelmente a resposta cognitiva subjacente. Portanto, para o tratamento adequado destes artefatos, recorreu-se ao algoritmo de Análise de Componentes Independentes (ICA), capaz de decompor o sinal espacialmente e separar fontes estatisticamente independentes sem corromper a morfologia do EEG. A exclusão dos componentes ruidosos não foi manual, mas automatizada pelo módulo SASICA, que em conjunto com os métodos heurísticos do *plugin* ADJUST, rastreou autocorrelações espúrias, componentes excessivamente focais e ruídos de musculatura. Finalmente, para garantir a limpeza máxima da base de dados, realizou-se o descarte automático de qualquer época que apresentasse variação de amplitude superior a 50 μV .

4.4 Extração de Características e Análise Estatística

Após a execução rigorosa do pré-processamento, os sinais tornaram-se estatisticamente viáveis para uma análise mais limpa e confiável dos dados. A primeira etapa deste processamento consistiu em calcular a média temporal das épocas para cada uma das cinco frequências testadas (10, 25, 50, 100 e 125 Hz), agrupando as tentativas de todos os 10 voluntários. Ao final deste passo, obteve-se o sinal médio consolidado ao longo do tempo para os 60 eletrodos sob cada um dos cenários experimentais, viabilizando a geração de mapas topográficos da atividade cortical.

O passo seguinte envolveu a identificação do instante exato em milissegundos no qual a atividade do P300 atingiu o seu pico. Para isso, desenvolveu-se uma função no MATLAB dedicada a plotar o comportamento temporal de eletrodos de interesse, como o Cz, ao longo da janela neurológica especificada (250 a 400 ms pós-estímulo). Esta rotina permitiu a visualização e a definição exata do valor da latência que seria utilizado nas análises espaciais subsequentes.

As matrizes resultantes contendo as amplitudes e as latências extraídas foram submetidas a uma validação quantitativa por meio de Análise de Variância (ANOVA). Este teste estatístico bivariado (*two-way*) teve o objetivo formal de comparar o comportamento da resposta neural cruzando dois grandes grupos independentes: o lado da estimulação tátil e as diferentes frequências operacionais impostas.

Antes de aplicar a técnica tomográfica definitiva, calculou-se um modelo de dipolo único como avaliação inicial. Este passo foi realizado de forma pontual para a frequência de 125 Hz que, conforme observado nos resultados da análise estatística prévia, ofereceu a melhor visualização de atividade. O modelo dipolar foi aplicado a todos os 10 voluntários (em ambos os dedos) com o intuito de aferir se a origem do sinal no tempo de latência correspondia a uma localização fisiologicamente coerente, o córtex somatossensorial. Confirmada essa coerência, o *pipeline* avançou para a resolução distribuída tridimensional.

4.5 Modelagem Computacional do Problema Inverso

A fase mais crítica da arquitetura de *software* concentrou-se na resolução do problema inverso do EEG, utilizando a técnica de eLORETA. Esta etapa foi orquestrada pela integração das bibliotecas EEGLAB e FieldTrip.

Para garantir expressividade estatística e adensar os valores dipolares nas regiões de interesse, as tentativas dos 10 voluntários foram fundidas em uma estrutura de dados única. O conjunto final contemplou as séries temporais dos 60 canais e totalizou 500 épocas limpas por dedo, sendo 50 épocas de cada voluntário.

Com a base de dados unificada, a etapa estritamente anterior à execução tomográfica consistiu na identificação empírica da latência do P300. Como a reconstrução de fontes exige a definição de um instante temporal ou janela exata para projetar a corrente cortical, desenvolveu-se uma rotina no MATLAB para plotar o comportamento temporal de eletrodos dispostos na linha média central e parietal do escalpo (Cz, CPz, Pz, POz). Através da sobreposição da média das épocas, foi possível isolar visualmente o pico de máxima amplitude dentro da janela de interesse. A Listagem 4.1 detalha a iteração sobre esses canais centrais para a extração do gráfico de ERP, de onde o valor da latência foi extraído para parametrizar as funções de modelagem espacial subsequentes.

Listing 4.1 – Algoritmo para iteração e extração visual da latência do potencial ERP nos canais centrais

```

1 ALGORITMO Extrair_Latencia_Visual:
2   ENTRADA: Dados_EEG_Epocados
3
4   DEFINIR canais_alvo COMO {"Cz", "CPz", "Pz", "POz"}
5   INICIALIZAR grafico_sobreposto
6
7   PARA CADA canal EM canais_alvo FAÇA:
8     SE canal EXISTE EM Dados_EEG_Epocados ENTAO
9       // Achata a matriz tridimensional para obter o vetor de tempo
10      sinal_erp = CALCULAR_MEDIA(Dados_EEG_Epocados[canal])
11
12      ADICIONAR sinal_erp AO grafico_sobreposto
13
14   FIM SE
15 FIM PARA
16
17 CONFIGURAR_EIXOS(X = "Tempo (ms)", Y = "Amplitude (uV)")
18 EXIBIR grafico_sobreposto
19 FIM ALGORITMO

```

De posse do valor temporal exato, o algoritmo aborda o *ill-posed problem* aplicando a seguinte função de regularização baseada em norma mínima:

$$Q(S) = S^T \times W \times S \quad (6)$$

Nesta equação, S representa a matriz dos sinais estimados nas fontes cerebrais e W é uma matriz simétrica de pesos, calculada dinamicamente com base no modelo de cabeça e no *leadfield*, que descreve como cada fonte influencia os eletrodos de EEG. O objetivo primordial do eLORETA é encontrar os sinais S que melhor expliquem os dados empíricos topográficos, garantindo simultaneamente uma distribuição espacialmente coerente da atividade cerebral.

Para a modelagem espacial, criou-se um espaço de reconstrução (*sourcemodel*) cobrindo todo o volume do cérebro com uma resolução de 5 mm. A grade resultante alocou exatamente 12.213 dipolos no interior da massa cerebral, distribuídos de acordo com o modelo anatômico padronizado do MNI. As coordenadas dos eletrodos foram projetadas sobre a superfície do escalpo e utilizadas para computar a *Leadfield Matrix*. Esta matriz foi construída considerando as condutividades de três compartimentos distintos da cabeça (couro cabeludo, crânio e cérebro) e a orientação tridimensional de cada dipolo.

Por fim, os dados de EEG foram processados pelo método eLORETA para estimar a distribuição da densidade de corrente cortical. O cálculo foi rigorosamente regularizado utilizando a matriz de covariância de ruído, e a pseudo-inversa foi aplicada para contornar problemas de condicionamento numérico das matrizes gigantes. Ao final desta execução, obtiveram-se as estimativas brutas da atividade das fontes internas ao longo do tempo.

Listing 4.2 – Algoritmo de inicialização espacial e execução da Tomografia Eletromagnética de Baixa Resolução Exata (eLORETA)

```

1 ALGORITMO Executar_Problema_Inverso:
2   ENTRADA: Dados_EEG, Modelo_MNI
3
4   // 1. Criacao do espaco tridimensional
5   DEFINIR resolucao_espacial COMO 5 mm
6   malha_fontes = CONSTRUIR_GRADE(Modelo_MNI, resolucao_espacial)
7
8   // 2. Construcao da Matriz de Transferencia (Leadfield Matrix)
9   posicoes_eletrodos = EXTRAIR_TOPOLOGIA(Dados_EEG)
10  matriz_leadfield = CALCULAR_PROJECAO_DIRETA(posicoes_eletrodos,
11      Modelo_MNI, malha_fontes)
12
13  // 3. Resolucao Tomografica
14  DEFINIR regularizacao_tikhonov COMO 0.05
15  fontes_estimadas = APLICAR_ELORETA(Dados_EEG, matriz_leadfield,
16      regularizacao_tikhonov)
17
18  RETORNAR fontes_estimadas
19 FIM ALGORITMO

```

4.6 Projeção e Renderização 3D das Fontes Corticais

Com o processamento numérico concluído, construiu-se uma rotina de visualização customizada para extrair e interpretar as ativações do modelo no exato instante do P300. A função desenvolvida, denominada `eloreta_solucão`, inicia-se rastreando o índice temporal da matriz de fontes que corresponde à latência exata determinada na etapa de extração de características.

Identificado o instante alvo, o algoritmo extrai a potência dinâmica de cada um dos 12.213 *voxels*. A potência em um dado momento é calculada através da soma dos quadrados dos momentos dipolares tridimensionais (eixos X, Y e Z) do respectivo *voxel*. Esse campo de potência volumétrico é então interpolado sobre uma malha contínua da superfície cortical de alta resolução (*cortex_8196.surf.gii*) disponível através da biblioteca FieldTrip, fornecendo uma topologia anatomicamente realista.

Para mitigar o efeito de espalhamento visual inerente a mapas de EEG e ressaltar os focos com a maior densidade de corrente, o vetor de potência interpolado foi normalizado (escala de 0 a 1) e submetido a uma transformação não-linear, sendo elevado à potência de 2.5. Este artifício matemático atua suprimindo as áreas de baixa ativação e afinando o pico da fonte principal. Por fim, aplicou-se um mapa de cores *turbo* customizado em um ambiente de alto contraste (*dark mode*), onde os valores de baixa ativação foram

mascarados para cinza escuro. A Listagem 4.3 apresenta o núcleo lógico dessa renderização computacional.

Listing 4.3 – Algoritmo customizado para cálculo de potência temporal e renderização topográfica com transformação não-linear

```

1 FUNCAO Renderizar_Solucao_3D(fontes_estimadas, latencia_alvo):
2     indice_tempo = ENCONTRAR_INDICE MAIS PROXIMO(fontes_estimadas.tempo,
3         latencia_alvo)
4     quantidade_voxels = TAMANHO(fontes_estimadas.posicoes)
5
6     // Extrai a energia total (potencia) de cada voxel tridimensional
7     PARA i DE 1 ATE quantidade_voxels FACA:
8         momento_x_y_z = fontes_estimadas.momento[i, indice_tempo]
9         potencia_dinamica[i] = SOMA_DOS_QUADRADOS(momento_x_y_z)
10    FIM PARA
11
12    // Mapeamento visual
13    malha_cortical = CARREGAR_SUPERFICIE_ALTA_RESOLUCAO("cortex_8196")
14    dados_interpolados = INTERPOLAR_ESPACO(potencia_dinamica,
15        malha_cortical)
16
17    // Transformacao matematica para afinar o pico de ativacao (supressao
18        de ruidos)
19    dados_normalizados = NORMALIZAR_ENTRE_0_E_1(dados_interpolados)
20    dados_finais = ELEVAR_A_POTENCIA(dados_normalizados, 2.5)
21
22    APLICAR_MAPA_DE_CORES(dados_finais, estilo="Dark Mode")
23    EXIBIR_MODELO_3D()
24 FIM FUNCAO

```

4.7 Validação Algorítmica e Simulação de Fontes

Em rigorosos contextos de Engenharia e Ciência da Computação, a validação de algoritmos de problemas mal-postos não se sustenta apenas por dados empíricos. Tornou-se imprescindível implementar uma arquitetura secundária de simulação para o Problema Direto.

O fluxo de validação operou gerando eletricidade artificial em pontos isolados e perfeitamente conhecidos da malha 3D, projetando-os artificialmente para a superfície do escalpo. Para fins de uma simulação mais realista, foram adicionadas diferentes porcentagens de ruído branco (5, 10, 15, 30 e 50) ao sinal simulado. Logo após, o sistema eLORETA foi forçado a recalcular a origem tridimensional às cegas.

Os protocolos de validação computacional foram subdivididos em dois cenários críticos para avaliar o borramento espacial algorítmico:

1. **Cenário de Dipolo Único:** Instanciou-se um vetor de momento unitário exclusivamente na coordenada $X = -40, Y = -25, Z = 50$. Esta região corresponde estritamente ao córtex somatossensorial primário no hemisfério esquerdo, mimetizando a ativação evocada pelo toque no dedo indicador direito.
2. **Cenário de Múltiplos Dipolos (Isolamento Espacial):** Para testar o limite de separabilidade do modelo, projetou-se o acionamento simultâneo de duas fontes especulares (uma no hemisfério esquerdo e outra no hemisfério direito). Este cenário estressa o eLORETA para comprovar que o algoritmo não fundirá erroneamente duas origens espaciais distintas em uma falsa ativação central, que é um viés topográfico comum em algoritmos mais simples.

A Listagem 4.4 detalha as rotinas de injeção sintética de dipolos e o encadeamento subjacente que invoca a inferência espacial do eLORETA sobre os dados artificialmente ruidosos, comprovando a eficácia e o erro zero nominal da implementação.

Listing 4.4 – Algoritmo de validação computacional com injeção de fontes controladas e reconstrução às cegas

```

1  ALGORITMO Validar_Separabilidade_Espacial:
2  // 1. Simulacao do Problema Direto (Criacao do cenario artificial)
3  coordenada_alvo = VETOR(-40, -25, 50)
4  vetor_momento = VETOR(1, 0, 0)           // Corrente direcional
5
6  sinal_projetado = INJETAR_DIPOLO(coordenada_alvo, vetor_momento)
7  dados_simulados = ADICIONAR_RUIDO_BRANCO(sinal_projetado, taxa_ruido
8                                     =0.05)
9
10 // 2. Solucao do Problema Inverso (Reconstrucao matematica as cegas)
11 matriz_covariancia = CALCULAR_COVARIANCIA(dados_simulados)
12
13 DEFINIR regularizacao COMO 0.05
14 fonte_reconstruida = APLICAR_ELORETA(dados_simulados,
15                                     matriz_covariancia, regularizacao)
16
17 COMPUTAR_ERRO_EUCLIDIANO(coordenada_alvo, fonte_reconstruida.
18                               coordenada_maxima)
19 FIM ALGORITMO

```

4.8 Ambiente de Desenvolvimento e Especificações Computacionais

O processamento numérico de matrizes multidimensionais espaciais e a resolução iterativa do Problema Inverso (contemplando milhares de *voxels* de forma simultânea) exigem

considerável capacidade de processamento paralelo e alocação dinâmica de memória.

Para garantir o desempenho e a fluidez na execução dos *scripts* e nas renderizações gráficas tridimensionais, o *pipeline* foi desenvolvido e executado em uma estação de trabalho de alto desempenho. O *hardware* utilizado é composto por um processador AMD Ryzen 5 7600X de 6 núcleos, aliado a uma Unidade de Processamento Gráfico (GPU) NVIDIA GeForce RTX 5060 Ti e 32 GB de memória RAM.

No escopo de *software*, o ambiente de desenvolvimento foi centralizado na plataforma MATLAB, versão R2026a. Com o objetivo de assegurar a reprodutibilidade técnica, a estabilidade das funções e o acesso aos métodos matemáticos mais recentes, as bibliotecas de código aberto EEGLAB e FieldTrip foram mantidas estritamente nas versões do último *patch* de atualização disponibilizado pelos seus respectivos publicadores oficiais durante o período de execução dos testes.

Resultados e Discussão

Este capítulo apresenta os resultados numéricos, estatísticos e visuais obtidos a partir da execução da arquitetura computacional proposta. A apresentação segue a ordem cronológica do processamento lógico dos dados: partindo da validação primária do sinal elétrico bidimensional de superfície, transitando para a confirmação estatística de suas métricas e culminando na reconstrução tomográfica tridimensional das fontes neurais.

5.1 Análise Temporal e Topográfica do P300

A etapa inicial de validação computacional consistiu na caracterização macroscópica do sinal eletroencefalográfico, com o intuito de comprovar a correta evocação do potencial P300 sob estimulação somatossensorial. Inicialmente, calculou-se a média temporal das épocas agrupadas dos 10 voluntários.

A Figura 7 ilustra o comportamento do sinal no domínio do tempo, para a janela de -200 ms a 1000 ms, e para o eletrodo de referência central (Cz), considerando exclusivamente os estímulos aplicados no dedo indicador direito. A análise visual do Gráfico de Potencial Evocado (ERP) revela o surgimento de uma deflexão nitidamente positiva na janela neurológica esperada, compreendida entre 200 e 400 ms. Do ponto de vista fisiológico e computacional, este pico caracteriza com precisão o marcador P300. Destaca-se ainda a correlação direta entre a frequência de estimulação e a resposta do sistema nervoso: frequências mais altas (como 100 Hz e 125 Hz) induziram um maior recrutamento e sincronia neural, resultando em picos de amplitude visivelmente superiores aos gerados por frequências baixas (10 Hz).

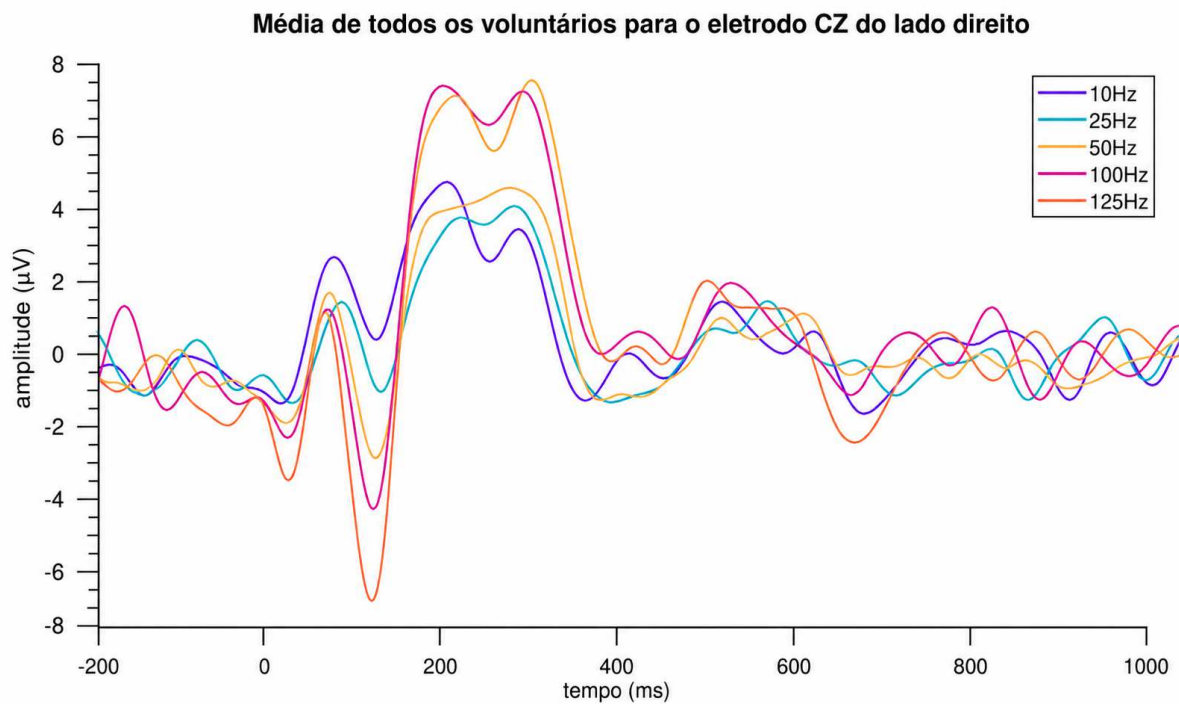


Figura 7 – Resposta cortical temporal média dos 10 voluntários no eletrodo Cz para diferentes frequências, referente aos estímulos aplicados no dedo direito.

Fonte: Autoria própria.

Para avaliar o comportamento espacial dessa ativação, expandiu-se a análise para a totalidade da matriz de aquisição considerando os 60 canais. A Figura 8 projeta a voltagem média do intervalo de 250 a 400 ms sobre mapas topográficos bidimensionais do escalpo, novamente com foco na estimulação do lado direito.

Os mapas evidenciam uma forte ativação na região centro-parietal, apresentando uma clara tendência contralateral. Uma vez que o estímulo físico ocorreu no lado direito do corpo, a maior densidade de corrente concentra-se no hemisfério esquerdo da malha de eletrodos, um comportamento anátomo-fisiológico esperado para o processamento somatossensorial primário.

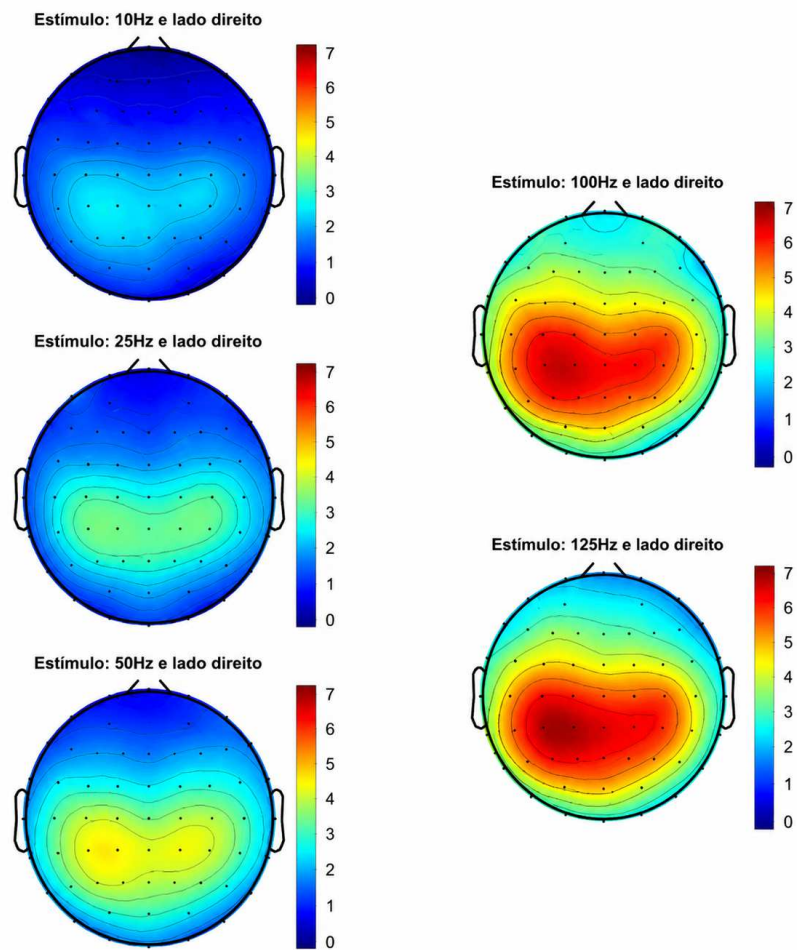


Figura 8 – Mapa topográfico da distribuição de voltagem na janela de interesse do P300 (250-400 ms) para estímulos no lado direito, variando de 10 Hz a 125 Hz.

Fonte: Autoria própria.

Embora o mapeamento topográfico seja útil para a observação macroscópica, a Figura 8 ilustra claramente a principal limitação inerente ao EEG bruto: a dispersão espacial difusa causada pela natureza do volume condutor encefálico e pela distância entre os eletrodos e o córtex. A atividade cortical aparece diluída e espalhada por dezenas de centímetros quadrados sobre o couro cabeludo, impossibilitando a determinação das coordenadas exatas de sua origem. Esta degradação visual atua como a justificativa primordial para a aplicação das técnicas de resolução do Problema Inverso tridimensional (eLORETA) detalhadas nas seções subsequentes.

Por fim, procedeu-se à quantificação das métricas individuais. Calculou-se a amplitude máxima e a latência exata do pico do P300 (na janela de 200 a 400 ms) para cada um dos 10 voluntários, abrangendo tanto os estímulos da mão direita quanto da esquerda. A dispersão destes dados pode ser observada nas Figuras 9 e 10.

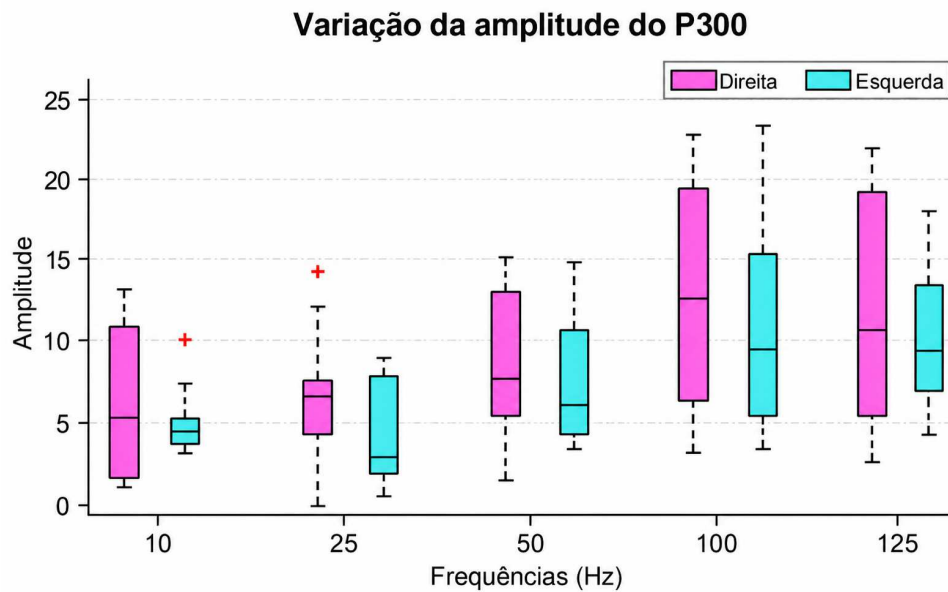


Figura 9 – Dispersão da variação da amplitude do P300 na resposta cortical de cada indivíduo, cruzando frequências (10 a 125 Hz) e lateralidade (direito e esquerdo).

Fonte: Autoria própria.

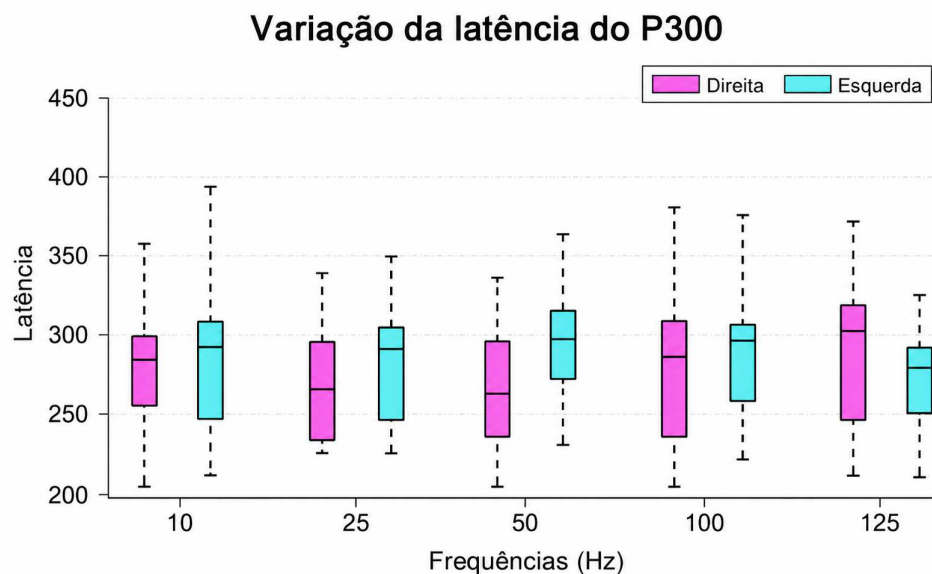


Figura 10 – Dispersão da variação da latência do P300 na resposta cortical de cada indivíduo, cruzando frequências (10 a 125 Hz) e lateralidade (direito e esquerdo).

Fonte: Autoria própria.

A análise dos gráficos de dispersão evidencia uma variação intrassujeito considerável nas marcações de amplitude. A razão dessa ocorrência pode ser influenciada por fatores morfológicos únicos, como a espessura do crânio de cada indivíduo, e flutuações nos níveis de atenção durante a contagem mental. Contudo, apesar dessa dispersão estatística, a

tendência global de crescimento da amplitude proporcional ao aumento da frequência mantém-se consistente para o grupo, fenômeno este que é submetido à validação estatística formal na etapa a seguir.

5.2 Validação Estatística (ANOVA)

Embora a análise visual do ERP sugira variações morfológicas no sinal em resposta aos diferentes cenários experimentais, a fundamentação matemática dessas observações exige a aplicação de testes de hipótese rigorosos. Para tanto, os valores extraídos de amplitude e latência do P300 (no canal Cz) foram submetidos ao teste estatístico de ANOVA bidirecional.

O processamento estatístico teve como objetivo isolar e quantificar o efeito de duas variáveis independentes: a **Frequência** de estimulação (10, 25, 50, 100 e 125 Hz) e o **Lado** do estímulo (direito e esquerdo), bem como a possível interação combinada entre ambos os fatores (**Frequência** $\times$ **Lado**). Adotou-se o nível de significância padrão de $\alpha = 0,05$. Os resultados consolidados da inferência estatística, expressos pelas razões F e seus respectivos valores- p , estão detalhados na Tabela 1. Para fins de clareza, resultados com significância estatística ($p < 0,05$) estão realçados em negrito.

Tabela 1 – Resultados consolidados do teste ANOVA *two-way* para o intervalo P300 em função da Frequência e do Lado de estimulação.

Fator Analisado	Amplitude do P300		Latência do P300	
	Estatística F	Valor-p	Estatística F	Valor-p
Frequência $F(4, 90)$	7,00	0,0001	0,04	0,9971
Lado $F(1, 90)$	2,36	0,1081	0,65	0,4235
Interação (Freq $\times$ Lado)	0,80	0,9874	0,087	0,4836

Fonte: Autoria própria.

A observação minuciosa da Tabela 1 permite traçar conclusões determinantes sobre a neurodinâmica do experimento, corroborando modelos amplamente aceitos na literatura neurocientífica. Em relação à métrica de **Amplitude**, atesta-se que o único fator a possuir efeito principal estatisticamente significativo foi a Frequência ($p = 0,0001$). Segundo (POLICH, 2004), a amplitude do potencial P300 reflete diretamente a alocação de recursos atencionais e a capacidade do sistema nervoso central de processar informações em resposta a um estímulo. Os potenciais evocados são marcadores confiáveis da modulação atencional *top-down*. Neste contexto, os dados comprovam matematicamente que o aumento da taxa de pulsos de corrente (culminando em 125 Hz) exige uma maior atenção por parte do usuário. Para decodificar esse estímulo somatossensorial mais intenso

e frequente, o córtex realiza um recrutamento mais massivo de populações neuronais, refletindo-se na geração de picos de voltagem substancialmente maiores.

Por outro lado, a análise da **Latência** revelou um comportamento distinto e complementar. A latência atua como a métrica temporal que mensura a velocidade fisiológica de processamento do evento. Conforme elucidado por (IBANEZ et al., 2012), enquanto a amplitude é análoga ao esforço atencional, a latência indica o tempo exato de avaliação e classificação do estímulo. O teste ANOVA demonstrou que nenhuma variação de frequência causou impacto significativo no tempo de resposta ($p = 0,9971$). Isso evidencia que, independentemente da taxa de repetição do estímulo tátil, a velocidade de propagação do sinal somatossensorial primário e o tempo necessário para a sua decodificação cortical permanecem invariáveis. O cérebro classifica a presença do estímulo com a mesma agilidade fisiológica, seja ele um pulso lento de 10 Hz ou um pulso intenso de 125 Hz.

Por fim, os dados revelam a ausência de efeito de lateralidade em ambas as métricas. A alteração do foco de estimulação entre os dedos esquerdo e direito não gerou variações estatisticamente significativas nem na amplitude ($p = 0,1081$) nem na latência ($p = 0,4235$). Tais resultados indicam que o processamento neurocomputacional do estímulo ocorre de forma altamente simétrica nos hemisférios corticais.

Além das métricas isoladas, a constatação de que frequências distintas evocam respostas de amplitudes significativamente diferentes possui um impacto direto na resolução do Problema Inverso. Em algoritmos de reconstrução tomográfica como o eLORETA, a precisão espacial está intimamente ligada à Relação Sinal-Ruído dos dados de entrada. Como a estimulação em 125 Hz provou matematicamente gerar a maior amplitude, ela fornece o sinal mais robusto e menos suscetível à interferência de ruídos de fundo. Por essa razão, os dados adquiridos nesta frequência foram priorizados para as etapas de modelagem espacial subsequentes. Essa escolha metodológica garante que as matrizes do algoritmo sejam alimentadas com a máxima qualidade possível, permitindo o rastreo da verdadeira fonte neural e evitando a amplificação de artefatos estatísticos.

5.3 Validação Algorítmica e Simulação Computacional

Em arquiteturas de *software* voltadas à resolução de problemas mal-postos, como é o caso do Problema Inverso em eletroencefalografia, a validação não pode se sustentar exclusivamente em dados empíricos. Para atestar a precisão espacial do código desenvolvido e a integridade da matriz de transferência (*Leadfield*), tornou-se imperativa a execução de simulações controladas por meio da modelagem do Problema Direto.

A prova de conceito consistiu em injetar estímulos artificiais de localização perfeitamente conhecida em uma malha volumétrica baseada no atlas MNI. Para simular a severa interferência eletromagnética inerente ao ambiente clínico e à condução encefálica,

adicionaram-se percentuais progressivos de ruído branco aos sinais projetados no escalpo. O algoritmo eLORETA foi então forçado a recalcular a origem tridimensional desses dados de forma estritamente cega. A acurácia foi mensurada através do erro espacial (distância Euclidiana geométrica, em milímetros) entre a coordenada original e a coordenada de máxima ativação apontada pela solução matemática.

O primeiro cenário de estresse validou a reconstrução de um dipolo único, posicionado nas coordenadas $X = -40, Y = -25, Z = 50$, correspondente à representação do córtex somatossensorial esquerdo. Os resultados obtidos sob diferentes taxas de degradação da Relação Sinal-Ruído estão consolidados na Tabela 2.

Tabela 2 – Resultados da reconstrução espacial de um dipolo único sob níveis progressivos de ruído sintético.

Ruído Adicionado	Alvo Original (X, Y, Z)	Coordenada Estimada (X, Y, Z)	Erro Espacial
5%	(-40, -25, 50)	(-40, -25, 50)	0 mm
10%	(-40, -25, 50)	(-40, -25, 50)	0 mm
15%	(-40, -25, 50)	(-40, -25, 50)	0 mm
30%	(-40, -25, 50)	(-45, -25, 50)	5 mm
50%	(-40, -25, 50)	(-40, -20, 50)	5 mm

Fonte: Autoria própria.

A análise contida na Tabela 2 denota uma estabilidade algorítmica excepcional frente a perturbações estatísticas. Até a margem de 15% de ruído, um cenário substancialmente ruidoso, porém factível para dados de EEG com pré-processamento robusto, a implementação sustentou um erro nominal igual a zero. Sob condições extremas de degradação da matriz (30% e 50%), o erro espacial limitou-se a estritos 5 mm.

Do ponto de vista computacional, este desvio não representa uma falha da pseudo-inversa, mas sim o limite de quantização do próprio espaço amostral. Uma vez que a grade volumétrica (*source model*) foi parametrizada com uma resolução discreta de 5 mm, esse erro significa que, sob colapso de 50% do sinal original, o centro de massa deslocou-se apenas para o *voxel* espacialmente adjacente. Essa robustez comprova a eficácia da regularização de Tikhonov aplicada sobre a matriz de covariância de ruído, que atua freando explosões matemáticas comuns em matrizes mal-condicionadas. A Figura 11 ilustra graficamente o sucesso da localização espacial sob 5% de ruído, evidenciando uma densidade de corrente focal, sem espalhamento excessivo.

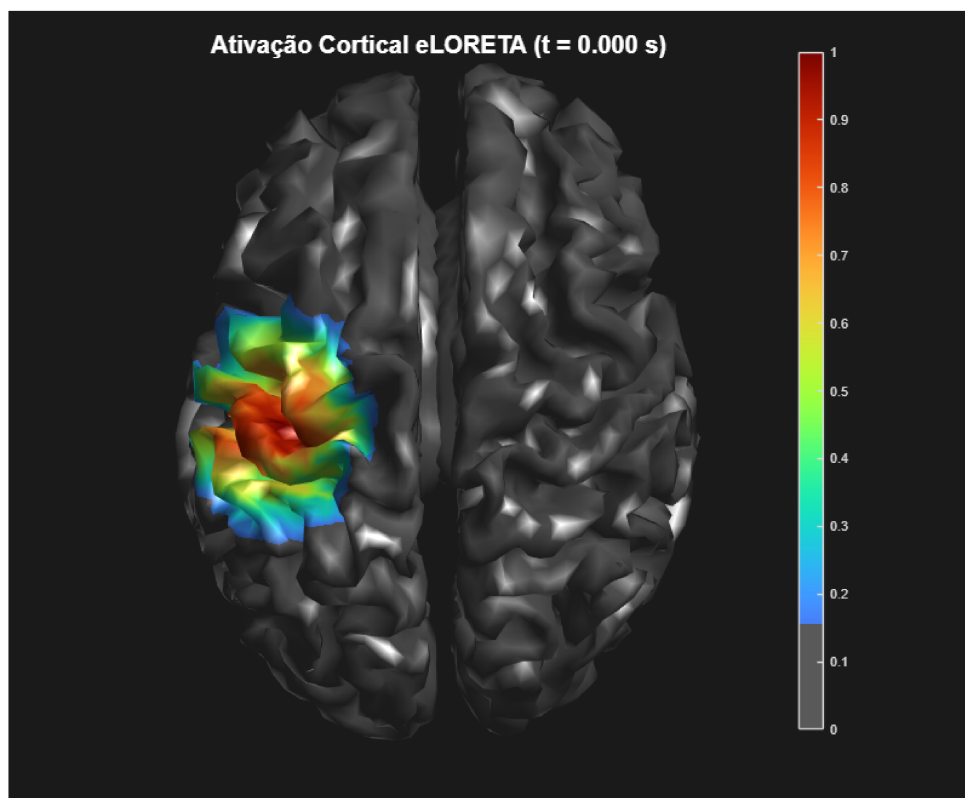


Figura 11 – Renderização tridimensional do córtex apontando a máxima ativação estimada pelo eLORETA no cenário de dipolo único com 5% de ruído artificial.

Fonte: Autoria própria.

Para levar a arquitetura ao seu limite de estresse resolutivo, o segundo cenário avaliou a capacidade de separabilidade espacial. Foram modelados dois dipolos independentes e de disparos simultâneos, distribuídos simetricamente em ambos os hemisférios corticais. A Tabela 3 documenta a acurácia do modelo em rastrear múltiplas origens subjacentes a um mesmo mapeamento de escalpo.

Tabela 3 – Resultados da separabilidade de múltiplos dipolos bilaterais simultâneos em ambiente simulado.

Ruído	Fonte Alvo	Alvo Original (X,Y,Z)	Estimativa eLORETA (X,Y,Z)	Erro Espacial
5%	Hemisfério Esq.	(-40, -25, 50)	(-40, -25, 45)	5,0 mm
	Hemisfério Dir.	(40, -25, 50)	(40, -25, 45)	5,0 mm
10%	Hemisfério Esq.	(-40, -25, 50)	(-40, -25, 45)	5,0 mm
	Hemisfério Dir.	(40, -25, 50)	(40, -25, 45)	5,0 mm
15%	Hemisfério Esq.	(-40, -25, 50)	(-40, -25, 45)	5,0 mm
	Hemisfério Dir.	(40, -25, 50)	(40, -25, 40)	10,0 mm
30%	Hemisfério Esq.	(-40, -25, 50)	(-40, -25, 45)	5,0 mm
	Hemisfério Dir.	(40, -25, 50)	(40, -25, 40)	10,0 mm
50%	Hemisfério Esq.	(-40, -25, 50)	(-45, -25, 45)	~7,0 mm
	Hemisfério Dir.	(40, -25, 50)	(40, -15, 50)	10,0 mm

Fonte: Autoria própria.

A capacidade de segregar correntes bilaterais simultâneas representa o crivo definitivo para validadores tomográficos. Modelos matemáticos mais básicos de norma mínima, como o Estimador de Norma Mínima Tradicional (MNE), frequentemente sofrem de fortes distorções de profundidade, e por isso ao tentar resolver duas fontes simétricas nas bordas do córtex, essas abordagens tendem a minimizar a energia combinando ambas em uma única ativação ilusória no centro geométrico do cérebro.

A ausência desse fenômeno fantasma na Tabela 3 ratifica empiricamente a propriedade fundamental do algoritmo eLORETA: o erro de localização espacial zero para fontes pontuais (mesmo na presença de ruído moderado). Observa-se que, na imensa maioria das simulações, a penalidade espacial manteve-se restrita à faixa de um a dois *voxels* de erro (5 a 10 mm). A preservação da distinção clara entre as assinaturas de ambos os hemisférios confirma que a arquitetura está tecnicamente qualificada para lidar com o caráter não-estacionário e bilateral dos dados reais de EEG, mitigando riscos de inferências neurofisiológicas equivocadas na fase final deste trabalho.

5.4 Reconstrução Espacial em Dados Reais

Com a robustez algorítmica e a margem de erro submilimétrica comprovadas matematicamente na etapa de simulação, o *pipeline* avançou para o seu objetivo final: a resolução do Problema Inverso aplicado aos dados biológicos reais dos voluntários.

A primeira etapa deste processamento consistiu em extrair o instante temporal exato para alimentar a matriz do eLORETA. Para tal, gerou-se a curva média de resposta combinando os dados dos 10 voluntários, compondo um conjunto robusto de 500 épocas

consolidadas. A Figura 12 ilustra este comportamento no domínio do tempo para os eletrodos da linha média central (Cz, CPz, Pz e POz).

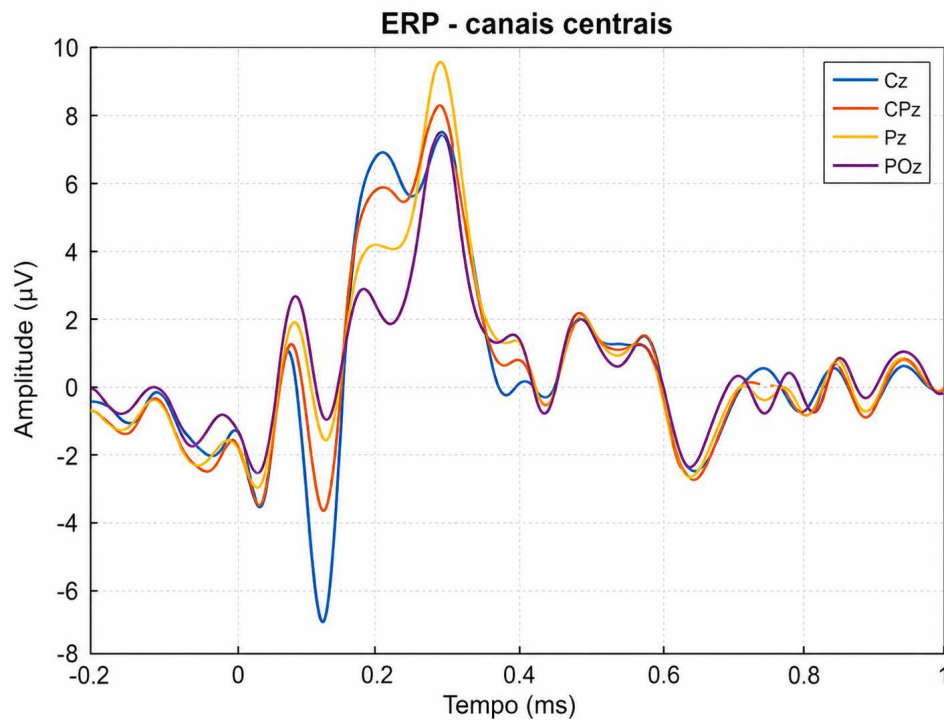


Figura 12 – Curvas de ativação temporal (ERP) da média global dos voluntários.

Fonte: Autoria própria.

A análise das séries temporais revelou que o pico de máxima amplitude, em resposta ao estímulo aplicado no dedo indicador direito, ocorreu em aproximadamente 297 milissegundos pós-estimulação. Este valor alinha-se rigorosamente à janela neurofisiológica característica do P300. Tais achados confirmam de maneira consistente a viabilidade do uso deste potencial evocado como um marcador neurofisiológico em paradigmas de estimulação tátil, corroborando a literatura consolidada. Conforme apontado por Polich (2004) e Ibanez et al. (2012), o P300 reflete a alocação de recursos atencionais e atesta o processamento cognitivo do estímulo tátil. Essa validação reforça a robustez, a confiabilidade intersujeitos e a aplicabilidade desse potencial em sistemas computacionais que exigem respostas rápidas, consistentes e de fácil detecção. A extração dessa latência exata (297 ms) atuou, portanto, como o parâmetro temporal fundamental projetado no renderizador das fontes.

Para viabilizar a estimativa espacial, construiu-se uma malha tridimensional (*source-model*) abrangendo o volume intracraniano. A Figura 13 apresenta uma vista superior dessa estrutura. Cada ponto visível na projeção corresponde a uma coordenada tridimensional distinta na qual a atividade elétrica cortical foi matematicamente estimada pelo algoritmo.

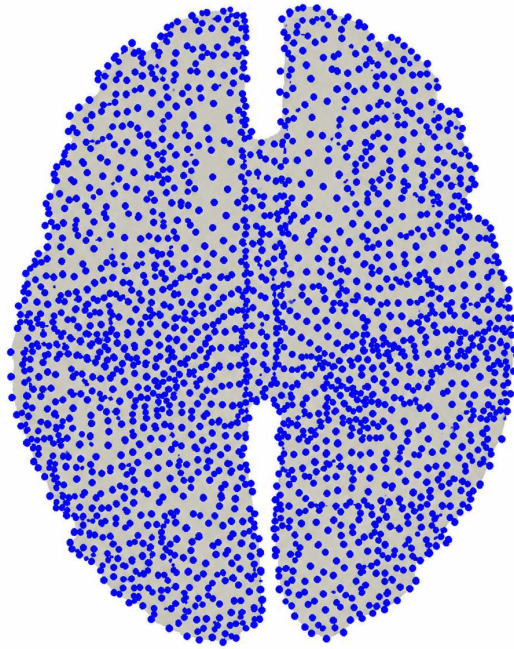


Figura 13 – Grade volumétrica de 12.213 dipolos baseada no atlas anatômico MNI.

Fonte: Autoria própria.

A resolução espacial do modelo foi fixada em 5 mm, uma decisão arquitetural que provou oferecer um equilíbrio efetivo entre detalhamento anatômico e viabilidade computacional. Testes empíricos demonstraram que o uso de resoluções maiores não foi eficiente na redução da dimensionalidade, cobrindo áreas maiores que o esperado. Por outro lado, testes com resoluções mais finas, como 3 mm, elevaram o número de dipolos para mais de 50.000 sem oferecer qualquer melhoria visível na região de atividade identificada. Isso sugere que, mesmo com a resolução de 5 mm, alcançou-se a redução máxima possível para este conjunto de dados utilizando o eLORETA, garantindo o menor custo computacional em comparação com valores menores.

Com a malha definida, os sinais de EEG brutos foram submetidos à pseudo-inversa. O mapeamento volumétrico resultante é apresentado nas Figuras 14 e 15, cujas escalas cromáticas representam a densidade de corrente: regiões em tons frios indicam baixa voltagem, enquanto cores quentes (vermelho escuro) denotam os polos de máxima ativação neural.

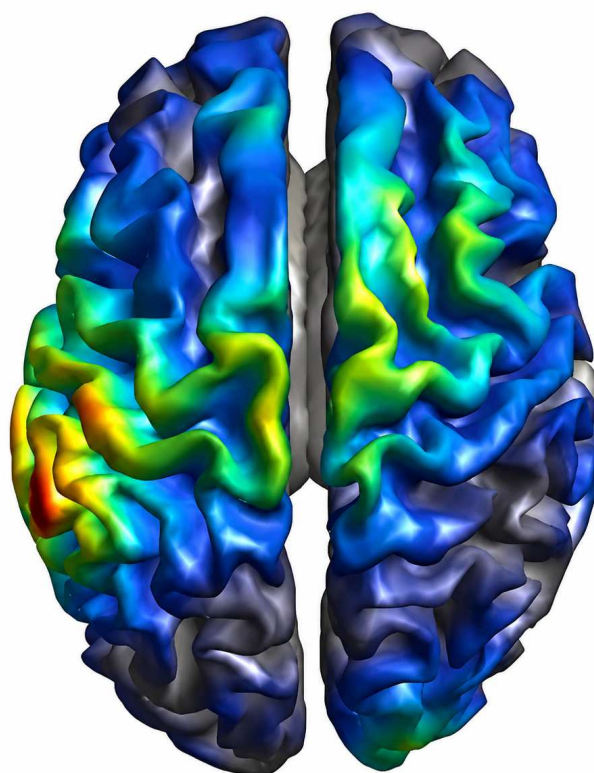


Figura 14 – Reconstrução tomográfica eLORETA sob estimulação de 10 Hz.

Fonte: Autoria própria.

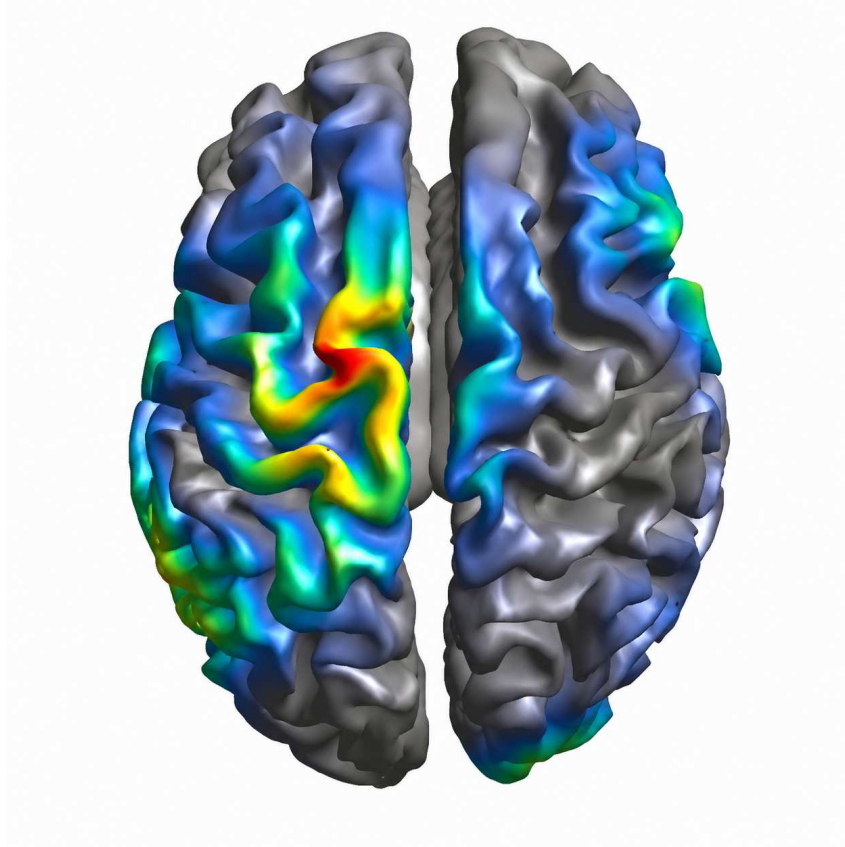


Figura 15 – Reconstrução tomográfica eLORETA sob estimulação de 125 Hz.

Fonte: Autoria própria.

A justaposição destas reconstruções revela o impacto profundo da taxa de estimulação na resolução do problema inverso. Constatou-se que estímulos de alta frequência, como 125 Hz, resultaram em padrões de ativação cerebral mais localizados e intensos, facilitando consideravelmente a identificação das regiões corticais de interesse. Em contrapartida, estímulos de baixa frequência, como 10 Hz, produziram uma ativação difusa e amplamente espalhada pelo córtex, dificultando a delimitação precisa das fontes geradoras da resposta. Estes resultados demonstram que a frequência do estímulo não apenas influencia a magnitude da resposta cerebral, mas também impacta diretamente a capacidade de reconstruir e interpretar as fontes envolvidas, um fator crítico para o desenvolvimento de arquiteturas computacionais com alto grau de precisão espacial.

Destaca-se, ainda, que a estimulação em alta frequência (125 Hz) proporcionou um ganho indireto na Relação Sinal-Ruído do sistema. Essa otimização mitigou a influência de artefatos biológicos de fundo, favorecendo a estabilidade da matriz de covariância durante o cálculo numérico da pseudo-inversa e garantindo dados de entrada mais limpos para a estimativa do eLORETA.

Esta dinâmica corrobora os achados de (KAMPE; JONES; AUER, 2000), que, mesmo utilizando um protocolo de estimulação distinto, sustentam o entendimento de que fre-

quências mais altas eliciam uma área de ativação mais precisa. Ademais, o estudo de (ALOUIT et al., 2025), que utilizou um protocolo similar ao do presente estudo para estimulação do dedo indicador direito, aplicando estímulos elétricos e vibrotáteis, descobriu que o próprio tipo de estímulo gera diferenças na precisão da ativação. No entanto, para estímulos vibrotáteis, as diferentes frequências não produziram diferenças na precisão, o que evidencia que o ganho algorítmico atrelado à alta frequência é uma característica particularmente vantajosa da estimulação eletrotátil.

Em relação à estimativa de fontes cerebrais, a técnica de reconstrução eLORETA destacou-se por proporcionar um ganho substancial na resolução espacial das regiões de interesse, em concordância com as conclusões do estudo de (SCHMIELE, 2019). Ao comparar os mapas topográficos convencionais derivados do EEG bruto com a reconstrução volumétrica tridimensional obtida, observou-se um refinamento significativo na localização da atividade cortical. A área de ativação principal apresentou-se muito menor do que as obtidas anteriormente por topografia simples, indicando uma detecção mais específica da região estimulada, análoga à identificação de um único dedo em vez da mão inteira. Essa discriminação mais fina das fontes corticais possui implicações diretas na construção de sistemas mais seletivos e com maior capacidade discriminativa entre comandos distintos.

Apesar do satisfatório desempenho da técnica, algumas limitações metodológicas devem ser consideradas na transição do ambiente simulado para a análise de dados reais. Observou-se um leve deslocamento no posicionamento da fonte primária. Embora a ativação tenha se concentrado corretamente no hemisfério esquerdo, contralateral ao estímulo no dedo direito, a literatura prevê que o córtex somatossensorial primário da mão apresente uma disposição ligeiramente mais lateralizada do que a porção medial acusada pelas imagens.

Essa discrepância não reflete uma falha do algoritmo eLORETA, mas sim limitações intrínsecas ao complexo processamento de dados biológicos reais. O primeiro fator a ser considerado é a precisão anatômica: a utilização de um modelo de cérebro genérico (*template* MNI) da biblioteca FieldTrip não contabiliza as variações morfológicas individuais de cada sujeito, como a espessura craniana ou o formato dos sulcos, o que inevitavelmente desloca o centro geométrico da ativação durante a projeção matemática. Outro limitante metodológico diz respeito à simplificação inerente da condutividade dos tecidos da cabeça. O modelo de três camadas assume condutividades perfeitamente homogêneas para o couro cabeludo, o crânio e o cérebro, ignorando anisotropias locais, o que pode introduzir vieses na reconstrução de fontes próximas às interfaces desses tecidos.

Adicionalmente aos aspectos de modelagem, os dados biológicos reais carregam desafios intrínsecos de captação. Mesmo submetidos a exaustivas etapas de filtragem e à aplicação de Análise de Componentes Independentes (ICA) para atenuar artefatos, o cérebro humano mantém-se como um sistema não-isolado. O fato de os voluntários estarem

engajados em contagem mental para manter o foco no experimento gerou inevitáveis ativações simultâneas em outras áreas, como o córtex parietal posterior. Essa superposição cognitiva e o ruído de fundo atuam como fatores de interferência, interferindo na acurácia posicional final que o algoritmo tenta resolver.

Ainda que essas variáveis do mundo real tornem a localização de dados reais um desafio de alta complexidade que demandou severos tratamentos e auxílio do espaço MNI para a plotagem, os dados obtidos comprovam consistentemente o potencial do eLORETA em superar as limitações espaciais do EEG convencional. A aplicação combinada de estímulos adequadamente parametrizados e modelos de reconstrução de alta resolução consolidase como uma ferramenta de mapeamento superior, viabilizando o desenvolvimento de sistemas mais eficientes e adaptáveis na área da neurociência computacional.

5.5 Desempenho Computacional e Análise de Complexidade

A transição da análise bidimensional do EEG para a reconstrução topológica tridimensional impõe um salto substancial na complexidade computacional da arquitetura. Sendo este um trabalho inserido no escopo da Ciência da Computação, torna-se imperativa a análise dos custos práticos de processamento (tempo de execução) e de alocação de memória (espaço) exigidos pelo *pipeline*.

O primeiro gargalo computacional do sistema encontra-se na fase de pré-processamento, especificamente na execução da Análise de Componentes Independentes (ICA). Como o algoritmo atua de forma iterativa para separar os ruídos do sinal limpo, a sua complexidade de tempo cresce de forma quadrática em relação ao número de canais e linear em relação à quantidade de amostras temporais ($O(C^2N)$). Para a matriz de 60 eletrodos de alta densidade utilizada neste trabalho, a convergência dos pesos do ICA exigiu um alto custo de máquina *offline*, consumindo a maior fração do tempo na preparação inicial dos dados.

Superada a filtragem, a consolidação dos dados impôs um forte teste de alocação de memória RAM (complexidade de espaço). A fusão das épocas dos 10 voluntários em uma estrutura de dados única exigiu o carregamento simultâneo de 500 épocas, cruzadas por 60 canais e milhares de amostras temporais. No ambiente MATLAB, essas informações são alocadas em matrizes de alta precisão (*double*), gerando tensores de dados que ocupam rapidamente um grande espaço de memória.

Contudo, o grande peso de processamento do sistema reside na etapa final de modelagem do eLORETA. A resolução espacial de 5 mm adotada gerou um modelo de cérebro contendo 12.213 *voxels*. Como o problema inverso calcula a corrente nos três eixos espaciais (x, y, z), a rede gera $12.213 \times 3 = 36.639$ variáveis incógnitas a serem estimadas simultaneamente.

Isso significa que a matriz de transferência (*Leadfield*), responsável por conectar essas fontes aos 60 eletrodos, possui um tamanho colossal de 60 linhas por 36.639 colunas. O algoritmo eLORETA precisa inverter matrizes de covariância dessa magnitude para rastrear a origem do sinal. A inversão de matrizes é uma operação algébrica extremamente custosa, apresentando uma complexidade de tempo assintótica típica de $O(N^3)$.

Por exigir tamanho poder computacional, o tempo de execução demonstrou-se altamente dependente das configurações de *hardware*. Durante o desenvolvimento deste projeto, constatou-se empiricamente esse impacto: a execução do modelo em computadores com configurações de processamento mais limitadas chegou a exceder 20 minutos de processamento ininterrupto somente para a etapa de construção do eLORETA. Em contrapartida, a execução em computadores com arquitetura mais moderna reduziu drasticamente esse tempo de compilação para poucos minutos.

Esta análise prática de desempenho e complexidade justifica a decisão metodológica de não utilizar resoluções mais finas na malha cerebral. Reduzir a grade para 3 mm elevaria a quantidade de incógnitas para mais de 150.000 variáveis. Isso faria a complexidade cúbica ($O(N^3)$) da matriz explodir, esgotando a memória RAM disponível e inviabilizando o processamento em máquinas padrão, sem entregar nenhuma melhoria visual no mapeamento final do cérebro.

Conclui-se, portanto, que a arquitetura estruturada operou em um ponto ótimo de eficiência. O sistema balanceou com sucesso a necessidade de alta resolução espacial com as restrições físicas de memória e processamento, consolidando um *software* robusto e aplicável à realidade das máquinas convencionais.

Conclusão e Trabalhos Futuros

O presente trabalho propôs e validou uma arquitetura computacional para a resolução do Problema Inverso em eletroencefalografia, focada na localização espacial de fontes neurais sob estimulação somatossensorial eletrotátil. A análise progressiva do *pipeline*, transitando desde a validação estatística bidimensional até a reconstrução tomográfica tridimensional, demonstrou o potencial prático e a viabilidade da técnica eLORETA como uma ferramenta analítica de alta precisão.

A etapa inicial de inferência estatística (ANOVA) comprovou matematicamente a correlação direta entre a parametrização do estímulo e a qualidade do sinal resultante. A constatação de que frequências mais altas, notadamente 125 Hz, eliciam potenciais evocados de maior amplitude e com melhor Relação Sinal-Ruído foi um pilar metodológico fundamental. Este achado garantiu a alimentação da reconstrução espacial com matrizes de dados mais robustas e delimitadas, mitigando interferências do ruído de fundo biológico.

No âmbito algorítmico, as simulações do Problema Direto atestaram a maturidade da implementação do modelo. A arquitetura computacional demonstrou capacidade de sustentar erros de localização de baixa magnitude, limitados e coerentes com a resolução de grade de 5 mm, mesmo sob severas degradações da matriz de entrada por ruídos sintéticos de até 50%. A comprovação da separabilidade espacial isolando múltiplas fontes simultâneas bilaterais confirmou a ausência de fenômenos de vazamento espacial, validando a regularização matemática empregada na inversão da matriz de transferência (*Leadfield*).

Ao aplicar o sistema consolidado sobre os dados reais, a reconstrução via eLORETA evidenciou sua superioridade em relação ao mapeamento topográfico de superfície convencional, oferecendo um ganho substancial na delimitação da atividade cortical. O *software* desenvolvido operou em um ponto de máxima eficiência, processando tensores com 12.213 *voxels* de maneira estável. Além de sua estabilidade, a arquitetura modular e bem estruturada do modelo confere um alto grau de reprodutibilidade metodológica, permitindo que o *pipeline* seja facilmente adaptado, escalado e replicado para a investigação de outros conjuntos de dados eletroencefalográficos e diferentes paradigmas experimentais.

Embora limitações inerentes à simplificação do atlas genérico (MNI) e à suposição de

condutividade homogênea dos tecidos tenham introduzido leves deslocamentos espaciais na fonte isolada, a técnica provou ser capaz de rastrear a macrorregião anatomofisiológica correta. Em síntese, os resultados obtidos reforçam o potencial da técnica eLORETA como uma evolução robusta ao tratamento do EEG tradicional, ampliando a utilidade clínica e analítica de dados eletrofisiológicos mediante o uso de engenharia de *software* e neurociência computacional.

Cabe ressaltar que os esforços investigativos e a consolidação desse modelo computacional renderam frutos acadêmicos prévios, culminando na publicação de artigos científicos nos simpósios de engenharia biomédica de 2023 (MACEDO; MELLO; SOARES, 2023) e de 2025 (MACEDO et al., 2025) que atestam a validade das metodologias e protocolos experimentais aqui aplicados.

6.1 Trabalhos Futuros

Como desdobramentos naturais desta pesquisa e visando o contínuo aprimoramento da resolução espacial do modelo computacional, propõem-se as seguintes frentes de investigação:

- ❑ **Modelagem Anatômica Individualizada:** Substituir o *template* anatômico genérico (MNI) pela integração de imagens de Ressonância Magnética Estrutural (MRI) dos próprios voluntários. A extração e segmentação personalizada dos tecidos, como couro cabeludo, crânio, córtex, permitirá modelar a condutividade elétrica com alta fidelidade (*Boundary Element Method* - BEM), corrigindo os desvios de localização observados na projeção matemática atual.
- ❑ **Diversificação da Parametrização Tátil:** Explorar modalidades alternativas de estimulação somatossensorial, como a aplicação de padrões vibrotáteis. O objetivo é investigar se diferentes mecânicas ou frequências de vibração oferecem assinaturas espaciais com acurácia equivalente, reduzindo a necessidade da aplicação de altíssimas frequências de corrente elétrica para garantir respostas localizadas.
- ❑ **Otimização de Desempenho Algorítmico:** Investigar a refatoração do cálculo da matriz pseudo-inversa para execução paralelizada em arquiteturas de Unidades de Processamento Gráfico (GPUs). A aceleração por *hardware* viabilizaria a operação com malhas espaciais de resolução muito mais fina (ex. 2 mm ou 3 mm), contornando os atuais gargalos de alocação de memória RAM e viabilizando análises da reconstrução espacial com uma altíssima densidade e em tempo hábil.
- ❑ **Processamento e Reconstrução em Tempo Real:** Aprimorar o *pipeline* computacional para transcender a atual análise *offline*, viabilizando a aquisição de dados EEG e a subsequente reconstrução espacial pelo eLORETA em tempo real. Essa

evolução exigirá a otimização das estruturas de dados e a implementação de métodos de análise em janelas deslizantes, pavimentando o caminho para sistemas interativos e de resposta imediata.

- ❑ **Mitigação de Coativações e Ruídos Dinâmicos:** Desenvolver e integrar técnicas algorítmicas avançadas de separação espacial para lidar de forma mais resiliente com o ruído de captação e com as coativações cognitivas inerentes ao córtex humano. O objetivo é aprimorar a capacidade do *software* em isolar matematicamente a resposta primária do estímulo focal frente às ativações simultâneas de outras áreas do cérebro, decorrentes de processos secundários do usuário ou flutuações atencionais, assegurando uma estimativa de fontes ainda mais pura e seletiva.

Referências

- ALOUIT, A. et al. Cortical activations induced by electrical versus vibrotactile finger stimulation using EEG. **NeuroImage**, v. 314, p. 121249, jul. 2025. ISSN 10538119. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811925002526>>. Citado na página 51.
- AOKI, Y. et al. Detection of EEG-resting state independent networks by eLORETA-ICA method. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 9, fev. 2015. ISSN 1662-5161. Disponível em: <<http://journal.frontiersin.org/Article/10.3389/fnhum.2015.00031/abstract>>. Citado na página 23.
- BAILLET, S.; MOSHER, J. C.; LEAHY, R. M. Electromagnetic brain mapping. **IEEE Signal Processing Magazine**, v. 18, n. 6, p. 14–30, Nov 2001. Citado na página 20.
- BENSAID, S. et al. COALIA: A Computational Model of Human EEG for Consciousness Research. **Frontiers in Systems Neuroscience**, v. 13, p. 59, nov. 2019. ISSN 1662-5137. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnsys.2019.00059/full>>. Citado na página 16.
- Brouwer. A tactile P300 brain-computer interface. **Frontiers in Neuroscience**, 2010. ISSN 1662453X. Disponível em: <<http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnins.2010.00019/abstract>>. Citado 3 vezes nas páginas 18, 19 e 25.
- CHAUMON, M.; BISHOP, D. V.; BUSCH, N. A. A practical guide to the selection of independent components of the electroencephalogram for artifact correction. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 250, p. 47–63, jul. 2015. ISSN 01650270. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165027015000928>>. Citado na página 18.
- CHU, C. et al. A P300 Brain-Computer Interface Paradigm Based on Electric and Vibration Simple Command Tactile Stimulation. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 15, p. 641357, abr. 2021. ISSN 1662-5161. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2021.641357/full>>. Citado na página 19.
- DELORME, A.; MAKEIG, S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 134, n. 1, p. 9–21, 2004. Citado na página 23.

ENGL, H. W.; HANKE, M.; NEUBAUER, A. **Regularization of Inverse Problems**. Dordrecht, Netherlands: Kluwer Academic Publishers, 1996. v. 375. (Mathematics and its Applications, v. 375). ISBN 978-0-7923-4157-4. Citado na página 21.

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**, v. 70, n. 6, p. 510–523, 1988. Citado na página 18.

GRECH, R. et al. Review on solving the inverse problem in EEG source analysis. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 5, n. 1, p. 25, dez. 2008. ISSN 1743-0003. Disponível em: <<https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-5-25>>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 22.

HALLEZ, H. et al. Review on solving the forward problem in EEG source analysis. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 4, n. 1, p. 46, dez. 2007. ISSN 1743-0003. Disponível em: <<https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-4-46>>. Citado 3 vezes nas páginas 13, 20 e 21.

HOU, Y. et al. A novel approach of decoding EEG four-class motor imagery tasks via scout ESI and CNN. **Journal of Neural Engineering**, v. 17, n. 1, p. 016048, fev. 2020. ISSN 1741-2560, 1741-2552. Disponível em: <<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1741-2552/ab4af6>>. Citado na página 20.

IBANEZ, A. et al. What event-related potentials (ERPs) bring to social neuroscience? **Social Neuroscience**, v. 7, n. 6, p. 632–649, nov. 2012. ISSN 1747-0919, 1747-0927. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17470919.2012.691078>>. Citado 3 vezes nas páginas 18, 43 e 47.

JOHANSSON, V.; SOEKADAR, S. R.; CLAUSEN, J. Locked Out: Ignorance and Responsibility in Brain–Computer Interface Communication in Locked-in Syndrome. **Cambridge Quarterly of Healthcare Ethics**, v. 26, n. 4, p. 555–576, out. 2017. ISSN 0963-1801, 1469-2147. Disponível em: <https://www.cambridge.org/core/product/identifier/S0963180117000081/type/journal_article>. Citado na página 16.

JURCAK, V.; TSUZUKI, D.; DAN, I. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. **NeuroImage**, v. 34, n. 4, p. 1600–1611, fev. 2007. ISSN 10538119. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811906009724>>. Citado na página 17.

KAMPE, K. K.; JONES, R. A.; AUER, D. P. Frequency dependence of the functional MRI response after electrical median nerve stimulation. **Human Brain Mapping**, v. 9, n. 2, p. 106–114, fev. 2000. ISSN 1065-9471, 1097-0193. Disponível em: <[https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/\(SICI\)1097-0193\(200002\)9:2<106::AID-HBM5>3.0.CO;2-Y](https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/(SICI)1097-0193(200002)9:2<106::AID-HBM5>3.0.CO;2-Y)>. Citado na página 50.

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**, v. 7, 2013. ISSN 1662-453X. Disponível em: <<http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnins.2013.00129/abstract>>. Citado na página 25.

- LI, J. et al. An Online P300 Brain–Computer Interface Based on Tactile Selective Attention of Somatosensory Electrical Stimulation. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v. 39, n. 5, p. 732–738, out. 2019. ISSN 1609-0985, 2199-4757. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s40846-018-0459-x>>. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 18.
- LUCK, S. J. **An Introduction to the Event-Related Potential Technique**. 2nd. ed. Cambridge, MA: MIT Press, 2014. ISBN 978-0-262-52585-5. Citado na página 18.
- MACEDO, Y. P. et al. Cortical Resolution Enhancement in P300 Using eLORETA Technique for BCI Construction. 2025. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 55.
- MACEDO, Y. P.; MELLO, J. N.; SOARES, A. B. Análise estatística aplicada em P300 para avaliação de frequências de estimulação em ICMs táteis. 2023. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 55.
- MCFARLAND, D. J.; WOLPAW, J. R. EEG-based brain–computer interfaces. **Current Opinion in Biomedical Engineering**, v. 4, p. 194–200, dez. 2017. ISSN 2468-4511. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S246845111730082X>>. Citado na página 12.
- MCScap. **MCScap EEG accessories online store**. 2026. Disponível em: <<https://mcscap.com/>>. Acesso em: 10 ago. 2026. Citado na página 29.
- MELLO, J. **Avaliação neuro-psicofisiológica de protocolos de estimulação eletrotátil para feedback sensorial**. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Uberlândia, ago. 2023. Disponível em: <<https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/39111>>. Citado 3 vezes nas páginas 26, 29 e 30.
- MICHEL, C. M.; BRUNET, D. EEG Source Imaging: A Practical Review of the Analysis Steps. **Frontiers in Neurology**, v. 10, p. 325, abr. 2019. ISSN 1664-2295. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2019.00325/full>>. Citado 3 vezes nas páginas 13, 17 e 20.
- MOGNON, A. et al. ADJUST: An automatic EEG artifact detector based on the joint use of spatial and temporal features: Automatic spatio-temporal EEG artifact detection. **Psychophysiology**, v. 48, n. 2, p. 229–240, fev. 2011. ISSN 00485772. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1469-8986.2010.01061.x>>. Citado na página 18.
- MOSHER, J.; LEAHY, R.; LEWIS, P. EEG and MEG: forward solutions for inverse methods. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 46, n. 3, p. 245–259, mar. 1999. ISSN 00189294. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/748978/>>. Citado na página 21.
- NUNEZ, P. L.; SRINIVASAN, R. **Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG**. [S.l.]: Oxford University Press, 2006. Google-Books-ID: fUv54as56_8C. ISBN 978-0-19-505038-7. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 17.
- OOSTENVELD, R. et al. FieldTrip: Open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data. **Computational Intelligence and Neuroscience**, v. 2011, p. 156869, 2011. Citado na página 24.

PASCUAL-MARQUI, R. D. et al. Assessing interactions in the brain with exact low-resolution electromagnetic tomography. **Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, v. 369, n. 1952, p. 3768–3784, out. 2011. ISSN 1364-503X. Disponível em: <<https://doi.org/10.1098/rsta.2011.0081>>. Citado na página 20.

POLICH, J. Clinical application of the P300 event-related brain potential. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 15, n. 1, p. 133–161, fev. 2004. ISSN 10479651. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1047965103001098>>. Citado 3 vezes nas páginas 18, 42 e 47.

_____. Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b. **Clinical Neurophysiology**, v. 118, n. 10, p. 2128–2148, out. 2007. ISSN 13882457. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245707001897>>. Citado na página 18.

SANEI, S.; CHAMBERS, J. A. **EEG Signal Processing**. 1st. ed. Chichester, UK: John Wiley & Sons, 2013. ISBN 978-0-470-02581-9. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 16.

SCHMIELE, E. **Enhancing EEG spacial resolution using ESI: a motor control study**. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Uberlândia, dez. 2019. Disponível em: <<https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/28620>>. Citado 5 vezes nas páginas 12, 20, 22, 26 e 51.