



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

JÚLIA NEPOMUCENO MELLO

**AVALIAÇÃO NEURO-PSICOFISIOLÓGICA DE
PROTOCOLOS DE ESTIMULAÇÃO ELETROTÁTIL PARA
FEEDBACK SENSORIAL**

Uberlândia
2023

JÚLIA NEPOMUCENO MELLO

**AVALIAÇÃO NEURO-PSICOFISIOLÓGICA DE
PROTOCOLOS DE ESTIMULAÇÃO ELETROTÁTIL PARA
FEEDBACK SENSORIAL**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de
Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção de
título de Mestre em Ciências do Curso de Pós-Graduação
em Engenharia Biomédica

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Alcimar Barbosa Soares

Uberlândia
2023

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

M527
2023

Mello, Júlia Nepomuceno, 1996-
Avaliação neuro-psicofisiológica de protocolos de
estimulação eletrotátil para feedback sensorial
[recurso eletrônico] / Júlia Nepomuceno Mello. - 2023.

Orientador: Alcimar Barbosa Soares.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de
Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2023.447>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Soares, Alcimar Barbosa,
1965-, (Orient.). II. Universidade Federal de
Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III.
Título.

CDU: 62:61

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



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 101, PPGEB				
Data:	Quatro de agosto de dois mil e vinte e três	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	11:40h
Matrícula do Discente:	12112EBI009				
Nome do Discente:	Júlia Nepomuceno Mello				
Título do Trabalho:	Avaliação Neuro-Psicofisiológica de Protocolos de Estimulação Eletrotátil Para Feedback Sensorial				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Engenharia de Reabilitação e Biomecânica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Neuromorphic Feedback: A Strategy to Enhance Prosthesis Embodiment and Performance				

Reuniu-se na Sala Vermelha, anexo bloco 3N, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Adriano de Oliveira Andrade - FEELT/UFU; Danilo Alves Pinto Nagem - UFRN; Alcimar Barbosa Soares - PPGEB/UFU orientador da candidata.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Alcimar Barbosa Soares, apresentou a Comissão Examinadora e o candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação da Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir a candidata. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando a candidata:

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Alcimar Barbosa Soares, Professor(a) do Magistério Superior**, em 04/08/2023, às 11:40, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Adriano de Oliveira Andrade, Professor(a) do Magistério Superior**, em 04/08/2023, às 11:41, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Danilo Alves Pinto Nagem, Usuário Externo**, em 05/09/2023, às 15:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **4705693** e o código CRC **D9BA2FED**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a minha família, em especial meus pais e minha irmã, pelo apoio e incentivo incondicional.

Ao professor Dr. Alcimar Barbosa Soares, pela motivação, incentivo e orientação ao longo de toda a pesquisa.

A minha co-orientador extraoficial, minha mãe Renata, por não somente ter me ajudado em diversas análises estatísticas como também por ter lido cada palavra dessa dissertação.

Ao meu co-orientador de assuntos técnicos extraoficial, meu pai Fernando, por todo auxílio fornecido em lógicas de programação.

A minha co-orientadora de assuntos pessoais, minha irmã Daniela, por sempre me mostrar novos olhares sobre o mundo que me cerca.

Ao meu co-orientador de simplificação, meu namorado Raoni, por simplificar o que eu tanto complico todos os dias.

A minha tia Fabiana, por estar sempre tão presente na minha vida, por todos os conselhos e consultorias de assuntos jurídicos.

Aos meus avós e bisavós, pela inspiração nas mais diversas áreas da vida.

A Mariane Garcia, por ser não somente a melhor aluna de iniciação científica que eu poderia ter, como também uma grande amiga para todas as horas.

Aos meus amigos do laboratório, em especial a Amanda, Ana Clara, Camille e Severino, pelo apoio dentro e fora das paredes do Biolab.

Aos meus amigos, pela segurança de saber que eu tenho uma família em Uberlândia disposta a rir e chorar comigo em todos os momentos.

Aos professores da Faculdade de Engenharia Elétrica por todo o conhecimento fornecido.

“ É só dos sentidos que procede toda a autenticidade,
toda a boa consciência, toda a evidência da verdade.”

Friedrich Nietzsche

RESUMO

A lesão irreversível de um sistema complexo como a mão humana acarreta em perdas significativas de autonomia e funcionalidade que tentam ser superadas através da utilização de sistemas protéticos. Contudo, apesar dos diversos avanços no desenvolvimento de próteses, as taxas de rejeição permanecem elevadas. Entre os aspectos mais evidentes para explicar esse fenômeno, destacam-se: a falta de funcionalidade e a inexistência de um sistema de feedback sensorial capaz de fornecer ao usuário informações táteis a partir da interação da prótese com o ambiente e os objetos que a cercam. Na restauração tátil não invasiva, a eletroestimulação nervosa transcutânea (TENS) é comumente usada para evocar sensações táteis, principalmente aquelas referidas em membros fantasmas. Apesar de sua ampla utilização, não há consenso sobre os parâmetros de estimulação capazes de eliciar uma ampla gama de sensações naturais ou mesmo de protocolos para sua avaliação. O presente estudo teve como objetivo combinar técnicas psicofisiológicas e de imageamento cortical para fornecer uma análise qualitativa e quantitativa dos processos de percepção somatossensorial. Para tanto o estudo envolveu dois designs experimentais compostos por: i) avaliação psicofisiológica de mudanças incrementais e decrementais da frequência de estimulação (modulada entre 5 e 125 Hz) mantendo-se uma amplitude constante e ii) análise da qualidade sensorial e das respostas corticais oriundas de um protocolo de discriminação de estímulos eletrotáteis de cinco diferentes frequências (10, 25, 50, 100 e 125 Hz). Participaram do estudo 20 indivíduos hígidos e 3 sujeitos com amputação de membro superior a nível transradial ou de desarticulação de punho. Os resultados apontam para achados importantes, tal como a utilização de amplitudes de estimulação em torno de 80% do limiar de dor do sujeito para eliciar sensações referidas no membro fantasma. Indica-se ainda a relação entre descritores subjetivos da percepção tátil e as respostas neurais evocadas, que também foram eficazes em alimentar uma máquina de vetores de suporte (SVM) capaz de distinguir os estímulos eletrodérmicos. Destaca-se, por exemplo, a utilização do potencial P300 como biomarcador das avaliações de percepção sensorial e distinção dos estímulos elétricos. Assim, este trabalho apresenta achados importantes que podem ser utilizadas como ponto de partida para o desenvolvimento de sistemas de feedback sensorial, bem como aponta as distinções individuais de cada sujeito que devem ser consideradas para a elaboração de sistemas robustos, eficientes e confortáveis.

Palavras-chave: Amputação de membro superior. *Feedback* sensorial tátil. Percepção sensorial. Potenciais evocados.

ABSTRACT

The irreversible lesion of a complex system like the human hand results in devastating losses of autonomy and functionality, which are attempted to be overcome through the use of prosthetic systems. However, despite various advancements in prosthetic development, rejection rates remain high. Among the most evident aspects explaining this phenomenon are the lack of functionality and the absence of a sensory feedback system capable of providing the user with tactile information from the interaction of the prosthesis with the environment and surrounding objects. In non-invasive tactile restoration, transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) is commonly used to evoke tactile sensations, particularly those referred to as phantom limbs. Despite its widespread use, there is no consensus on stimulation parameters capable of eliciting a wide range of natural sensations or even protocols for its evaluation. The present study aimed to combine psychophysiological and cortical imaging techniques to provide a qualitative and quantitative analysis of somatosensory perception processes. For this purpose, the study conducted two experimental designs composed of: i) psychophysiological evaluation of incremental and decremental changes in stimulation frequency (modulated between 5 and 125 Hz) while maintaining a constant amplitude, and ii) analysis of sensory quality and cortical responses from a protocol of discrimination of electro-tactile stimuli of five different frequencies (10, 25, 50, 100, and 125 Hz). The study involved 20 healthy individuals and 3 subjects with transradial upper limb amputation or wrist disarticulation. The results point to important findings, such as the use of amplitudes around 80% of the subject's pain threshold to evoke sensations referred to the phantom limb. The study also indicates a relationship between subjective descriptors of tactile perception and evoked neural responses, which were also effective in feeding a support vector machine (SVM) that efficiently distinguished the electrodermal stimuli. The use of the P300 potential as a biomarker for sensory perception evaluations and distinction of electrical stimuli is highlighted, for example. Therefore, this work presents important findings that can be used as a starting point for the development of sensory feedback systems, as well as highlighting the individual distinctions of each subject that should be considered for the creation of robust, efficient, and comfortable systems.

Keywords: Upper limb amputation. Tactile sensory feedback. Sensory perception. Evoked potentials.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Diagrama ilustrativo do caminho da informação háptica até o córtex somatossensorial primário, passando previamente pela medula espinhal e pelo tálamo.	31
Figura 2 - Comparação entre a visão tradicional e a visão proposta por Muret et al. (2022) da distribuição do mapa topográfico corporal em S1. Adaptado de: Muret et al. (2022).	34
Figura 3 - Representação esquemática (sem fidelidade anatômica) das áreas corticais relacionadas à codificação e representação dos estímulos táteis e partes do corpo.	36
Figura 4 - Representação esquemática dos tipos de amputação do membro superior, sendo essas: desarticulação de ombro, transumeral, desarticulação de cotovelo, transradial, desarticulação de punho e transcarpal.	37
Figura 5 - Principais achados de alterações em áreas corticais (sem fidelidade anatômica) associadas a perda de informações periféricas, tal como resultado da amputação de um membro.	42
Figura 6 - Ilustração do eletrodo de eletroestimulação utilizado nos voluntários com amputação. Fonte: Costa (2021).	66
Figura 7 - Diagrama resumido do protocolo experimental de percepção sensorial. Para cada bloco, uma amplitude de corrente foi definida a partir do limiar de sensação e/ou limiar de dor. No início de cada bloco, o estímulo de intensidade máxima foi apresentado na frequência de 125 Hz.	70
Figura 8 - Descritivo das etapas e das condições adotadas no protocolo de caracterização da percepção sensorial de indivíduos com amputação de membro superior.	72
Figura 9- Posicionamento dos eletrodos no sistema 10-10 adaptado a 60 eletrodos.	75
Figura 10 -Posicionamento dos eletrodos de eletroestimulação no dedo indicador. O eletrodo ânodo foi posicionado na falange distal do dedo e o cátodo na falange medial.	76
Figura 11 - Diagrama resumido do protocolo experimental de discriminação tátil. No início da coleta era realizada a estimativa dos limiares de sensação e dor. Considerando uma amplitude de corrente de 80% do limiar de dor, cada bloco consistia na apresentação de pelo menos 10 estímulos (1 s de duração e 4 s de intervalo entre eles) de cada frequência. Ao final, o voluntário respondia perguntas acerca da qualidade da percepção sensorial. Ao longo da coleta, a atividade cortical era registrada com eletroencefalografia.	77

Figura 12 - Descritivo das etapas e das condições adotadas no protocolo de discriminação tátil e análise dos sinais EEG de voluntários com e sem amputação.....	79
Figura 13 – Diagrama com a sequência de processamento dos sinais EEG.....	82
Figura 14 - Fluxograma do AG proposto para seleção de canais de EEG para classificação de respostas corticais em sistemas de feedback sensorial.	84
Figura 15 – Posicionamento dos eletrodos e região de sensação evocada para cada indivíduo. O braço é representado em sua face externa. A borda do eletrodo (verde) representa se ele está posicionado no lado externo (borda sólida) ou interno (borda pontilhada) do braço. A região azul simboliza a área principal de sensação referida evocada no dedo do membro fantasma.	86
Figura 16 – Níveis de intensidade de percepção sensorial para cada frequência do bloco 1 para (A) voluntário 1 e (B) voluntário 2.....	87
Figura 17 - Níveis de intensidade de percepção sensorial para cada frequência do bloco 2 para (A) voluntário 1 e (B) voluntário 2.....	88
Figura 18 - Níveis de intensidade de percepção sensorial para cada frequência do bloco 3 para (A) voluntário 1, (B) voluntário 2 e (C) voluntário 3.....	89
Figura 19- Média (linha sólida) e desvio padrão (área sombreada) da intensidade sensorial percebida para cada frequência no (superior) bloco 1, (meio) bloco 2 e (inferior) bloco 3.	90
Figura 20 – Curvas de melhor ajuste de intensidade versus frequência de estimulação, e a respectiva equação de ajuste, para cada fase (incremental e decremental) e para os blocos 1, 2 e 3. A linha verde é a curva ajustada e a pontos vermelhos e azuis representam os dados originais, ou seja, os valores médios da intensidade percebida para as fases incremental e decremental de cada bloco.....	92
Figura 21 – Resposta individual para a discriminação de alterações de frequência para as várias transições dos blocos (A) 1, (B) 2 e (C) 3. Nos gráficos, a percepção de incremento é simbolizada pelo número 1, uma percepção de decremento é representada por -1 e a observação de não alteração de frequência é simbolizada por 0.	94
Figura 22 - Erro percentual médio na percepção sensorial de mudanças na frequência de estimulação para os três blocos experimentais e cada transição de frequência.....	94
Figura 23 – Percepção individual do tipo de sensação (discreta e contínua) de cada frequência apresentada nos blocos experimentais (A) 1, (B) 2 e (C) 3.....	95

Figura 24 - Amplitude de corrente (mA) média para os limiares de sensação e de dor de acordo com o sexo do indivíduo. As linhas verticais representam o desvio padrão de cada medida.	98
Figura 25 - Percepção do tipo de sensação (discreta ou contínua) para cada voluntário considerando as diferentes frequências apresentadas no dedo direito.....	99
Figura 26 - Percepção do tipo de sensação (discreta ou contínua) para cada voluntário considerando as diferentes frequências apresentadas no dedo esquerdo.....	99
Figura 27 - Distinção entre as frequências discretas e contínuas considerando os dedos direito e esquerdo.....	100
Figura 28 - Mapa de calor da porcentagem dos descritores utilizados para caracterizar as sensações relatadas por todos os indivíduos para os estímulos aplicados no dedo direito.....	101
Figura 29 - Mapa de calor da porcentagem dos descritores utilizados para caracterizar as sensações relatadas por todos os indivíduos para os estímulos aplicados no dedo esquerdo.	101
Figura 30 - Matriz de Correlação de Spearman dos descritores da qualidade das sensações considerando os estímulos apresentados em ambos os dedos de todos os 20 indivíduos. O asterisco representa correlações que possuem significância estatística ($p\text{-valor} < 0.05$).	103
Figura 31 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação avaliando-se a soma dos descritores de todos os indivíduos para ambos os dedos.....	105
Figura 32 - Porcentagem de variância explicada pelos componentes principais da análise do PCA a partir dos descritores qualitativos das sensações evocadas.....	105
Figura 33 - Avaliação dos scores e dos coeficientes obtidos para os componentes principais 1 e 2 frente as diferentes frequências de estimulação nos dedos direito e esquerdo.	106
Figura 34 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação avaliando-se os PCs responsáveis por explicar 95% da variância gerados a partir dos dados de todos os indivíduos para ambos os dedos.....	107
Figura 35 - Média global (grand-average) da resposta de todos os voluntários no eletrodo central contralateral a apresentação do estímulo (C3 ou C4) para as frequências de 10 Hz (curva verde), 25 Hz (curva azul), 50 Hz (curva rosa), 100 Hz (curva rosa) e 125 Hz (curva laranja) considerando o (A) dedo indicador direito e (B) o dedo indicador esquerdo.	109

Figura 36 - Imagem dos potenciais evocados para as frequências de (A) 10 Hz, (B) 50 Hz e (C) 125 Hz apresentadas no dedo direito.	110
Figura 37 – Distribuição topográfica do sinal EEG em janelas de interesse para os ERPs para os diferentes estímulos apresentados no dedo indicador direito. Cada mapa topográfico representa a amplitude média do sinal na janela representada no topo. As duas primeiras colunas representam o período pré-estímulo e as demais apresentam facetas do período pós-estímulo.	111
Figura 38 - Distribuição topográfica do sinal EEG em janelas de interesse para os ERPs para os diferentes estímulos apresentados no dedo indicador esquerdo. Cada mapa topográfico representa a amplitude média do sinal na janela representada no topo. As duas primeiras colunas representam o período pré-estímulo e as demais apresentam facetas do período pós-estímulo.	112
Figura 39 - Mapa topográfico da energia do sinal na janela de 250 a 350 ms após a apresentação do estímulo nos dedos direito (gráficos a direita) e esquerdo (gráficos a esquerda).....	113
Figura 40 - Amplitudes dos ERPs da média geral relacionadas a cinco níveis de frequência de estimulação no lado direito. O valor de amplitude apresentado representa a média de 9 eletrodos centro-parietais.....	114
Figura 41 - Amplitudes dos ERPs da média geral relacionadas a cinco níveis de frequência de estimulação no lado esquerdo. O valor de amplitude apresentado representa a média de 9 eletrodos centro-parietais.....	115
Figura 42 - Acurácia média da classificação da SVM com validação 4-fold considerando um número variado de épocas promediadas e os estímulos apresentados nos dedos (A) direito e (B) esquerdo. As características apresentadas ao classificador constituem na amplitude e latência dos ERPs P200, N200 e P300 dos 60 canais de EEG, encontradas a partir da grand-average dos 20 participantes.....	117
Figura 43 - Nuvem de palavras com os eletrodos selecionados pelo AG considerando (A) estímulo do lado direito e (B) estímulo do lado esquerdo. Os eletrodos que foram selecionados nas 20 execuções do AG são apresentados em cores. O tamanho da letra está relacionado a quantidade de vezes em que o eletrodo foi selecionado ao longo das 20 execuções.....	120

Figura 44 - Gráfico de dispersão da relação entre a amplitude dos potenciais evocados (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300 com relação aos scores do PCA-1 para cada voluntário e frequência de estimulação (do dedo direito e esquerdo).	123
Figura 45 - Gráfico de dispersão e regressão linear da amplitude dos ERPs correspondentes a média global dos voluntários hígidos (variável dependente) com relação aos scores médios mapeados para o espaço vetorial do PCA-1 (variável independente), para os potenciais (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300.....	124
Figura 46 – Distribuição dos pareceres de cada voluntário (representados pelos termos V1, V2 e V3) acerca do tipo de sensação evocada por cada frequência de estimulação. Cada frequência foi apresentada 5 vezes, de maneira que esse é o número máximo de votos que um voluntário poderia dar para determinado tipo de sensação (discreto ou contínuo). O voluntário V3 somente conclui 3 apresentações de cada frequência.	127
Figura 47 – Percepção, a partir do voto majoritário, do tipo de sensação (discreta ou contínua) para cada voluntário amputado considerando as diferentes frequências apresentadas na região de projeção do dedo fantasma.	128
Figura 48 - Mapa de calor da porcentagem dos descritores utilizados para caracterizar as sensações relatadas pelos indivíduos amputados para os estímulos aplicados na região do dedo fantasma.....	129
Figura 49 - Matriz de Correlação de Spearman dos descritores da qualidade das sensações considerando os estímulos apresentados no dedo fantasma dos 3 sujeitos amputados. O asterisco representa correlações que possuem significância estatística ($p\text{-valor} < 0.05$).	131
Figura 50 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação avaliando-se a soma dos descritores dos indivíduos com amputação.	133
Figura 51 - Avaliação dos scores dos voluntários amputados obtidos para os componentes principais 1 e 2 frente as diferentes frequências de estimulação no dedo fantasma. Os números dos voluntários são apresentados junto ao seu dado correspondente.	134
Figura 52 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação partindo-se (A) do espaço vetorial dos descritores e (B) do espaço vetorial dos PCs a partir dos dados dos voluntários 1 (gráfico superior), 2 (gráfico intermediário) e 3 (gráfico inferior).....	135
Figura 53 – Resposta média do (A) voluntário 1, (B) voluntário 2 e (C) voluntário 3 no eletrodo central contralateral a apresentação do estímulo (C3) para as frequências de 10 Hz	

(curva verde), 25 Hz (curva azul), 50 Hz (curva rosa), 100 Hz (curva rosa) e 125 Hz (curva laranja)..... 138

Figura 54 - Distribuição topográfica do sinal EEG em janelas de interesse para os ERPs para os diferentes estímulos apresentados na região do dedo fantasma do voluntário 1. Cada mapa topográfico representa a amplitude média do sinal na janela representada no topo. A primeira coluna representa o período pré-estímulo e as demais apresentam facetas do período pós-estímulo. 139

Figura 55 - Distribuição topográfica do sinal EEG em janelas de interesse para os ERPs para os diferentes estímulos apresentados na região do dedo fantasma do voluntário 2. Cada mapa topográfico representa a amplitude média do sinal na janela representada no topo. A primeira coluna representa o período pré-estímulo e as demais apresentam facetas do período pós-estímulo. 139

Figura 56 - Distribuição topográfica do sinal EEG em janelas de interesse para os ERPs para os diferentes estímulos apresentados na região do dedo fantasma do voluntário 3. Cada mapa topográfico representa a amplitude média do sinal na janela representada no topo. A primeira coluna representa o período pré-estímulo e as demais apresentam facetas do período pós-estímulo. 140

Figura 57 - Matriz de confusão para a classificação com SVM a partir dos atributos do P300 extraídos da promediação de grupos de 10 épocas, considerando os dados de (A) voluntário 1, (B) voluntário 2 e (C) voluntário 3. Os gráficos a direita apresentam a classificação utilizando os 60 eletrodos e a direita são apresentados os resultados da classificação com os eletrodos otimizados..... 141

Figura 58 - Gráfico de dispersão e regressão linear da amplitude dos ERPs correspondentes ao voluntário amputado 1 (variável dependente) com relação aos scores mapeados para o espaço vetorial do PCA-1 (variável independente), para os potenciais (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300..... 143

Figura 59 - Gráfico de dispersão e regressão linear da amplitude dos ERPs correspondentes ao voluntário amputado 2 (variável dependente) com relação aos scores mapeados para o espaço vetorial do PCA-1 (variável independente), para os potenciais (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300..... 144

Figura 60 - Gráfico de dispersão e regressão linear da amplitude dos ERPs correspondentes ao voluntário amputado 3 (variável dependente) com relação aos scores mapeados para o espaço

vetorial do PCA-1 (variável independente), para os potenciais (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300.....	145
Figura 61 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação avaliando-se a soma dos descritores de todos os indivíduos para o dedo direito.....	197
Figura 62 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação avaliando-se a soma dos descritores de todos os indivíduos para o dedo esquerdo.....	197
Figura 63 - Matriz de Correlação de Spearman dos descritores da qualidade das sensações considerando os estímulos apresentados no dedo indicador direito. O asterisco representa correlações que possuem significância estatística ($p\text{-valor} < 0.05$)	198
Figura 64 - Matriz de Correlação de Spearman dos descritores da qualidade das sensações considerando os estímulos apresentados no dedo indicador esquerdo. O asterisco representa correlações que possuem significância estatística ($p\text{-valor} < 0.05$).	199
Figura 66 - Dendograma representando as relações entre as sensações considerando os dados provenientes dos descritores fornecidos pelos 20 voluntários hígidos para os dedos direito e esquerdo.....	199
Figura 66 - Gráfico de barras da contribuição de cada descritor para as duas primeiras componentes do PCA.	200
Figura 67 - Gráfico de dispersão da relação entre a amplitude dos potenciais evocados (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300 com relação aos scores do PCA-1 para cada voluntário e frequência de estimulação (do dedo direito e esquerdo), assim como a regressão linear realizada com as medidas centrais de cada classe.	201

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Principais propriedades dos mecanorreceptores presentes na pele glabra.	30
Tabela 2 - Síntese dos estudos de TENS com voluntários hígidos.	52
Tabela 3 – Síntese dos estudos de TENS com voluntários amputados.	57
Tabela 4 - Informações demográficas sobre os sujeitos do grupo experimental com indivíduos com amputação.	68
Tabela 5 - Descritores utilizados para a qualificação da sensação evocada pelos estímulos gerados com TENS.	78
Tabela 6 - Amplitude da corrente para cada indivíduo amputado, sendo essas correspondentes ao limiar de sensação, limiar de dor e as três amplitudes de cada bloco.	85
Tabela 7 – Localização da sensação (local ou referida no dedo) para cada indivíduo e cada bloco. A primeira frequência relacionada à evocação de sensação no dedo fantasma está apresentada entre parênteses.	86
Tabela 8 – Coeficiente de correlação de Spearman entre as respostas de nível de intensidade dos voluntários para cada fase dos 3 blocos de estimulação.	90
Tabela 9 - Porcentagem de erro da distinção de frequência para cada voluntário durante as fases incremental e decremental de cada bloco.	93
Tabela 10 - Limiar de discreto para contínuo (fase incremental) e de contínuo para discreto (fase decremental) para cada voluntário nos três blocos experimentais.	96
Tabela 11 - Amplitude de corrente média (mA) dos limiares de sensação e dor dos indivíduos não amputados para os dedos indicadores esquerdo e direito.	97
Tabela 12 - Taxa de seleção dos descritores perceptivos dos indivíduos hígidos para as condições de estimulação de baixa frequência e alta frequência.	102
Tabela 13 - Resumo das principais correlações entre as sensações evocadas considerando-se o resultado da correlação de Spearman dos dados agregados de ambos os dedos de todos os 20 voluntários.	104
Tabela 14 - Resultados das comparações realizadas com ANOVA bidirecional para verificar os efeitos das variáveis frequência e lado de estimulação na amplitude dos ERPs.	115

Tabela 15 – Métricas da média da validação cruzada de 4-fold da SVM cujos atributos de entrada foram provenientes da promediação de grupos de 10 épocas das respostas médias de todos os indivíduos hígidos.	118
Tabela 16 - Média e desvio padrão da acurácia e número de eletrodos antes e após a otimização pelo algoritmo genético (AG).	119
Tabela 17 – Acurácia média da validação cruzada 4-fold de cada indivíduo a partir da amplitude e latência do P300 extraído da promediação de grupos de 10 épocas considerando todos os eletrodos e os principais eletrodos otimizados.	121
Tabela 18 - Amplitude de corrente média (mA) dos limiares de sensação e dor dos indivíduos amputados para a região de projeção do dedo da mão fantasma no coto.	126
Tabela 19 - Taxa de seleção dos descritores perceptivos para as condições de estimulação de baixa frequência e alta frequência pelos voluntários com amputação.	130
Tabela 20 - Resumo das principais correlações entre as sensações evocadas considerando-se o resultado da correlação de Spearman dos dados agregados dos indivíduos com amputação.	132
Tabela 21 - Coeficiente de determinação para as regressões realizadas com os dados individuais de cada voluntário hígido, considerando cada ERP como variável independente.	200

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AG - Algoritmo Genético

AL1- AL1- Fibras sensoriais de adaptação lenta do tipo 1

AL2 - Fibras sensoriais de adaptação lenta do tipo 1

AR1- Fibras sensoriais de adaptação rápida do tipo 1

AR2 - Fibras sensoriais de adaptação rápida do tipo 2

BA – Área de Brodmann

EBA - Área corporal extraestriada

EEG - Eletroencefalográfico

ERPs - Potenciais relacionados a eventos

FBA - Área corporal fusiforme

FFA - Área fusiforme da face

FINEs - Eletrodos nervosos de interface plana

ICA - Análise de Componentes Independentes

OFA - Área occipital da face

PC - Corpúsculo de Pacini

PCA - Análise de Componentes Principais

S1 - Córtex somatossensorial primário

TENS- Estimulação elétrica nervosa transcutânea

TIMEs - Eletrodos transversais multicanal intrafascicular

SSSEP- Potencial evocado somatossensorial de estado estacionário

SVM - Máquina de Vetores de Suporte

LISTA DE NOMENCLATURA

- a - coeficientes de adaptação
- b - coeficientes de adaptação
- e - erro estimado para cada fase e bloco experimental
- f - frequência de estimulação
- I - intensidade média percebida pelos voluntários

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	21
1.1.	Objetivo geral.....	26
1.2.	Objetivos específicos	26
2.	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	28
2.1.	Sistema somatossensorial humano.....	28
2.1.1.	Mecanorreceptores.....	28
2.1.2.	Córtex somatossensorial	30
2.1.3.	Codificação neural do corpo	33
2.2.	Amputação e próteses de membro superior	37
2.2.1.	Amputação de membro superior.....	37
2.2.2.	Fenômenos fantasma e alterações corticais	38
2.2.3.	Próteses de membro superior.....	42
2.3.	Dispositivos protéticos e feedback sensorial	44
2.3.1.	Avaliação da TENS em indivíduos hígidos.....	49
2.3.2.	Avaliação da TENS em indivíduos com amputação	53
2.3.3.	Utilização de dispositivos protéticos e alterações corticais	58
2.4.	Avaliação da atividade cortical.....	61
3.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	65
3.1.	Eletrodos de estimulação	66
3.2.	Verificação do limiar de percepção e do limiar de dor	66
3.3.	Caracterização da percepção sensorial de indivíduos amputados.....	67
3.3.1.	Objetivo	67
3.3.2.	Participantes.....	68
3.3.3.	Posicionamento do voluntário	68
3.3.4.	Posicionamento do eletrodo de eletroestimulação.....	69
3.3.5.	Procedimento experimental	69
3.3.6.	Análise dos dados	72
3.4.	Tarefa de discriminação tátil com análise de dinâmicas corticais	73
3.4.1.	Objetivo	73

3.4.2.	Participantes.....	74
3.4.3.	Aquisição dos sinais	74
3.4.4.	Posicionamento do voluntário	75
3.4.5.	Posicionamento do eletrodo de eletroestimulação.....	75
3.4.6.	Procedimento experimental	76
3.4.7.	Processamento dos dados qualitativos.....	78
3.4.8.	Processamento sinais EEG	80
3.4.9.	Seleção de eletrodos por Algoritmo Genético	83
4.	RESULTADOS	85
4.1.	Caracterização da percepção sensorial de indivíduos amputados.....	85
4.1.1.	Distribuição das sensações evocadas.....	85
4.1.2.	Percepção sensorial de intensidade de acordo com as mudanças na frequência de estimulação	87
4.1.3.	Percepção de incrementos e decréscimos na frequência de estimulação	92
4.1.4.	Percepção do tipo de sensação (discreta ou contínua).....	95
4.2.	Tarefa de discriminação tátil com análise de dinâmicas corticais – indivíduos hígidos	96
4.2.1.	Análise dos limiares de sensação e dor.....	96
4.2.2.	Estudo qualitativo das sensações evocadas	98
4.2.3.	Estudo das dinâmicas corticais	108
4.2.4.	Classificação dos sinais corticais.....	116
4.2.5.	Potenciais evocados e percepções sensoriais.....	122
4.3.	Tarefa de discriminação tátil com análise de dinâmicas corticais – indivíduos amputados	125
4.3.1.	Análise dos limiares de sensação e dor.....	125
4.3.2.	Estudo qualitativo das sensações evocadas	126
4.3.2.2.	Análise dos descritores	128
4.3.3.	Estudo das dinâmicas corticais	136
4.3.4.	Potenciais evocados e percepções sensoriais.....	142
5.	DISCUSSÃO.....	147
5.1.	Caracterização da percepção sensorial de indivíduos amputados.....	147

5.2. Tarefa de discriminação tátil com análise de dinâmicas corticais – indivíduos hígidos	152
5.3. Tarefa de discriminação tátil com análise de dinâmicas corticais – indivíduos amputados	156
6. CONCLUSÃO.....	160
7. TRABALHOS FUTUROS	161
8. PUBLICAÇÕES.....	161
9. REFERÊNCIAS	164
10. ANEXO A	174
11. ANEXO B	197

1. INTRODUÇÃO

A mão humana é uma estrutura complexa que permite aos indivíduos realizarem movimentos sofisticados e precisos, em virtude do grande número de graus de liberdade (21 para a mão e 6 para o punho) e do papel fundamental realizado pela oposição do polegar (CORDELLA et al., 2016). Sendo assim, ser humano é capaz de realizar uma ampla gama de tarefas, desde ações que necessitam de grande potência até controles finos e precisos (KUMAR et al., 2019; SHAHSAVARI et al., 2020). Juntamente ao controle muscular, a fina capacidade sensorial presente nos dedos compõe os pilares da destreza manual observada nos humanos (KANDEL et al., 2014a). Nesse contexto, a informação háptica não somente corrobora com a cognição (KANDEL et al., 2014a), como também é vital no controle muscular (SCHOFIELD et al., 2020). É através da combinação de sensores epidérmicos (que respondem ao toque, pressão e temperatura) e sensores presentes nas fibras musculares (que fornecem informações acerca do comprimento do músculo) (KUMAR et al., 2019) que é possível fechar o circuito de controle motor, possibilitando ajustes em tempo real das forças de preensão e respostas a perturbações durante a manipulação de objetos (BORICH et al., 2015; SCHOFIELD et al., 2020).

Para além do controle motor, a percepção sensorial de aspectos relacionados ao toque, dor, temperatura e propriocepção é fundamental para a sobrevivência, assim como para interações eficientes com o meio externo (DE HAAN; DIJKERMAN, 2020). Dentre as interações com o ambiente, a detecção háptica de objetos através do toque perpassa pela identificação de diversas características, tais como: forma, tamanho, peso, textura e características térmicas (SATHIAN, 2016; SATHIAN; LACEY, 2022). Outra habilidade somática crítica consiste na localização da parte do corpo na qual ocorreu um toque ou outro estímulo tátil (LONGO; AZAÑÓN; HAGGARD, 2010). Para tanto, é necessária a criação de uma representação corporal, assim como de informações acerca da localização do corpo no espaço e a possibilidade de incorporar objetos externos a essas representações (DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018; SCHOFIELD et al., 2020). Por fim, o toque desempenha um papel fundamental na comunicação emocional e social (DE HAAN; DIJKERMAN, 2020; DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018; WANG et al., 2021).

O sistema somatossensorial pode ser subdividido em três esferas principais que englobam (i) exterocepção, que caracteriza a percepção de estímulos externos provenientes da interação direta do corpo com o mundo externo, especialmente pelo tato (KANDEL et al.,

2014a; WANG et al., 2021); (ii) interocepção, que abrange o senso da condição fisiológica e dos estímulos internos do corpo e seus órgãos (BERLUCCHI; AGLIOTI, 2010; KANDEL et al., 2014a; WANG et al., 2021); e (iii) a propriocepção, que está associada à sensação de si próprio, do posicionamento e equilíbrio do corpo (KANDEL et al., 2014a; WANG et al., 2021). Essas funções da percepção sensorial demonstram a complexidade desse sistema e a sua importância para que os indivíduos experimentam e moldem o mundo que os circunda (MENDEZ et al., 2021). Um dos elementos corporais que mais abrange a complexidade e refinamento daquele sistema é justamente a mão, na qual é possível observar a maior densidade de mecanorreceptores do corpo humano (KANDEL et al., 2014a; MENDEZ et al., 2021). E é justamente o alto teor de funcionalidade relacionado as funções e capacidades da mão humana que tornam a sua perda tão devastadora (CORDELLA et al., 2016; SALMINGER et al., 2022; SHAHSAVARI et al., 2020).

Múltiplas vias podem levar a decisão de remover cirurgicamente um membro, incluindo doenças (tal como doenças vasculares ou tumores malignos) e lesões traumáticas. Na maioria dos casos a amputação é um procedimento que salva vidas, mas também um evento que muda completamente a vida do indivíduo (DESMOND et al., 2012). Os indivíduos que passam por tal procedimento encontram diversos desafios para a sua reabilitação, perpassando por aspectos físicos, psicológicos e sociais (CORDELLA et al., 2016; DESMOND et al., 2012; KUMAR et al., 2019). A perda de funcionalidade e autonomia está também associada à presença de dor, alterações na imagem corporal e no autoconceito, mudanças nas relações pessoais e, muitas vezes, na descontinuidade de atividades ocupacionais e mudanças no estilo de vida (CORDELLA et al., 2016; DESMOND et al., 2012; SALMINGER et al., 2022; SCHOFIELD et al., 2020). Por fim, a maior parte dos indivíduos ainda apresentam distúrbios associados aos denominados fenômenos do membro fantasma que podem variar desde a sensação da presença do membro a dores de difícil tratamento (ANDOH et al., 2017; ARSHAD et al., 2023; PIROWSKA et al., 2014; STANKEVICIUS et al., 2020).

Assim, a restauração de parte da funcionalidade e independência perdida pode ser realizada através de uso de dispositivos protéticos, que atuam como extensões diretas do membro residual (SMAIL et al., 2020). Existe uma grande variabilidade na população de usuários de próteses e, da mesma forma, atualmente é possível encontrar no mercado uma diversidade de dispositivos protéticos (KUMAR et al., 2019; SMAIL et al., 2020). Nesse contexto, considerando próteses de membro superior, as soluções perpassam desde sistemas primitivos composto por ganchos mecânicos, por braços protéticos acionados por cabos e até

sistemas sofisticados controlados por interfaces neuromusculares e com grande número de graus de liberdade (KIM, 2022; KUMAR et al., 2019). As denominadas próteses mioelétricas são controladas por sinais eletromiográficos provenientes da musculatura remanescente do coto (CORDELLA et al., 2016) e são consideradas os dispositivos mais avançados atualmente. Tais dispositivos passaram por grandes avanços nas últimas décadas, com aprimoramento desde as estratégias de controle para movimentos multiarticulados, até o surgimento de materiais mais leves e a miniaturização dos sistemas elétricos e computacionais (GATES; ENGDAHL; DAVIS, 2021; KUMAR et al., 2019; MENDEZ et al., 2021).

Entretanto, apesar dos diversos avanços, essas novas tecnologias não parecem ter alcançado as expectativas e desejos dos usuários, uma vez que as taxas de abandono permanecem elevadas, atingindo valores que podem chegar a 75% para próteses mioelétricas (SMAIL et al., 2020). Dentre os principais anseios desses indivíduos consta-se na literatura um maior conforto de tais dispositivos (especialmente com relação ao peso dos dispositivos), aprimoramento das funções (como melhor controle, diferentes tipos de preensão e maior destreza) e fornecimento de feedback sensorial (CORDELLA et al., 2016; GATES; ENGDAHL; DAVIS, 2021; SALMINGER et al., 2022; SMAIL et al., 2020). A ausência de feedback sensorial impossibilita que os usuários de próteses tenham um controle fechado de seus dispositivos, uma vez que esses não possuem informações táteis aferentes acerca das interações que estão realizando (LAN et al., 2021), o que aumenta a carga cognitiva associada ao uso da prótese (GONZALEZ et al., 2022). Nesse sentido, a falta de sensibilidade pode levar a uma taxa de rejeição de próteses de aproximadamente 40% (DIMANTE et al., 2020).

Além do impacto nas taxas de rejeição de dispositivos protéticos, a falta de informações sensoriais é também uma das maiores barreiras para o aprimoramento da funcionalidade das próteses, assim como para um maior senso de incorporação e propriedade desses dispositivos (D'ANNA et al., 2017; DA COSTA et al., 2022; SMAIL et al., 2020; TAYEB et al., 2020). Dessa forma, os benefícios associados ao fornecimento de informações hápticas incluem uma maior incorporação das próteses (D'ANNA et al., 2017; DA COSTA et al., 2022; SCHOFIELD et al., 2020; SHEHATA et al., 2020; TAYEB et al., 2020), diminuição de percepções anormais do membro fantasma (DA COSTA et al., 2022), controle mais intuitivo e preciso (DA COSTA et al., 2022; SCHOFIELD et al., 2020; TAYEB et al., 2020) e melhor desempenho de tarefas manuais (GRACZYK et al., 2018; VALLE et al., 2018). Esse efeito parece ser ainda mais acentuado após longo período de utilização dos dispositivos, além da boa aceitabilidade pelos usuários no desenvolvimento de suas atividades

cotidianas, com aumento do tempo de uso dos sistemas protéticos (GONZALEZ et al., 2022; GRACZYK et al., 2018; SCHOFIELD et al., 2020).

A restauração de feedback sensorial para usuários de próteses pode perpassar por diversos caminhos, dependendo do objetivo da função a ser restaurada e das técnicas utilizadas. Pesquisas apontam que, para os usuários, a prioridade em importância hierárquica consiste no fornecimento de: (i) feedback contínuo e proporcional à força de preensão; (ii) feedback acerca do posicionamento do dispositivo; (iii) feedback de fácil e intuitiva interpretação, (iv) feedback discreto e (v) feedback ajustável (DIMANTE et al., 2020). Assim, diversas abordagens podem ser utilizadas, tais como estratégias invasivas ou superficiais, distintas modalidades sensoriais (estímulos elétricos ou mecânicos) e com diferentes paradigmas de estimulação (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; DIMANTE et al., 2020; GONZALEZ et al., 2022). Contudo, muitos desafios ainda precisam ser superados para o fornecimento de um feedback sensorial natural e rico que corresponda a pelo menos uma parte do amplo espectro de sensações humanas disponíveis (MENDEZ et al., 2021).

O projeto de um sistema de feedback sensorial engloba sensores capazes detectar informações táteis (tais como níveis de pressão ou toque em um objeto), uma estratégia de codificação capaz de traduzir esses dados em informações significativas para o usuário e uma interface que forneça tais informações (MENDEZ et al., 2021). Considerando esses aspectos, a solução ideal para restaurar a informação sensorial em usuários de prótese consiste em uma abordagem homóloga (modalidade da sensação restaurada que corresponde à sensação original) e somatotópica (sensação induzida é percebida como proveniente da região alvo) (D'ANNA et al., 2017; GONZALEZ et al., 2022; KIM, 2022). Assim, apesar da correspondência de posição e modalidade, a maioria das técnicas invasivas ainda apresentam limitações acerca dos riscos cirúrgicos e compatibilidade biológica (CHAI; ZHANG; ZHU, 2017; D'ANNA et al., 2017). Dentre as técnicas não-invasivas que possibilitam cumprir tais requisitos, destaca-se a utilização da estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS, do inglês Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation) (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; DIMANTE et al., 2020; GONZALEZ et al., 2022; MENDEZ et al., 2021).

A TENS consiste na aplicação de pequenas correntes elétricas pulsadas através da superfície da pele visando ativar os nervos periféricos subjacentes (JOHNSON, 2012). A combinação da TENS com o mapeamento dos dedos do membro fantasma permite a construção de uma interface não-invasiva e somatotópica capaz de evocar sensações táteis na mão perdida (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020). Contudo, apesar dos diversos avanços, as capacidades dos dispositivos protéticos sensorizados permanecem distantes das

somatosensações de uma mão natural, por exemplo (MENDEZ et al., 2021). A modulação dos parâmetros da forma de onda da TENS aplicada pode afetar a localização, intensidade e modalidade da sensação evocada (GONZALEZ et al., 2022). Assim, visando emular diferentes sensações, comumente utiliza-se a modulação da amplitude da corrente, da frequência de estimulação e da largura de pulso (CORDON et al., 2012). Entretanto, ainda não existe um consenso acerca dos parâmetros capazes de evocar diferentes sensações naturalísticas (DIMANTE et al., 2020; GONZALEZ et al., 2022; ZHANG et al., 2022) ou mesmo quais parâmetros permitem uma interpretação mais intuitiva das sensações evocadas (ZHANG et al., 2022).

Além disso, a maior parte dos protocolos atuais realiza somente análises psicofisiológicas das sensações evocadas através do relato dos indivíduos (GONZALEZ et al., 2022). Entretanto, a qualidade sensorial é multifacetada e, muitas vezes, de difícil descrição (GRACZYK et al., 2022). Sendo assim, os métodos puramente baseados em respostas auto-relatadas são altamente subjetivos (GONZALEZ et al., 2022; SU et al., 2020). Nesse contexto, a verificação das dinâmicas corticais associadas aos processos envolvidos na codificação neural da percepção sensorial pode fornecer métricas interessantes acerca das sensações evocadas. Não obstante, até o presente momento, não existe um método bem estabelecido para caracterizar a correlação existente entre a sensação fisiológica e a resposta do circuitos corticais (SU et al., 2020). Sabe-se que estimulação sensorial externa pode provocar alterações na atividade cortical captada através da eletroencefalografia (ZHANG et al., 2016), contudo não existe um consenso acerca de quais componentes do sinal devem ser avaliados (LIU et al., 2021; SU et al., 2020; ZHANG et al., 2016).

Portanto, o presente estudo possui como hipótese que a modulação da frequência da estimulação fornecida por TENS será capaz de evocar sensações táteis distintas, sendo essas percebidas tanto na esfera do auto-relato subjetivo de cada indivíduo quanto em alterações da atividade cortical. A análise aqui realizada busca contribuir para a elaboração de prótese bidirecionais através da seleção de parâmetros adequados para uma restauração tátil robusta e eficiente. Além disso, o estudo das dinâmicas corticais associadas a apresentação dos estímulos táteis fornece não somente métricas dos processos cognitivos somatossensoriais, como também biomarcadores que podem ser fundamentais para uma melhor compreensão do feedback sensorial fornecido.

1.1. Objetivo geral

O presente estudo possui como objetivo agregar testes psicofisiológicos com técnicas de imageamento da atividade cortical para uma verificação qualitativa e quantitativa da percepção sensorial a nível tanto da qualidade das sensações evocadas quanto das dinâmicas neurais de codificação de tais sensações. No campo do caráter das sensações percebidas, buscar-se-á explorar a distinção entre as sensações avaliando-se aspectos relacionados a: (i) descritores utilizados para a caracterização da sensação, (ii) influência da variação dos parâmetros na sensação eliciada e (iii) tipo de sensação (discreta ou contínua). Enquanto isso, na esfera da análise cortical, anseia-se por verificar padrões da atividade eletroencefalográfica que podem fornecer *insights* significativos acerca dos processos de codificação das sensações evocadas por TENS visando a quantificação e diferenciação das sensações percebidas a nível cognitivo. Em ambos os casos serão confrontados os resultados provenientes de indivíduos sem amputação com os de sujeitos que possuem amputação de membro superior.

1.2. Objetivos específicos

Dentre os objetivos específicos do presente estudo, tem-se:

- I. Realizar uma análise qualitativa das sensações evocadas por diferentes estímulos evocados com TENS através de protocolo psicofisiológico, avaliando-se aspectos relacionados a:
 - i. Tipo de sensação evocada;
 - ii. Qualidade da sensação (descritores táteis);
 - iii. Categorização e distinção de estímulos;
 - iv. Local da sensação evocada, em especial para voluntários amputados.
- II. Investigar o processamento cortical das informações táteis e correlacionar com os achados acerca da qualidade das sensações eliciadas, destacando-se:
 - i. Avaliação dos potenciais relacionados a eventos;
 - ii. Distinção entre as dinâmicas evocadas por estímulos distintos;
 - iii. Correlação entre as alterações corticais e as percepções subjetivas apresentadas pelos descritores táteis
- III. Estipular um processo de análise quantitativa das dinâmicas corticais oriundas de estimulação eletrodérmica, com foco em:

- i. Seleção de características dos sinais eletroencefalográficos que permitam a distinção entre os estímulos eletrotáteis;
 - ii. Definição de regiões corticais mais importantes para as análises, representando-as pela seleção de grupos de eletrodos.
- IV. Analisar e confrontar os padrões corticais apresentados por indivíduos sem e com amputação quando submetidos a um protocolo de estimulação eletrotátil, definindo paralelos e divergências com relação a:
 - i. Descrição autorrelatada da percepção tátil;
 - ii. Alterações das dinâmicas corticais.
- V. Estabelecer parâmetros da estimulação capazes de evocar sensações distintas e que podem ser utilizados para a modulação de um sistema de feedback sensorial tátil, considerando para isso a modulação:
 - i. Da amplitude da corrente;
 - ii. Frequência de estimulação.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Sistema somatossensorial humano

2.1.1. Mecanorreceptores

A habilidade tátil consiste em um dos principais pilares através do qual os indivíduos experimentam o mundo a sua volta. Tal capacidade surge através de neurônios que residem no sistema tegumentar e são sensíveis a estímulos mecânicos que comprimem ou deformam fisicamente a superfície receptora (HANDLER; GINTY, 2021; KANDEL et al., 2014a). Tais neurônios, denominados fibras aferentes primárias, realizam a transdução e codificação dos estímulos mecânicos em sinais elétricos, os quais são transmitidos ao sistema nervoso central (HALL, 2011; KANDEL et al., 2014a). Para tanto, o corpo celular desses neurônios reside em um gânglio na raiz dorsal dos nervos espinais ou cranianos, enquanto seus terminais periféricos, que apresentam receptores especializados para tipos específicos de estímulos, inervam a pele, os músculos, as cápsulas articulares ou as vísceras (HALL, 2011; KANDEL et al., 2014a). Tais receptores se dividem entre mecanorreceptores de limiar baixo e mecanorreceptores de limiar alto, uma vez que esses são responsáveis pela percepção háptica inócua e nociva, respectivamente (HANDLER; GINTY, 2021; WANG et al., 2021).

A pele apresenta oito tipos de mecanorreceptores que são responsáveis pelo sentido do tato, dos quais quatro situam-se na pele glabra e os outros são encontrados na pele pilosa (HALL, 2011; HANDLER; GINTY, 2021; KANDEL et al., 2014a). Ao contrário da pele pilosa, que é mais sensível ao toque afetivo, a pele glabra é consideravelmente mais sensível no julgamento discriminativo, ou seja, o contato entre a pele glabra e as propriedades do objeto tocado, assim como os detalhes físicos da interação, determinam como tal pele se deforma e ativa as regiões receptoras de seus mecanorreceptores (DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022). Assim, a pele glabra, especialmente na região das mãos apresenta quatro mecanorreceptores. Esses diferem-se entre si em termos da morfologia e suas propriedades, que envolvem: os estímulos mecânicos de preferência, sua taxa de adaptação a estímulos estáticos constantes, sua velocidade de condução, suas características de campo receptivo e perfil de sensibilidade de frequência a estímulos vibratórios (DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022; HANDLER; GINTY, 2021).

Com relação à velocidade de condução, as fibras nervosas A β são altamente mielinizadas e propagam potenciais de ação em alta velocidade (HANDLER; GINTY, 2021; KANDEL et al., 2014a). Nesse contexto, os mecanorreceptores inervados por tais fibras

diferem-se ainda em receptores de adaptação lenta e receptores de adaptação rápida. Os mecanorreceptores de adaptação lenta apresentam picos sustentados durante toda a duração de um estímulo contínuo, exibindo respostas graduais com forças crescentes (HALL, 2011; HANDLER; GINTY, 2021; WANG et al., 2021). Enquanto isso, os receptores de adaptação rápida, disparam potenciais de ação rapidamente ao detectar mudanças no estímulo, mas param de disparar quando o estímulo se mantém presente (HALL, 2011; HANDLER; GINTY, 2021; WANG et al., 2021). Por fim, mecanorreceptores do tipo 1 possuem campo receptivo pequeno altamente especializado em regiões mais superficiais da pele, enquanto os receptores do tipo 2 estão associados a uma área receptora maior e encontram-se localizados mais profundamente (KANDEL et al., 2014a; WANG et al., 2021).

Os receptores de adaptação lenta da pele glabra são representados pelas células de Merkel e pelas terminações de Ruffini (DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022; HALL, 2011; HANDLER; GINTY, 2021; JOHNSON, 2001; KANDEL et al., 2014a). As células de Merkel localizam-se na superfície da pele, próximas aos ductos sudoríparos e possuem alta resolução espacial (DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022; JOHNSON, 2001). Sua resposta sustentada está associada à pressão aplicada à pele, além de serem capazes de responder linearmente em uma ampla gama de deformações (JOHNSON, 2001; KANDEL et al., 2014a). Tais características fazem com que tal receptor possua uma grande resposta a recursos do estímulo, tal como cantos, bordas e pontas (HALL, 2011; JOHNSON, 2001; KANDEL et al., 2014a; SATHIAN, 2016). Enquanto isso, as terminações de Ruffini são encontradas na derme e transmitem uma imagem neural do estiramento da pele (DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022; HALL, 2011; HANDLER; GINTY, 2021). Além disso, tais mecanorreceptores são capazes de sinalizar movimentos dos dedos e de outras articulações através do padrão de estiramento da pele subjacente (JOHNSON, 2001; KANDEL et al., 2014a).

Já os receptores de adaptação rápida, dividem-se entre os corpúsculos de Meissner e os corpúsculos de Pacini (DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022; HALL, 2011; HANDLER; GINTY, 2021; JOHNSON, 2001; KANDEL et al., 2014a). Os corpúsculos de Meissner encontram-se nas papilas dérmicas, próximos a superfície da pele (HANDLER; GINTY, 2021; KANDEL et al., 2014a), sendo particularmente abundantes, por exemplo, nas pontas dos dedos (HALL, 2011). Tais receptores possuem uma sensibilidade ampla e uniforme, transmitindo assim uma imagem neural do movimento da pele (JOHNSON, 2001). Sua resposta está associada aos movimentos leves e às baixas frequências. Ta receptor é comumente relacionado à detecção de microdeslizamentos que fornecem sinais de feedback para controle de preensão e manipulação de objetos (HANDLER; GINTY, 2021; JOHNSON,

2001; KANDEL et al., 2014a). Por sua vez, os corpúsculos de Pacini (PC) presentes na camada mais profunda da derme (HANDLER; GINTY, 2021; KANDEL et al., 2014a) apresentam baixa resolução espacial, mas extrema sensibilidade às vibrações de altas frequências (DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022; JOHNSON, 2001; KANDEL et al., 2014a). Assim, tal mecanorreceptores são particularmente importantes para a detecção de vibração tecidual (HALL, 2011) e detecção de eventos distantes através de vibrações transmitidas por objetos seguro na mão (JOHNSON, 2001). A Tabela 1 sintetiza informações acerca dos quatro receptores da pele glabra, relacionando-os com as fibras de adaptação lenta do tipo 1 (AL1) e do tipo 2 (AL2), assim como as fibras sensoriais de adaptação rápida do tipo 1 (AR1) e do tipo 2 (AR2).

Tabela 1- Principais propriedades dos mecanorreceptores presentes na pele glabra.				
	AL1	AR1	AL2	AR2
Adaptação	Lenta	Rápida	Lenta	Rápida
Receptor	Célula de Merkel	Corpúsculo de Meissner	Terminação de Ruffini	Corpúsculo de Pacini
Localização	Próximo aos ductos sudoríparos	Papilas dérmicas	Derme	Camada profunda da derme
Melhor estímulo	Curvaturas, pontas	Movimento lateral e vibração	Estiramento da pele	Vibração (alta frequência)
Melhor frequência (Hz)	5	50	---	200
Campo receptivo	Pequeno (2 – 3 mm)	Pequeno (3 – 5 mm)	Grande	Grande (até metade da mão)

2.1.2. Córtex somatossensorial

Após a recepção da informação sensorial, essa é transmitida ao longo das fibras nervosas para o tálamo e o córtex cerebral por duas vias ascendentes principais através de sinapses com neurônios localizados em gânglios da medula espinhal (DE HAAN; DIJKERMAN, 2020; KANDEL et al., 2014a). O sistema coluna dorsal-lemnisco medial transmite as informações tátil e proprioceptiva, enquanto que o trato espinotalâmico transmite as informações relacionadas à dor e temperatura (HALL, 2011; KANDEL et al., 2014a). Assim, o sistema da coluna dorsal-lemnisco medial transmite os sinais ascendentes até o bulbo, no qual as vias realizam sinapses com os núcleos da coluna dorsal, tal como os núcleos grácil e cuneiforme (HALL, 2011). Tais núcleos originam neurônios de segunda ordem que cruzam para o lado oposto do tronco cerebral, seguindo até o tálamo pelo lemnisco medial

(DE HAAN; DIJKERMAN, 2020; HALL, 2011). Do tálamo, mais precisamente no complexo ventrobasal, as fibras nervosas de terceira ordem se projetam para o córtex somatossensorial, especialmente para o giro pós-central (HALL, 2011; KANDEL et al., 2014a). A Figura 1 ilustra o caminho da informação háptica, da sua percepção por mecanorreceptores da mão até o córtex cerebral.

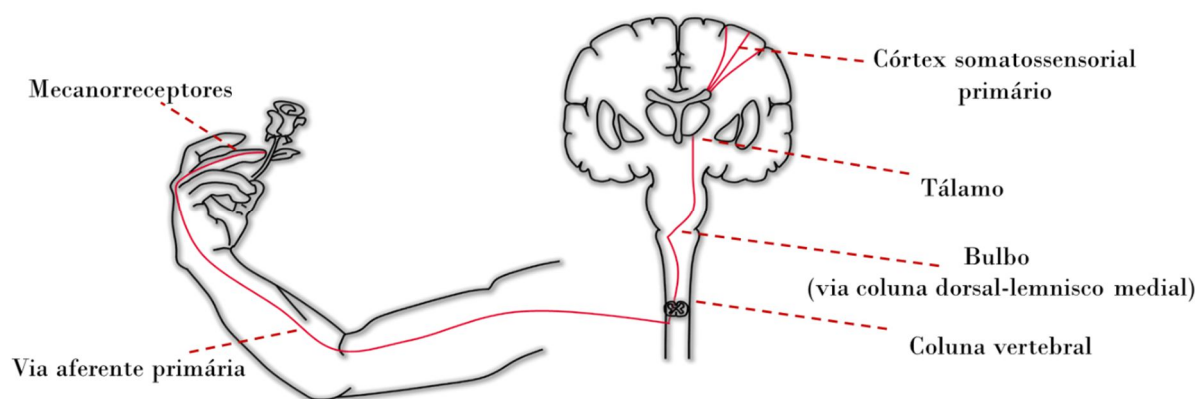


Figura 1 - Diagrama ilustrativo do caminho da informação háptica até o córtex somatossensorial primário, passando previamente pela medula espinhal e pelo tálamo.

No cérebro, a informação somatossensorial é inicialmente processada no giro pós-central do lobo parietal, conhecido como córtex somatossensorial primário (S1), que compreende as áreas de Brodmann 3a, 3b, 1 e 2 (KANDEL et al., 2014b; SATHIAN, 2016). A área 3b responde à estimulação cutânea, exibindo respostas que implicam entrada de múltiplas submodalidades táteis (SA1, RA e PC), estando assim relacionado com as habilidades táteis como discriminação de texturas e formatos e reconhecimento háptico de objetos (DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018). De maneira similar, a área 1 está associada à estimulação cutânea, especialmente para discriminação de texturas (DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018). Por sua vez, a área 3a exibe resposta principalmente proprioceptivas (DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018; ROUX; DJIDJELI; DURAND, 2018). Enquanto isso, a área 2 exibe respostas cutâneas e proprioceptivas, sendo que lesões nessa área prejudicam tanto a coordenação dos movimentos dos dedos, quanto a capacidade de discriminar a forma e tamanho de objetos (DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018; ROUX; DJIDJELI; DURAND, 2018; WANG et al., 2021). A partir de S1, a informação somatossensorial tipicamente é transmitida para centros superiores, que incluem o córtex somatossensorial secundário (S2), localizado no opérculo parietal, o córtex parietal posterior (DE HAAN; DIJKERMAN, 2020; KANDEL et al., 2014b; KITADA, 2016). O córtex somatossensorial secundário recebe tanto a estimulação cutânea quanto a estimulação mais

profunda, estando possivelmente relacionada ao processo de tomada de decisão sensorial, por exemplo, desempenhando um papel chave no reconhecimento háptico de objetos (DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018; KANDEL et al., 2014a). Por fim, o córtex parietal posterior desempenha um papel crítico na integração multissensorial, recebendo também informações visuais e auditivas (DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018). Além disso, essa região participa também no planejamento e orientação sensório-motor, especialmente para membros superiores, codificando não apenas a posição do membro, como também a localização do alvo e a intenção motora (DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018; KANDEL et al., 2014a).

Assim, a identificação da informação háptica inicia-se em S1, no qual ocorre a extração e codificação de propriedades simples do estímulo relacionadas à rugosidade, orientação e curvatura (KITADA, 2016). A partir dessas identificações iniciais, o processamento das diferentes primitivas hápticas ocorre em áreas distintas do córtex, com estudos indicando existência da segregação do fluxo da informação somatossensorial em duas vias. A via somatossensorial ventral flui para o córtex parietal ventral e está mais associada ao processamento da textura e identidade dos objetos, sendo o S2 o local chave para o processamento de texturas, por exemplo (DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018; KITADA, 2016; SATHIAN, 2016; SATHIAN; LACEY, 2022). Enquanto isso, a via somatossensorial dorsal, encontra-se mais especializada em relações espaciais, movimento e processamentos relacionado a ação, convergindo para áreas envolvidas no planejamento e controle motor, tal como córtex parietal posterior, córtex pré-motor e córtex motor (DELHAYE; LONG; BENSMAIA, 2018; SATHIAN, 2016; WANG et al., 2021). Assim, a integração entre as áreas somatossensoriais, tal como S1 e S2, e o córtex motor é fundamental para a realização de um controle motor preciso devido ao feedback sensorial, assim como as informações acerca da localização do corpo e seus membros, codificados por tais regiões corticais (BORICH et al., 2015; KANDEL et al., 2014a; WANG et al., 2021).

Além disso, estudos atuais, tal como o trabalho de Haan & Dijkerman (2020), propõem a existência de cinco redes cerebrais de ordem superior relacionadas ao processamento das informações hápticas, contemplando reconhecimento e memória de objetos, percepção corporal, propriedades do corpo e processamento afetivo relacionado à ação. Tais redes integram áreas do lobo occipital, lobo parietal, insula e lobo frontal. A rede de reconhecimento de objetos e memória inclui especialmente áreas do lobo parietal e frontal e está relacionada ao processamento e reconhecimento de objetos pelo toque, assim como pelo armazenamento das experiências anteriores. A rede de percepção corporal engloba

aspectos espaciais, tal como localização, distância, velocidade da sensação de toque, sendo as áreas parietais as principais responsáveis pelo processamento da entrada espacial. Além disso, tal rede é responsável também pelas informações de posicionamento, orientação e movimento do corpo, através de conexões entre a ínsula e os córtex somatossensoriais primário e secundário. A rede de propriedade do corpo está associada à sensação de que o corpo pertence ao sujeito, sendo relacionada a regiões da área corporal extraestriada, córtex parietal posterior e o córtex pré-motor ventral. Além disso, rede de processamento afetivo se relaciona com as informações emocionais ligadas ao toque e ao corpo, contemplando os córtex somatossensoriais primário e secundário, assim como ínsula, córtex cingulado anterior e córtex pré-frontal medial. Por fim, a rede relacionada à ação integra informações perceptuais visando guiar as ações motoras, envolvendo regiões somatossensoriais e motoras, mas também informações provenientes da visão e audição (DE HAAN; DIJKERMAN, 2020).

2.1.3. Codificação neural do corpo

Dessa forma, considerando a existência das diversas redes de processamento da informação háptica, a representação corporal é fundamental para a localização dos estímulos percebidos. Convencionalmente, tem-se que, as partes do corpo são representadas somatotopicamente no córtex, tal como representado pelos homúnculos sensorial e motor, isto é, regiões específicas do córtex recebem informações sensoriais e influenciam a atividade de áreas corporais específicas (KANDEL et al., 2014b). Nesse contexto, o mapa neural do corpo no encéfalo apresenta áreas desproporcionalmente grandes com relação à sua topografia espacial da pele. Tem-se assim que a mão, juntamente com o pé e a boca, é representada em uma das maiores áreas do córtex somatossensorial, devido à sua importância para o sentido do tato, sua alta densidade de inervação e importante acuidade espacial de seus mecanorreceptores (KANDEL et al., 2014a; WANG et al., 2021). Mais especificamente, estudos apontam que na área BA1 contralateral, a representação da mão exibe uma representação medial-lateral do dedo mínimo ao dedo polegar, assim como uma somatotopia rostro-caudal com a ponta de cada dedo localizada mais caudalmente do que a falange proximal (ROUX; DJIDJELI; DURAND, 2018).

Apesar da confirmada funcionalidade de tal mapa somatotópico rígido, estudos apontam para uma visão mais complexa do córtex somatossensorial (MURET et al., 2022; MURET; MAKIN, 2021). Muret et al. (2022) demonstram uma visão distribuída em S1, na qual as informações sensoriais de cada parte do corpo são difundidas em múltiplas áreas, com um conteúdo mais pronunciado nas regiões primárias, mas também com informações de

outras partes do corpo (por exemplo entre as mãos e os pés e entre as mãos e a boca) (MURET et al., 2022). A comparação entre a visão tradicional de S1 e a visão distribuída proposta por Muret et al. (2022) pode ser visualizada na Figura 2.

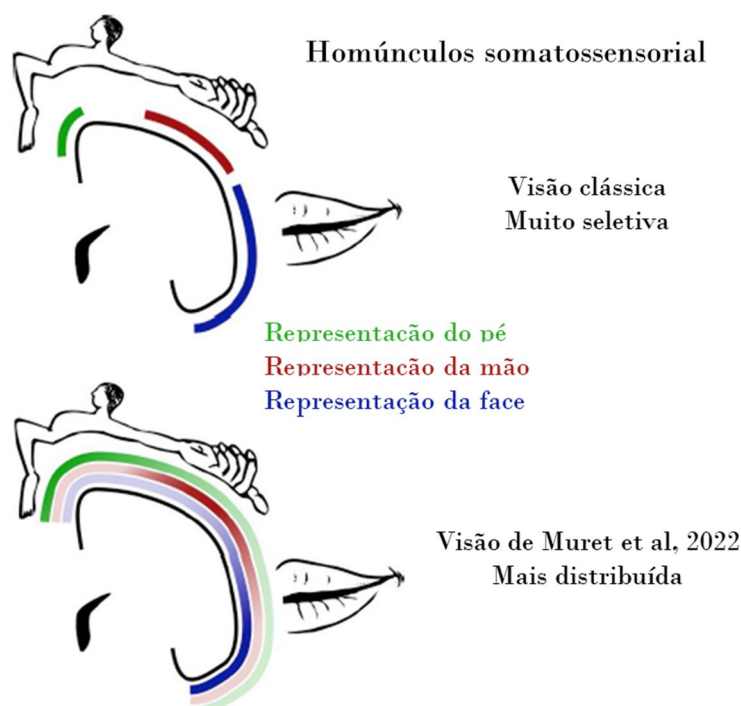


Figura 2 - Comparação entre a visão tradicional e a visão proposta por Muret et al. (2022) da distribuição do mapa topográfico corporal em S1. Adaptado de: Muret et al. (2022).

Para além da representação do corpo no córtex somatossensorial primário, existem outras regiões corticais seletivas para representações corporais, assim como detalhado nas redes descritas por Haan & Dijkerman (2020) (DE HAAN; DIJKERMAN, 2020). Assim destacam-se a área corporal extraestriada (EBA), localizada no córtex occipitotemporal lateral, e a área corporal fusiforme (FBA), situada no giro fusiforme médio (AMORUSO; COUTO; IBÁÑEZ, 2011; BERLUCCHI; AGLIOTI, 2010; HODZIC et al., 2009; SLAUGHTER et al., 2004). Tais áreas se tornam significativamente ativadas quando se apresentam estímulos de corpos/partes de corpos em diferentes formatos, tal como fotos, desenhos e silhuetas (AMORUSO; COUTO; IBÁÑEZ, 2011). Tais áreas diferem-se entre si uma vez que EBA parece ser mais tendenciosa para análise de partes do corpo, incluindo pequenas partes, tal como os dedos, enquanto a FBA se ativa mais quando apresentado o corpo unificado ou suas partes maiores, tal como tronco (BERLUCCHI; AGLIOTI, 2010; HODZIC et al., 2009). De maneira análoga, a área occipital da face (OFA) e a área fusiforme da face (FFA) parecem estar interessadas no processamento da face e de suas partes,

respectivamente (BERLUCCHI; AGLIOTI, 2010; HODZIC et al., 2009). Por fim, a região insular parece ser fundamental para a integração de informações interoceptivas, tal como dor, temperatura e sensações viscerais, com os estímulos externos para criação de uma expressão emocional e de autoconsciência para a criação de uma percepção subjetiva do corpo (AMORUSO; COUTO; IBÁÑEZ, 2011; BERLUCCHI; AGLIOTI, 2010).

Além disso, apesar de não existir um consenso na literatura, podem ser distinguidos três pilares da percepção corporal no cérebro: o conhecimento sensório-motor (esquema corporal), o conhecimento visuoespacial (imagem corporal) e o conhecimento lexical-semântico do corpo (BERLUCCHI; AGLIOTI, 2010; CAMÕES-COSTA; ERJAVEC; HORNE, 2011; RAIMO et al., 2021). O esquema corporal define a representação dinâmica do mapa sensório-motor do espaço corporal que engloba as capacidades posturais e sensório-motoras que estão associadas à propriocepção e geração de ações motoras (BERLUCCHI; AGLIOTI, 2010; DE HAAN; DIJKERMAN, 2020; LONGO; AZAÑÓN; HAGGARD, 2010; RAIMO et al., 2021). A imagem corporal é uma representação topográfica da estrutura corporal derivada da exterocepção e de informações visuais da localização das partes do corpo e suas relações de proximidade espacial (BERLUCCHI; AGLIOTI, 2010; LONGO; AZAÑÓN; HAGGARD, 2010; RAIMO et al., 2021). Por sua vez, o conhecimento lexical-semântico inclui a codificação dos nomes de partes do corpo, suas funções e associações com objetos (CAMÕES-COSTA; ERJAVEC; HORNE, 2011; RAIMO et al., 2021). Dessa forma, o conceito de imagem corporal está relacionado a uma rede de diferentes regiões corticais envolvendo EBA, córtex parietal e ínsula posterior (DE HAAN; DIJKERMAN, 2020; LONGO; AZAÑÓN; HAGGARD, 2010). Enquanto isso, o processamento somatossensorial para orientação da ação está mais associado a áreas parietais posteriores (DE HAAN; DIJKERMAN, 2020). Um resumo das regiões detalhadas pode ser visualizado no esquema apresentado na Figura 3.

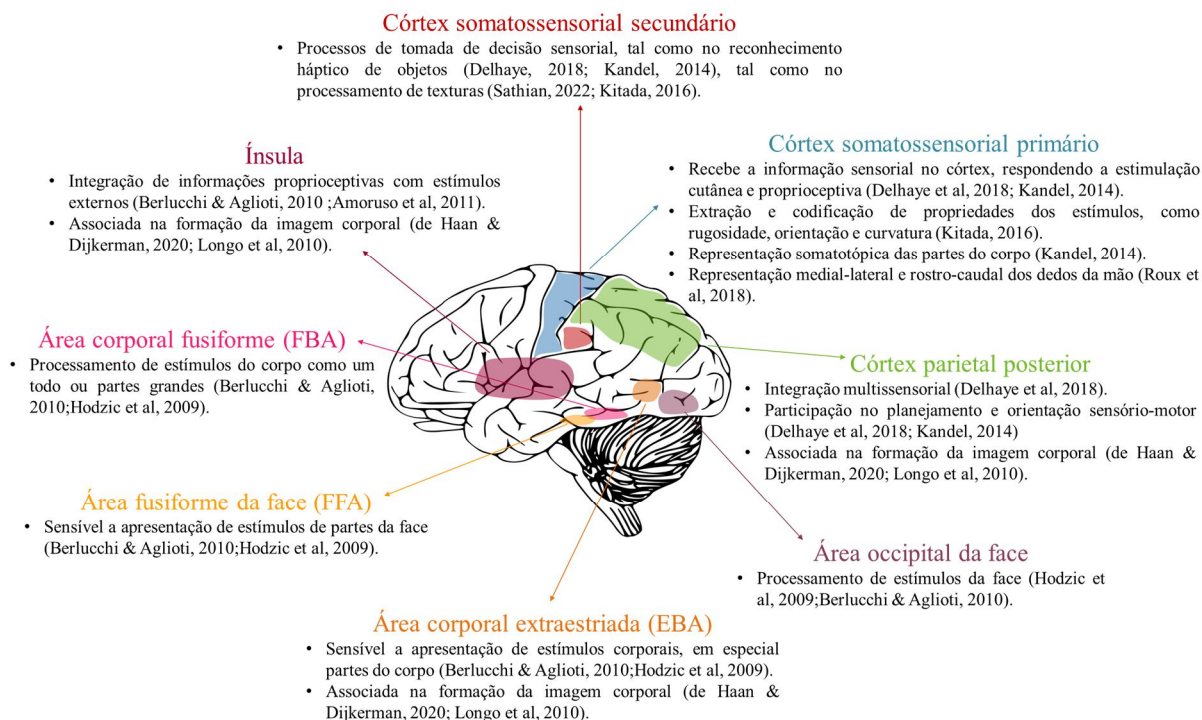


Figura 3 - Representação esquemática (sem fidelidade anatômica) das áreas corticais relacionadas à codificação e representação dos estímulos táteis e partes do corpo.

Dessa forma, pode-se perceber a formação de diferentes estados da representação corpórea, sendo que essa se inicia em uma consciência implícita e básica do corpo, perpassa pela identificação topográfica e estrutural de suas partes e se complementa com a representação semântica (BERLUCCHI; AGLIOTI, 2010; CAMÕES-COSTA; ERJAVEC; HORNE, 2011; RAIMO et al., 2021). Da mesma forma, durante o desenvolvimento infantil, por exemplo, a codificação corporal se inicia com uma concepção rudimentar do esquema corporal e progride para a compreensão topográfica e semântica, a partir das interações com o ambiente e o desenvolvimento da linguagem, evoluindo de maneira hierárquica iniciando-se pelas estruturas da face, passando por estruturas mais amplas e de maior movimentação e culminando em regiões mais específicas (CAMÕES-COSTA; ERJAVEC; HORNE, 2011; SLAUGHTER et al., 2004). Além disso, as estruturas corporais e suas representações corticais estão intimamente relacionados aos processos cerebrais associados à perda de um membro, tal como em uma amputação. Sabe-se, por exemplo, que o esquema corporal possui papel fundamental nos denominados fenômenos do membro fantasma e nos processos de incorporação das próteses (GIUMMARRA et al., 2007).

2.2. Amputação e próteses de membro superior

2.2.1. Amputação de membro superior

As taxas de amputações possuem uma tendência crescente ao redor do mundo, com uma possível correlação com o aumento da expectativa de vida (SHAHSAVARI et al., 2020). Tal medida cirúrgica é, geralmente, devastadora para o indivíduo, que sofre com perda de funcionalidade (CORDELLA et al., 2016; KUMAR et al., 2019; SHAHSAVARI et al., 2020), menor aceitabilidade social (KUMAR et al., 2019), barreiras no mercado de trabalho (SHAHSAVARI et al., 2020) e perda de independência (SALMINGER et al., 2022; SHAHSAVARI et al., 2020). No aspecto psicológico, os sujeitos perpassam por diversos desafios relacionados aos distúrbios de imagem corporal, dor, alteração no autoconceito e estresse psicológico (SHAHSAVARI et al., 2020). As causas que podem levar a necessidade de uma cirurgia de retirada de membro são diversas. Com relação a amputações de membro superior, a principal causa está relacionada a traumas, especialmente para homens, seguido por neoplasia e doenças vasculares (CORDELLA et al., 2016; SHAHSAVARI et al., 2020). Além disso, a amputação de membro superior pode ocorrer em diferentes níveis, tal como representado na Figura 4, sendo mais comum a amputação transcarpal, seguida por transumeral e transradial (CORDELLA et al., 2016).

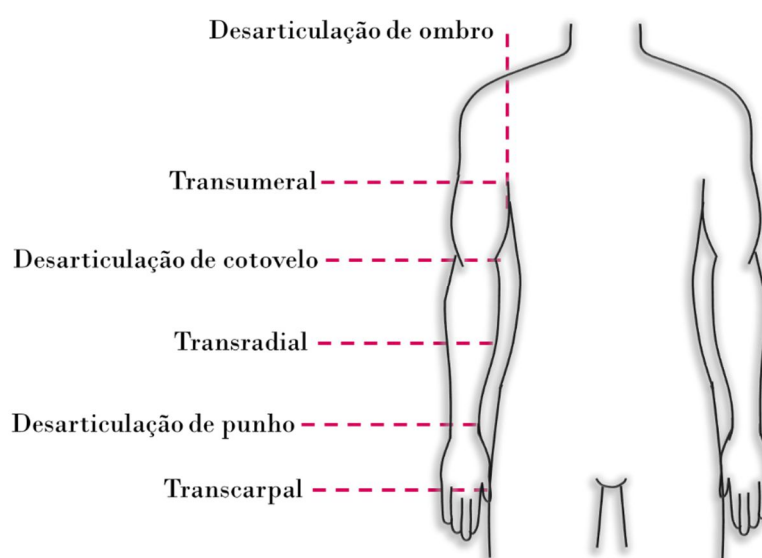


Figura 4 - Representação esquemática dos tipos de amputação do membro superior, sendo essas: desarticulação de ombro, transumeral, desarticulação de cotovelo, transradial, desarticulação de punho e transcarpal.

2.2.2. Fenômenos fantasma e alterações corticais

Uma vez que um membro é removido, uma grande parcela dos amputados continuam a ter uma sensação vívida de que o membro permanece onde estava (BLUMBERG; DOOLEY, 2017). O denominado ‘complexo fantasma’ engloba diferentes percepções somáticas, que incluem a percepção persistente do membro ausente, assim como sensações sensoriais ou cinestésicas específicas relacionadas ao membro amputado (ANDOH et al., 2017; ARSHAD et al., 2023; PIROWSKA et al., 2014; STANKEVICIUS et al., 2020). As sensações relatadas são diversas e perpassam por sensações de calor ou frio, coceira, formigamento, sensações elétricas e até mesmo sensações desagradáveis ou dolorosas (ANDOH et al., 2017; STANKEVICIUS et al., 2020). Assim, o fenômeno fantasma pode ser dividido em duas categorias principais, sendo essas as sensações fantasma e a dor fantasma (ARSHAD et al., 2023; PIROWSKA et al., 2014).

As sensações fantasma englobam reações não dolorosas, tal como percepções cinéticas, proprioceptivas e exteroceptivas, tal como toque, pressão e coceira (PIROWSKA et al., 2014; STANKEVICIUS et al., 2020). Por sua vez, a dor do membro fantasma está associada a sensações dolorosas relacionadas à parte amputada, com percepção de queimação, câimbras e outros desconfortos (PIROWSKA et al., 2014; STANKEVICIUS et al., 2020). Estima-se que cerca de 60% dos sujeitos amputados sofrem com a dor fantasma, especialmente indivíduos com amputação de membro superior (PIROWSKA et al., 2014; STANKEVICIUS et al., 2020), enquanto ao menos 70% experimentam alguma sensação fantasma (ARSHAD et al., 2023; PIROWSKA et al., 2014; STANKEVICIUS et al., 2020). Por fim, uma sensação menos frequente e que acomete cerca de 20% dos voluntários amputados é a telescopagem, fenômeno no qual a parte distal do fantasma avança em direção à sua porção proximal, distorcendo o comprimento do membro ausente (PIROWSKA et al., 2014; STANKEVICIUS et al., 2020).

Nesse contexto, diversas teorias tentam explicar os fenômenos fantasmas pela ótica dos mecanismos periféricos e centrais envolvidos. Considerando a dor do membro fantasma, apesar do amplo estudo, ainda não existe um consenso ou mesmo uma teoria única capaz de explicar tal fenômeno. Considerando os mecanismos corticais, duas teorias se destacam para tentar explicar o desenvolvimento da dor do membro fantasma, sendo essas o modelo de plasticidade desadaptativa e o modelo de representação persistente. O modelo de plasticidade desadaptativa postula que as representações de partes do corpo adjacentes à representação do membro perdido se expandem e invadem o córtex anteriormente associado à representação do membro, tal como o aumento da área da face em amputados de membro

superior, sendo essa invasão correlacionada com a dor do membro fantasma (RAFFIN, 2021; WEISS; KOEHLER; CROY, 2022). Assim, o remapeamento após a privação sensorial coincide com representações reduzidas em S1 (WEISS; KOEHLER; CROY, 2022). Por sua vez, o modelo de representação persistente postula que a dor do membro fantasma está associada à preservação da estrutura e função no córtex sensório-motor, ao invés da reorganização das partes vizinhas do corpo (RAFFIN, 2021; WEISS; KOEHLER; CROY, 2022). Nesse sentido, a representação mantida é concomitante com o aumento da atividade no córtex sensório-motor do membro ausente (WEISS; KOEHLER; CROY, 2022).

A teoria da plasticidade desadaptativa é constantemente colocada em xeque por novos achados científicos que corroboram com a manutenção da representação cortical do membro ausente no córtex sensório-motor (MAKIN; FLOR, 2020; VALYEAR et al., 2020; WESSELINK et al., 2019). Assim, destaca-se o surgimento de outras teorias que buscam explicar os fenômenos fantasma através dos mecanismos corticais. O trabalho de Weiss et al. (2022) apresenta uma teoria de codificação preditiva para explicar as mudanças corticais que ocorrem após a amputação de um membro, assim como o fenômeno da dor fantasma. A teoria de codificação preditiva parte da criação de modelos corticais internos do mundo e a utilização desses para prever eventos sensoriais. A partir desses ocorrem atualizações nos modelos uma vez que existem discrepâncias entre a previsão e a informação sensorial recebida. De acordo com os autores, um erro nas previsões interoceptivas para sensações somatossensoriais e movimentos do membro perdido leva a ativação de redes ligadas a dor, estando assim associada ao fenômeno da dor fantasma (WEISS; KOEHLER; CROY, 2022).

O estudo de Muret e Makin (2021) também detalha um processo mais complexo de plasticidade cortical do que o postulado pela teoria de alteração dos limites do mapa cortical. O trabalho parte do conceito de plasticidade homeostática, que está associado a mecanismos de feedback neuronal que mantém a função basal e o equilíbrio da atividade cerebral. Além disso, o estudo associa essa plasticidade homeostática a uma visão mais distribuída do homúnculo, no qual atividades locais podem ser latentes em relação a uma atividade mais dominante provocada por uma entrada primária. Em outras palavras, o estudo considera que entradas de outras regiões, tal como informações provenientes da boca, podem também ser percebidas na área cortical da mão, contudo não são comumente relatadas, uma vez que a atividade proveniente de aferentes da mão possuam uma maior dominância na região. Assim, o remapeamento observado após a amputação de um membro pode corresponder à estabilidade funcional do sistema sensório-motor ao invés de uma reorganização cortical (MURET; MAKIN, 2021).

Considerando o córtex somatossensorial primário, o que se observa é a persistência da experiência sensorial apesar da perda das informações da entrada periférica, tal como evidenciado pela estimulação nervosa do coto que resulta em percepções sensoriais vividas oriundas da mão fantasma, por exemplo (MAKIN; BENSMAIA, 2017). Nesse contexto, o trabalho de Wesselink et al. (2019) utilizou uma tarefa motora envolvendo movimentos individuais dos dedos (tanto da mão ausente quanto da mão intacta) para avaliação da representação cortical da mão através de ressonância magnética funcional. O estudo demonstrou uma representação estável de mão no córtex sensório-motor, incluindo a representação dos dedos da mão ausente sem diferenças significativas com a representação do grupo controle sem amputação. Em contraste, indivíduos nascidos com uma mão ausente não apresentaram uma representação normal da mão inexistente (WESSELINK et al., 2019). Assim, apesar da capacidade de plasticidade cortical, o córtex somatossensorial primário caracteriza-se por uma estabilidade das topografias sensoriais, mesmo sob circunstâncias extremas como a perda de um membro (MAKIN; BENSMAIA, 2017).

Apesar dessa estabilidade do córtex somatossensorial primário na representação da mão ausente, estudos apontam para alterações ipsilaterais no córtex somatossensorial. O estudo de Valyear et al. (2020) evidencia que a estimulação tátil da mão intacta de amputados resulta em aumentos significativos de resposta em regiões específicas do córtex somatossensorial primário anteriormente dedicadas ao processamento de informações da mão ausente. Entretanto essa atividade parietal ipsilateral aumentada não foi associada a alterações funcionais da sensibilidade da mão, tal como evidenciado por uma mesma capacidade de acuidade tátil que os voluntários sem amputação (VALYEAR et al., 2020). Essa atividade ipsilateral é menor em indivíduos que utilizam intensivamente o braço residual, ao contrário de indivíduos que utilizam mais a mão intacta e apresentam assim maior representação de sua mão intacta no córtex ipsilateral (RAFFIN, 2021). Tal remapeamento da mão intacta no hemisfério da mão ausente pode estar assim relacionado ao uso compensatório (MAKIN; FLOR, 2020).

Para além do córtex somatossensorial primário, outras alterações podem ser identificadas, sendo essas especialmente correlacionadas com sensações não dolorosas do membro fantasma. A pesquisa científica de Andoh et al. (2017) demonstrou correlatos neurais de sensações fantasmas não dolorosas associadas à atividade do sulco intraparietal direito e córtex somatossensorial primário bilateral. Além disso, o estudo apontou para as contribuições das áreas frontais inferiores bilaterais BA44, BA45, para o reconhecimento de ações no membro fantasma e a percepção de toque. Pois, tais regiões demonstraram estar

envolvidas na integração sensorial, reconhecimento de movimento, observação de ação e percepção de movimento, bem como a percepção de ilusões de movimento relacionadas ao corpo. Por fim, a pesquisa ressalta diferenças significativas na comunicação intra e inter-hemisférios entre indivíduos amputados e sem amputação. Nesse contexto, enquanto sujeitos sem amputação apresentaram mecanismos de interação inter-hemisférica entre o sulco intraparietal direito e seu homólogo esquerdo, assim como para S1; sujeitos amputados demonstraram mecanismos de interação intra-hemisférica através de associações positiva entre a atividade neural no sulco intraparietal direito e no S1 direito. A dupla contribuição do IPS direito, envolvido na representação corporal egocêntrica e do SI direito, envolvido em ilusões táteis, pode estar relacionada à percepção de sensações fantasmas (ANDOH et al., 2017).

Assim, considerando regiões associadas à representação corporal, o estudo de Bao et al. (2021) avaliou as alterações no córtex parietal de indivíduos amputados, devido à correlação entre essas áreas e os aspectos de representação do corpo no cérebro. Indivíduos com e sem amputação foram submetidos a exames de ressonância magnética funcional em estado de repouso, a partir do qual foram avaliadas as ativações no giro parietal superior direito e no lóbulo parietal inferior direito. Ambas as regiões apresentaram ativação aumentada no grupo de voluntários amputados quando confrontados com o grupo de indivíduos sem amputação. Além disso, os sujeitos amputados apresentaram conexões funcionais reduzidas entre essas regiões do córtex parietal e diversas áreas do cérebro, incluindo área pré-central, área frontal e área da ínsula (BAO et al., 2021).

Por fim, estudos apontam que existe correlação entre dor no membro fantasma e ativação reduzida no córtex somatossensorial secundário, ínsula, córtex orbitofrontal, córtex cingulado anterior ou no corpo estriado (RAFFIN, 2021). Um resumo desses achados científicos pode ser visualizado na Figura 5, na qual são representadas as principais áreas de alteração cortical após uma amputação. Assim, além dessas alterações corticais provenientes da perda de informação sensorial, outro aspecto de grande relevância consiste na utilização de próteses e as consequências fisiológicas e subjetivas do uso de tais dispositivos.

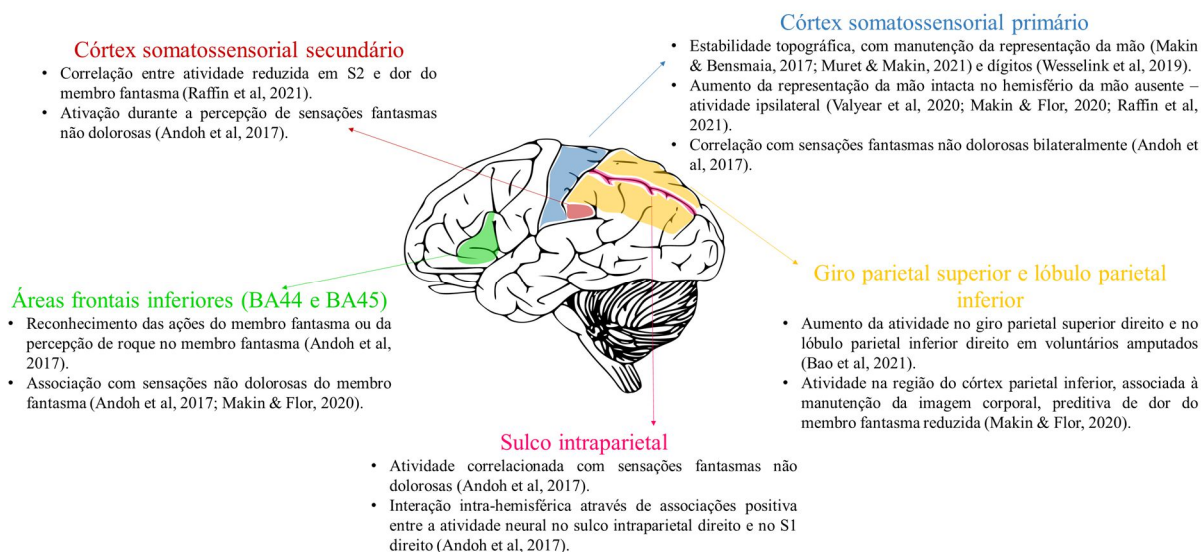


Figura 5 - Principais achados de alterações em áreas corticais (sem fidelidade anatômica) associadas a perda de informações periféricas, tal como resultado da amputação de um membro.

2.2.3. Próteses de membro superior

As próteses de membro superior buscam agir como uma extensão direta do braço do usuário, buscando devolver as funcionalidades perdidas com a remoção do membro (KUMAR et al., 2019; SMAIL et al., 2020). A população de usuários de prótese de membro superior é intrinsecamente heterogênea, englobando variações anatômicas do membro residual, condições sociodemográficas, diferentes estilos de vida e objetivos (SMAIL et al., 2020). Nesse contexto, existe uma infinidade de dispositivos protéticos disponíveis para indivíduos amputados de membro superior, sendo tais dispositivos classificados em duas principais categorias: próteses passivas e próteses ativas (CORDELLA et al., 2016).

As próteses passivas tendem a ser mais simples e podem ser subdivididas em cosméticas, as quais buscam principalmente a substituição estética da parte do corpo faltante, e próteses funcionais, que são focadas em facilitar atividades muito específicas (CORDELLA et al., 2016). Enquanto isso, próteses ativas visam restaurar uma maior quantidade de funcionalidades, sendo separadas em próteses acionadas pelo corpo, através de sistema de cabos e arneses, e próteses alimentadas externamente, as quais exploram sistemas elétricos para gerar o movimento (CORDELLA et al., 2016; SMAIL et al., 2020). Nesse contexto, os dispositivos mioelétricos representam próteses alimentadas externamente, sendo essas consideradas uma das tecnologias protéticas mais avançadas disponíveis no mercado (SMAIL et al., 2020). Tais dispositivos são controlados por sinais eletromiográficos gerados pelos

músculos remanescentes do coto para controle dos movimentos a serem realizados pela prótese (CORDELLA et al., 2016; KUMAR et al., 2019; SMAIL et al., 2020).

Apesar dos intensos avanços realizados nos últimos 50 anos no desenvolvimento dessas tecnologias, o nível de satisfação dos usuários permanece baixo (CORDELLA et al., 2016; KUMAR et al., 2019). As taxas de abandono de tais dispositivos permanecem elevadas e altamente variáveis de acordo com a literatura, alternando de 6% a 100% para próteses passivas, de 80% a 87% para próteses acionadas pelo corpo e até 75% para próteses mioelétricas (SMAIL et al., 2020). As taxas de uso de próteses de membro superior alternam-se também de acordo com o nível da amputação, sendo encontradas taxas entre 9 e 81% de aceitação. De maneira geral, amputados distais possuem taxa de aceitação mais elevadas, enquanto a maior rejeição tende a ser observada em amputados acima do cotovelo (SALMINGER et al., 2022).

E ainda, apesar dos esforços para aprimoramento das estratégias de controle, assim como para melhoria dos materiais e microdispositivos que permitiram a elaboração de mão robóticas mais leves, fortes e com mais graus de liberdade (KUMAR et al., 2019; SALMINGER et al., 2022), a satisfação com a função e conforto das próteses permanece baixa entre os usuários (SALMINGER et al., 2022; SMAIL et al., 2020). Estudos apontam que a rejeição é ainda maior entre usuários que perderam a sua mão dominante, reforçando assim como as próteses atuais podem substituir mais facilmente uma mão auxiliar do que uma mão altamente hábil (SALMINGER et al., 2022). Dentre usuários de dispositivos mioelétricos, as maiores queixas estão relacionadas ao conforto e à função, sendo o peso uma queixa dominante e persistente (KUMAR et al., 2019; SMAIL et al., 2020). Além disso, justamente por já possuírem maiores expectativas de restauração de funcionalidades, esses usuários se frustram mais que indivíduos com próteses passivas, grupo no qual as principais queixas são relacionadas ao conforto (SMAIL et al., 2020). Por fim, os usuários relatam não sentir confiança nos dispositivos para a realização das tarefas diárias, especialmente tarefas mais complexas, fazendo com que muitos usuários de próteses ativas as utilizem apenas para fins estéticos (KUMAR et al., 2019).

As insatisfações dos usuários de próteses de mão ilustram como o cenário é desafiador e ainda apresenta diversos obstáculos a serem superados. Dentre as principais aspirações dos indivíduos para um aprimoramento da funcionalidade de tais dispositivos, destacam-se: (i) controle mais aperfeiçoado e intuitivo, (ii) melhoramento das capacidades de preensão e manipulação de objetos e (iii) maior destreza e adição de feedback sensorial (KUMAR et al., 2019; SMAIL et al., 2020). Nesse contexto, estudos apontam para a

necessidade de um maior número de opções de preensão, assim como a possibilidade de realização de movimentos mais coordenados, que proporcionem agarramentos mais estáveis, precisos e com diferentes níveis de força, além da possibilidade de mover cada dedo de maneira independente (CORDELLA et al., 2016).

Uma dificuldade intrínseca ao controle dos dispositivos atuais e que está relacionada com tais desejos dos usuários consiste na dependência da atenção visual para realização das tarefas, uma vez que os dispositivos não apresentam feedback sensorial capaz de devolver aos usuários as informações hápticas relacionadas à manipulação dos objetos (CORDELLA et al., 2016; KUMAR et al., 2019; SMAIL et al., 2020). Essa necessidade de feedback visual constante e regular para a realização das tarefas, não somente impende os sujeitos de realizarem tarefas simultâneas, como também aumenta a carga mental associada ao controle de tais dispositivos, tornando assim o feedback sensorial imprescindível para uma manipulação estável e intuitiva das próteses (KUMAR et al., 2019).

2.3. Dispositivos protéticos e feedback sensorial

Como previamente detalhado, uma das principais falhas nos sistemas protéticos atuais, comparando-os com os membros humanos, é que a informação motora eferente do cérebro e a informação sensorial aferente do cérebro são interrompidas (LAN et al., 2021). Assim, o controle das próteses é prejudicado pela dependência do feedback visual, uma vez que tais sistemas não apresentam informações somatossensoriais fundamentais, tal como toque e propriocepção (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020). Assim, ausência do feedback sensorial contribui para a redução do desempenho de usuários de próteses de membros superiores, por exemplo, em tarefas de preensão (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; GONZALEZ et al., 2022). Além disso, essa falta de informações táteis também tende a diminuir a velocidade de caminhada, simetria e equilíbrio em usuários de próteses de membros inferiores (GONZALEZ et al., 2022).

Nesse contexto, idealmente, a restauração sensorial deve reproduzir padrões normais de ativação neuronal do sistema somatossensorial durante as atividades da vida diária (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020). Contudo, a atual tecnologia de ponta ainda não é capaz de superar desafios intrínsecos ao problema, tal como a integração de diversos sensores na superfície da mão biônica e formas confiáveis e robustas de comunicação com essa diversidade de circuitos (MENDEZ et al., 2021). Assim, as técnicas de substituição sensorial são amplamente utilizadas, na qual as informações sensoriais captadas são apresentadas por

uma modalidade alternativa, tal como vibração e pressão (GONZALEZ et al., 2022). Entretanto, técnicas de substituição sensorial ainda não são capazes de fornecer feedback sensorial biomimético (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020), e demandam o treinamento do usuário para que esse aprenda o mapeamento entre as informações coletadas e as sensações evocadas (GONZALEZ et al., 2022).

Assim, as estratégias de feedback sensorial podem ser classificadas em diversas dimensões, sendo a primeira delas com relação à natureza da sua interface com o corpo, diferenciando-se os sistemas invasivos e não-invasivos (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; DIMANTE et al., 2020). As abordagens invasivas envolvem a utilização de dispositivos implantados cirurgicamente que realizam a interface com os nervos periféricos ou com o cérebro para injeção de pequenas correntes diretamente nos neurônios (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020). A nível de estimulação de nervos periféricos somatossensoriais, as principais tecnologias desenvolvidas envolvem o implante de eletrodos intraneurais ou extraneurais, a depender se tais eletrodos somente envolvem o nervo ou inserem elementos dentro desse, respectivamente (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; DIMANTE et al., 2020; GONZALEZ et al., 2022; KIM, 2022).

Dentre as tecnologias extraneurais, destaca-se a aplicação dos eletrodos nervosos de interface plana (FINEs, do inglês *flat interface nerve electrodes*), assim como para os eletrodos intraneurais os mais utilizados consistem em eletrodos transversais multicanal intrafascicular (TIMEs, do inglês *transverse intrafascicular multi-channel electrodes*) (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; GONZALEZ et al., 2022). Enquanto isso, as interfaces com o córtex somatossensorial podem ser realizadas por meio de arranjos de eletrodos implantados sobre a substância cinzenta (DIMANTE et al., 2020). Por sua vez, as abordagens não invasivas podem ser divididas em:

- **Estimulação térmica:** através de sensores térmicos, a temperatura fornece informações sobre os objetos ao redor, alertando por exemplo sobre um potencial perigo relacionado com as condições extremas. Para amputados, o feedback térmico, embora importante, não é a prioridade (DIMANTE et al., 2020).
- **Estimulação mecanotátil:** utiliza de pressão ou estiramento da pele para transmitir informações táteis que podem, em princípio, transmitir feedback sensorial intuitivo com sensações naturais (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; DIMANTE et al., 2020).

- **Estimulação vibrotátil:** as informações hápticas são transmitidas através de um dispositivo vibratório colocado na pele do participante, através do qual a amplitude e frequência de vibração são moduladas para fornecer as informações (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; DIMANTE et al., 2020).
- **Estimulação eletrotátil:** fornece informação sensorial através da injeção de pequenas correntes elétricas através da pele, ativando as fibras nervosas que inervam localmente a pele (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020).
- **Estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS, do inglês *transcutaneous electrical nerve stimulation*):** assim como na estimulação eletrotátil, tal abordagem consiste na aplicação de estímulos elétricos, mas visando alcançar nervos que inervam locais mais distais da pele, evocando sensações que são referidas a esses locais (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; DIMANTE et al., 2020; GONZALEZ et al., 2022).

Além da natureza de interface com o corpo, as estratégias de feedback sensorial podem ser classificadas ainda em outras duas dimensões. Considerando a caracterização através da precisão e coerência entre a sensação evocada e a sensação desejada a partir da ótica da modalidade, definem-se os sistemas não-homólogos e homólogos. As abordagens não-homóloga caracterizam-se pelo fornecimento de feedback por meio de uma modalidade sensorial diferente do natural (como estimulação vibrotátil), enquanto os sistemas homólogos buscam a sensação restaurada corresponda a sensação original (tal como na estimulação dos nervos periféricos) (D'ANNA et al., 2017; MENDEZ et al., 2021).

Por fim, o feedback fornecido pode ser identificado como somatotópico, no qual as sensações induzidas são percebidas como oriundas da região correta (tal como na projeção dos dedos do membro fantasma no coto), ou não somatotópica, onde as sensações são sentidas em um local não relacionado com o original (por exemplo a estimulação do braço para transmitir eventos de toque na mão) (D'ANNA et al., 2017). Estudos apontam que o feedback háptico intuitivo se beneficia da correspondência entre a sensação evocada e desejada em termos de tempo (sincronicidade), posição (somatotopia) e modalidade, o que possibilita uma maior incorporação da tecnologia desenvolvida sem necessidade de treinamentos (D'ANNA et al., 2017; DIMANTE et al., 2020; MENDEZ et al., 2021).

Nesse sentido, estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS) consiste na entrega de pequenas correntes elétricas através da superfície da pele visando ativar os nervos periféricos subjacentes (JOHNSON, 2012). A TENS possui diversas vantagens com relação a outras técnicas não invasivas, tal como a possibilidade de evocar sensações localizadas e

referida no membro fantasma (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020), permitindo assim um feedback somatotópico, estável e repetível (ZHANG et al., 2022), além de uma sensação determinada como mais natural (QIN et al., 2022). Os dispositivos elétricos possuem outros benefícios quando comparados aos dispositivos mecânicos, tal como eficiência energética, facilidade de fabricação e possibilidade de geração de diferentes estímulos por meio do controle de poucos parâmetros (CORDON et al., 2012). Apesar de tais vantagens, tal técnica ainda possui desafios para ser implementada em braços robóticos de malha fechada, uma vez que essa é extremamente dependente de variáveis individuais, tal como limiar de sensação, características da pele e posicionamento do eletrodo. Além disso, esse método de feedback possui parâmetros que podem variar ao longo do tempo, além de poder ser um causador de artefatos nas leituras dos sensores eletromiográficos destinados ao controle das próteses (DIMANTE et al., 2020; MENDEZ et al., 2021).

Além dos desafios já apontados, outro obstáculo a ser superado para a aplicação de TENS em próteses bidirecionais consiste no oferecimento de uma gama de sensações naturalísticas e amplas, que busquem mimetizar as percepções orgânicas da mão humana (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; DA COSTA et al., 2022). Atualmente a restauração sensorial é limitada pela pequena quantidade de canais estimulantes em relação ao número de fibras nervosas, assim como pela quantidade de padrões de ativação neuronal que eles podem produzir (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020). A estimulação elétrica, comumente, é fornecida através de trens de pulsos, cuja amplitude, largura e frequência podem ser moduladas, de maneira independente, a fim de evocar diferentes sensações (LIU et al., 2022; MENDEZ et al., 2021).

Assim, encontram-se na literatura, estudos que apresentam estímulos elétricos com amplitude variando entre 0 e 12000 μA , com a maioria dos estudos utilizando amplitudes inferiores a 1200 μA . Com relação à largura de pulso, encontram-se pesquisas que utilizam estímulos variando de 0 a 1000 μs , com a maioria trabalhando com estímulos de largura inferior a 250 μs , apesar da inexistência de justificativa específica. Por fim, a faixa de frequências estudadas pode chegar até 1000 Hz, mas a maior parte dos estudos se limitam a frequências inferiores a 200 Hz, especialmente os métodos superficiais, que tendem a trabalhar em frequências até 150 Hz (GONZALEZ et al., 2022).

As variações de amplitude, largura de pulso e frequência possibilitam que uma mesma onda quadrada possa evocar diferentes sensações táteis. Apesar de estudos iniciais indicarem que as principais sensações evocadas pela TENS consiste em percepções de pressão e vibração (LIU et al., 2022), a qualidade sensorial é multifacetada e pode ser de

difícil descrição (GRACZYK et al., 2022). Na literatura encontra-se bem documentado o efeito da frequência de estimulação no aumento da intensidade percebida (D'ANNA et al., 2017; DA COSTA et al., 2022; GRACZYK et al., 2022), assim como devido ao aumento da amplitude da corrente (CHAI et al., 2015) e da largura de pulso (CHAI et al., 2015, 2013; D'ANNA et al., 2017). Entretanto, a determinação da qualidade da sensação percebida é um processo mais complexo e que possui uma base neural pautada em processos multimodais. Enquanto a localização da sensação é determinada pela localização do campo receptivo da população neural ativada e a magnitude da sensação é determinada pela taxa de disparos (*spikes*), a qualidade da sensação depende do padrão espaço-temporal específico da ativação desencadeada (GRACZYK et al., 2022). Além disso, um trem de pulsos elétricos, tal como na TENS, ativa sincronizadamente os neurônios locais independentemente da classe de fibra e sabe-se que a classe da fibra aferente evocada (adaptação lenta ou rápida e tipo I ou II) também influencia na sensação evocada (GRACZYK et al., 2022). Assim, pode-se perceber na literatura a descrição de uma gama de sensações evocadas por eletroestimulação, como pressão, vibração, toque, formigamento, batidas, zumbido, pulsação, dentre outras (CHAI et al., 2015; GRACZYK et al., 2022; LIANG et al., 2023; ZHANG et al., 2022).

Uma característica da TENS amplamente explorada para o feedback sensorial consiste na sua capacidade de estimular eletricamente um nervo sensitivo e evocar sensações em locais distintos do ponto de estimulação, tal como a sensação referida na mão devido à estimulação dos nervos ulnar ou mediano (FORST et al., 2015). Sabe-se que, em indivíduos amputados, nos quais ocorre a perda dos órgãos mecanorreceptores terminais, mas com a manutenção dos nervos somatossensoriais aferentes; a estimulação elétrica do nervo residual, seja direta ou transcutaneamente, evoca percepções vívidas e provenientes do membro fantasma (MAKIN; BENSMAIA, 2017). A estimulação de tais vias pode evocar percepções quase naturalistas e altamente localizadas na referida área que era previamente inervada pelo nervo estimulado, sendo esse fenômeno denominado de mapa da mão fantasma no coto residual (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; DIMANTE et al., 2020; MAKIN; BENSMAIA, 2017). Para cada indivíduo esse mapa é único e sua localização pode variar desde a ponta do coto até áreas mais próximas, englobando todo o membro amputado ou somente algumas partes desse (DIMANTE et al., 2020). Esse fenômeno está associado, dentre outros fatores, à regeneração nervosa local do nervo periférico que passa a reinervar receptores da pele do coto (D'ANNA et al., 2017; DIMANTE et al., 2020). Sendo assim, outro aspecto importante da qualidade da sensação percebida, em indivíduos amputados, é a percepção dessa sensação referida, atentando-se para aspectos não somente de localização,

magnitude e modalidade, como também a proporção entre essa e a sensação local evocada sobre a região do eletrodo (D'ANNA et al., 2017).

Por fim, além dos testes psicofisiológicos, técnicas de imageamento cerebral não-invasivas podem ser utilizadas para verificar a codificação a nível de sistema nervoso central dos estímulos apresentados através do feedback sensorial. As técnicas, tais como eletroencefalografia e ressonância magnética funcional, buscam avaliar a ativação cortical a partir das sensações evocadas a fim de verificar características das percepções táteis (LIU et al., 2022), assim como os mecanismos envolvidos em seu processamento (TAYEB et al., 2020). Nesse contexto, a eletroencefalografia é amplamente utilizada, em especial devido a sua facilidade de uso e portabilidade (ELSAYED; SAAD; BAYOUMI, 2017; RAMADAN; VASILAKOS, 2017).

Dessa forma, considerando os achados nos sinais eletroencefalográficos (EEG), evidências apontam para processos de sincronização e dessincronização relacionada a evento da banda mu nas regiões sensório-motoras, incluindo o córtex pré-central bilateral e o córtex pericentral, com relação direta entre essas medidas e a intensidade da estimulação (ZHANG et al., 2016). Além disso, os denominados potenciais relacionados a eventos (ERPs, do inglês *event-related potentials*), comumente utilizados para caracterizar a resposta cortical em dados de EEG, podem refletir características físicas da estimulação externa (LIU et al., 2022). Apesar desses indicativos, poucos estudos relacionam análises qualitativas (tal como abordado em testes psicofisiológicos) e quantitativas (através de métricas fisiológicas, como a ativação cortical) dos processos de percepção sensorial. As próximas seções detalham os principais estudos que buscaram avaliar a aplicação de TENS para feedback sensorial em indivíduos com e sem amputação.

2.3.1. Avaliação da TENS em indivíduos hígidos

O estudo realizado por Cordon et al. (2012) buscou caracterizar aspectos da sensação provocada por eletroestimulação através da modulação da amplitude de corrente ou da frequência de estimulação. Os indivíduos realizaram uma tarefa de discriminação tátil a partir da alteração da corrente de estimulação (na faixa de 0 a 15 mA) ou da frequência (alterada entre 10 e 100 Hz), mantendo-se fixa a largura de pulso em 200 μ s. Através da avaliação dos limiares de ativação e dor, além da capacidade de discriminação e da descrição das sensações, o trabalho ressaltou a importância de personalização de sistemas de feedback sensorial, uma vez que diferenças individuais importantes foram encontradas. Apesar das discrepâncias individuais, as sensações evocadas foram relatadas como bem definidas e bem

localizadas na região dos eletrodos. Por fim, o estudo relatou uma variação do valor da capacidade de discriminação, ou seja, o quanto o valor atual deve ser alterado para que um sujeito perceba uma sensação diferente, de 1,00 e 2,50 mA/sensação para a amplitude de corrente e de 5 a 30 Hz/sensação para a frequência (CORDON et al., 2012).

Buscando realizar uma análise psicofisiológica mais detalhada das sensações evocadas por TENS, Costa et al. (2022) realizaram três experimentos a partir dos quais a amplitude da corrente foi fixada em 1,0, 1,5 ou 2,0 mA e a frequência de estimulação foi alterada entre 5 e 100 Hz de maneira incremental e depois decremental. Demonstrou-se assim que a percepção sensorial de intensidade possui um comportamento polinomial logaritmo com efeito de histerese a partir das mudanças incrementais e decrementais na frequência de estimulação. Além disso, foi possível perceber um limiar mediano de discreto para contínuo (durante a fase incremental) variando entre 33 e 50 Hz, enquanto o limiar mediano de contínuo para discreto (medido durante a fase decremental) apresentou valores menores, alterando-se entre 25 e 33 Hz para as diferentes amplitudes. O estudo destaca como tais limiares foram distintos para os diferentes indivíduos, ressaltando a importância de verificação desses para evocar sensações diferentes (DA COSTA et al., 2022).

Visando verificar a resposta comportamental e cortical de indivíduos submetidos à eletroestimulação semelhante a vibração e pressão Zhang et al. (2016) realizaram uma tarefa de discriminação tátil de intensidade de duas diferentes condições associadas a vibração e pressão. Através da estimulação do dedo médio esquerdo, o estudo manteve a amplitude de corrente fixa em aproximadamente 1,5 mA, enquanto variava a largura de pulso e frequência para evocar três níveis de intensidade de sensações de vibração e pressão. Assim, para a percepção de vibração foi utilizada uma largura de pulso de 200 μ s e frequências 10, 30 e 70 Hz, enquanto que para pressão foi utilizada uma frequência fixa em 100 Hz e larguras de pulso de 200, 250 e 300 μ s. Primeiramente, o trabalho demonstrou um aumento da intensidade percebida com o aumento do parâmetro variável (largura de pulso ou frequência) em cada condição. O estudo encontrou um limiar de 75 Hz entre as sensações evocadas, com frequências abaixo desse limiar estando associadas à vibração. Além disso, avaliando a dinâmica cortical, o estudo demonstrou uma maior latência do potencial P300, assim como a validação da utilização de características do N200/P300 para distinção de sensações hápticas. Por fim, a análise de sincronização/desincronização relacionada a evento apresentou uma sincronização após a estimulação, seguida de uma dessincronização e resincronização, com amplitudes proporcionais a intensidade do estímulo (ZHANG et al., 2016).

Uma análise mais profunda dos ERPs expressos pela sequência P100–N140–P200–N200–P300 foi realizada por Liu et al. (2021) em uma tarefa de discriminação de níveis da estimulação tátil para evocar sensações de pressão. Utilizando frequência fixa em 100 Hz e cinco larguras de pulso (20, 200, 200, 300 e 600 μ s), o estudo demonstrou uma maior dificuldade para diferenciação dos maiores níveis de pressão com relação aos níveis iniciais. Além disso, a resposta cortical evidenciou os componentes evocados somatossensorial na região centro-parietal lateral e giro pós-central. Por fim, no estudo concluiu-se que, o potencial P200 é altamente sensível a diferentes parâmetros do estímulo físico, sendo, portanto, um importante biomarcador para diferenciação de sensações táteis multiníveis. Além disso, componentes de estágio posteriores tal como P300, estão relacionados à classificação subjetiva da sensação tátil, apesar de não apresentarem diferenças significativas para a média dos voluntários. Conclui-se que a tomada de decisão sobre informações táteis ocorre após 300 ms, no estágio posterior do processamento tátil, entretanto, no estágio inicial, o córtex somatossensorial já faz uma classificação preliminar e tomada de decisão para informações táteis previamente à tomada de decisão cognitiva (LIU et al., 2021).

Por fim, a pesquisa de Liu et al. (2022) realizou uma comparação entre TENS convencional e TENS neuromórfico, ou seja, a diferença entre um padrão de estimulação quadrado e padrões baseados em componentes neurais (sinal de eletromiografia e unidades motoras únicas). Através de uma tarefa de discriminação tátil para avaliação do nível de realidade da sensação evocada nos dedos indicadores e mínimo de ambas as mãos, foi possível perceber que, o padrão de unidades motoras únicas foi considerado como sendo a percepção tátil mais natural. Além disso, os padrões neuromórficos apresentaram uma latência mais curta de componentes iniciais (N100 e P100), indicativo de uma maior velocidade de propagação sensorial, e uma maior latência no componente P300, sendo essa associada a um processamento de informações complexo. Por fim, as redes corticais funcionais indicaram um funcionamento mais eficiente para o padrão SMU (LIU et al., 2022). Um resumo dos estudos apresentados encontra-se na Tabela 2

Tabela 2 - Síntese dos estudos de TENS com voluntários hígidos.

Artigo	Local do Estímulo	Tarefa	Conclusões
Cordon et al. (2012)	Dedo indicador mão dominante	<ul style="list-style-type: none"> Tarefa de discriminação tátil com modulação de amplitude e de frequência 	<ul style="list-style-type: none"> O valor da capacidade de discriminação (DAV) variou entre 1,00 e 2,50 mA/sensação e 5 a 30 Hz/sensação; Variação de frequência é mais difícil de descrever do que variação em amplitude da eletroestimulação.
Zhang et al. (2016)	Dedo médio esquerdo	<ul style="list-style-type: none"> Tarefa de discriminação tátil (vibração e pressão) para diferenciação de intensidade (baixa/média/alta); Variação da largura de pulso e frequência. 	<ul style="list-style-type: none"> Aumento da largura de pulso ou frequência provocou um aumento da intensidade percebida; O limiar entre a sensação de vibração e pressão foi de 75 Hz; Os resultados do ERS/ERD demonstram que a sincronização surge após o início da estimulação seguida de dessincronização terminando em ressincronização, com amplitude proporcional à intensidade da estimulação; Características do N200/P300 são capazes de distinguir as sensações
Liu et al. (2021)	Nervo mediano esquerdo	<ul style="list-style-type: none"> Tarefa de discriminação tátil do nível de intensidade; Variação da largura de pulso. 	<ul style="list-style-type: none"> Foi possível discriminar os diferentes níveis de pressão, com uma maior taxa de confusão nos níveis mais elevados (3 a 5); P200 é o componente mais significativo para distinguir sensações táteis multiníveis; P300 está bem correlacionado com o julgamento subjetivo da sensação tátil.
Costa et al. (2022)	Sobre nervo ulnar e radial	<ul style="list-style-type: none"> Tarefa de discriminação tátil com variação de amplitude e frequência para avaliar intensidade da sensação, percepção de frequência e tipo (discreto/contínuo) 	<ul style="list-style-type: none"> Dada uma mesma amplitude, a percepção sensorial segue um comportamento polinomial logarítmico conforme a frequência da estimulação aumenta ou diminui; Mudanças incrementais sequenciais seguidas por mudanças decrementais na frequência de estimulação resultam em sensações percebidas com um comportamento de histerese; Os limiares onde os voluntários perceberam uma mudança de sensações discretas a contínuas variam de acordo com o sujeito e a amplitude da corrente; Limiar mediano de discreto para contínuo variando entre 33 Hz e 50 Hz e limiar mediano de contínuo para discreto de 25 Hz ou 33 Hz.

Liu et al. (2022)	Dedos indicadores e mínimo direito e esquerdo	<ul style="list-style-type: none"> Tarefa de discriminação tátil que avaliava o quão real era a sensação (escala de 5 pontos). Foram utilizados 3 padrões de estimulação: quadrado, EMG e SMU 	<ul style="list-style-type: none"> Os resultados comportamentais sugeriram que o padrão de unidades motoras únicas (SMU) do nTENS foi a percepção tátil mais natural. Os padrões nTENS exibiram uma latência mais curta nos componentes iniciais dos SEPs (P1 e N1) e uma latência mais longa em um componente mais relacionado à função cognitiva (P3). As redes funcionais corticais mostraram que o padrão SMU teve o menor caminho curto e maior eficiência nas bandas beta e gama.
-------------------	---	--	--

2.3.2. Avaliação da TENS em indivíduos com amputação

Zhang et al. (2015) buscaram compreender a influência do fornecimento de feedback sensorial através das abordagens somatotópica (utilizando a região dos cinco dedos projetados) e não-somatotópica (pela estimulação do braço). O estudo é embasado por uma tarefa de discriminação tátil com avaliação da posição, tipo (pressão ou vibração) e intensidade (fraca, média ou forte) da percepção sensorial. Considerando uma amplitude fixa em 1,5 mA o estudo realizou uma variação da largura de pulso (entre 0 e 500 μ s) para evocar sensações de pressão em uma frequência fixa em 100 Hz, associado a uma largura de pulso igual a 50% da largura de pulso máxima de cada indivíduo e uma variação de frequência de 1 a 75 Hz para evocar sensações de vibração. De maneira geral, o desempenho da estimulação somatotópica se mostrou superior tanto na precisão quanto no tempo da resposta. Zhang et al. (2015) ainda comparou a eficiência da utilização de uma, três ou cinco regiões para fornecimento do feedback sensorial tendo obtido resultados semelhantes para um e três dígitos, indicativo de que as sensações evocadas poderiam corresponder aos dedos reais. Contudo, ao utilizar cinco regiões observou-se uma maior carga de trabalho mental, e ainda um menor desempenho nessa modalidade (ZHANG et al., 2015).

O estudo realizado por Chai et al. (2015) confrontou os resultados provenientes de voluntários com e sem amputação durante a tarefa de discriminação das sensações táteis evocadas. Para tanto, realizou a estimulação das projeções dos dedos fantasmas na pele do coto dos indivíduos com amputação, assim como no braço dos voluntários sem amputação. Através da variação da amplitude, largura de pulso e frequência, foi possível perceber a presença de seis modalidades sensoriais, sendo essas toque, pressão, zumbido, vibração, entorpecimento, formigamento e dor. Além disso, os limiares sensoriais dos dois grupos apresentaram diferenças, uma vez que o limiar dos voluntários sem amputação, de maneira geral, foi mais baixo. A avaliação da estabilidade da área projetada dos dedos foi verificada e

determinada como estável em sua representação somatotópica após um período de 11 meses, mantendo-se inclusive os limiares perceptivos das modalidades sensoriais verificadas (CHAI et al., 2015).

D'Anna et al. (2017) buscaram implementar uma prótese bidirecional com TENS não invasiva, a qual permitiu que os voluntários realizassem tarefas funcionais tal como a aplicação de três níveis de força em um sensor externo. Para tanto, realizou-se uma caracterização das sensações evocadas ao variar a largura de pulso (entre 0 e 500 μ s) e frequência de estimulação sobre as regiões do nervo ulnar e mediano. Os autores validaram a necessidade de um bom posicionamento do eletrodo de maneira a obter uma sensação local sob o eletrodo fraca e uma sensação referida na mão fantasma de maior intensidade, apesar de nunca ter atingido toda a região de inervação do nervo estimulado. Além disso, a variação da largura de pulso e da frequência de estimulação provocaram alterações na intensidade da sensação percebida, além de uma variação da área da sensação eliciada para as alterações de frequência. Por fim, os estímulos foram capazes de eliciar potenciais evocados precoces, tais como: (i) deflexão positiva nos canais contralaterais parietais e (ii) deflexão negativa nos canais frontais em torno de 40-70 ms, indicando ativação dos córtices somatossensoriais primário e secundário. Além disso, componentes tardios foram observados em regiões compatíveis com fontes bilaterais nos lobos frontais, confirmando o suporte do córtex somatossensorial secundário da representação tátil bilateral (D'ANNA et al., 2017).

Buscando também implementar uma prótese bidirecional, Osborn et al. (2018) demonstraram o desenvolvimento de uma derme eletrônica multicamada biologicamente inspirada capaz de fornecer informações táteis neuromórficas para a prótese, variando de um toque inócuo ao nocivo. Os autores buscaram implementar um modelo neuromórfico para modelar a resposta de mecanorreceptores e nociceptores de maneira a produzir os sinais de entrada para a eletroestimulação. Para tanto, foi realizada uma avaliação de parâmetros de estimulação capaz de eliciar percepções táteis não dolorosas e dolorosas na mão fantasma através da estimulação dos nervos ulnar e mediano. Observou-se que, variações na frequência exerceram maior influência na distinção entre toque e dor, enquanto que variações na largura de pulso exerceram efeitos maiores na intensidade da sensação. Mais especificamente, com uma variação da largura de pulso entre 1 e 20 ms e uma variação da frequência de estimulação entre 4 e 45 Hz, obtiveram que, sensações mais dolorosas foram percebidas em frequências relativamente mais baixas (entre 10 e 20 Hz). Além disso, o limiar de frequência discreta-contínua foi relatado próximo a 20 Hz na estimulação dos dois nervos (OSBORN et al., 2018).

Tayeb et al. (2020) realizaram uma análise detalhada da resposta cortical em três diferentes condições de estimulação: toque leve, toque intenso e sensação desconfortável (estímulo nocivo). Para tanto, foi realizada a estimulação das projeções do dedo polegar/indicador e mínimo/lado ulnar da mão através de uma amplitude fixa de 1,6 mA e largura de pulsos e frequências variáveis para cada condição, sendo: 1 ms e 45 Hz para toque leve, 5 ms e 4 Hz para toque intenso e 20 ms e 20 Hz para sensação nociva. Obtiveram uma maior ativação do córtex pré-motor, associado a elevada ativação no córtex central na janela de 450 a 750 ms pós-estimulação nociva. Tal resultado foi correlacionado à ativação do mecanismo de percepção e reação de dor do cérebro, de maneira que o voluntário tinha a intenção de retirar o membro durante a estimulação. Enquanto isso, para a estimulação moderada, percebeu-se uma forte ativação do lobo parietal. Por fim, através de técnicas de imagem das fontes eletroencefalográficas, foi possível demonstrar o papel do córtex cingulado anterior nos mecanismos de atenção do cérebro e processamento de estímulo sensorial, assim como do córtex cingulado posterior para o processamento da estimulação nociva. Portanto, para estímulos nocivos percebeu-se a ativação do córtex motor, do córtex cingulado anterior e do córtex cingulado posterior, que se acredita estar ao longo da via descendente até a medula espinhal, demonstrando assim a semelhança do sistema reflexo de indivíduos amputados e sem amputação (TAYEB et al., 2020).

Su et al. (2020) utilizaram uma estimulação bifásica nos dedos indicador e polegar de indivíduos não amputados, assim como a projeção desses mesmos dedos na mão fantasma de amputados. Assim, buscou-se avaliar o desempenho discriminatório de dois tipos de sensação (vibração e pressão) com três níveis de intensidade, sendo que esses foram alcançados através da variação da largura de pulso entre 150, 200 e 300 μ s para a sensação de pressão (frequência fixa em 30 Hz e amplitude em 2 mA), assim como alteração da frequência de estimulação entre 20, 30 e 40 Hz para a sensação de vibração (com largura de pulso fixa em 200 μ s e amplitude em 3 mA). Demonstrou-se que, o aumento da frequência de estimulação (para a condição de vibração) ou da largura de pulso (modalidade de pressão) acarretou um aumento da intensidade percebida que, por sua vez, resultou em uma maior amplitude do potencial evocado somatossensorial de estado estacionário (SSSEP) durante a análise no domínio da frequência. Além disso, ao se considerar as mesmas frequências de estimulação ou larguras de pulso, não foram observadas grandes discrepâncias entre as respostas SSSEP (SU et al., 2020).

As análises desenvolvidas por Zhang et al. (2022) buscaram avaliar faixas de modulação sensorial da estimulação em dedos projetados no coto de indivíduos amputados,

assim como no antebraço de voluntários não amputados por meio de pequenos eletrodos. Sobre a ótica de uma tarefa de discriminação tátil para diferenciação dos parâmetros da estimulação, o estudo aplicou variações de amplitude (entre 1 e 7 mA), largura de pulso (máximo de 600 μ s) e frequência (10, 20, 50 ou 100 Hz). Ao analisar a variação da frequência, observou-se que baixas frequências tendem a induzir sensação maior de vibração, enquanto altas frequências evocam sensações de zumbido, como dormência e formigamento, sendo essas mais desconfortáveis. Além disso, essa modulação de frequência possui maior facilidade de percepção e interpretação, uma vez que a modulação da intensidade do estímulo pode variar de acordo com a amplitude e largura de pulso (ZHANG et al., 2022).

Qin et al. (2022) analisaram, especialmente, as diferenças nas respostas corticais evocadas por eletroestimulação de uma região do dedo fantasma projetado no coto e de uma região sem projeções. Através de um paradigma oddball de estímulo único, avaliou-se a diferença entre frequências de 1/8 e 1/12 Hz, mantendo-se fixa a largura de pulso em 200 μ s e a amplitude igual a 1,5 do limiar mínimo de sensação de cada indivíduo. A presença de dois potenciais relacionados à estimulação da região de projeção de um dedo no coto foi destacada. Destaca-se ainda a presença de um componente N30 com distribuição contralateral frontal que se assemelha ao componente N20 representativo do processamento no córtex somatossensorial primário e comumente encontrado em estimulação elétrica de nervos periféricos. Além disso, um P300 de menor latência (próximo de 250 ms) foi bem distinguível, sobretudo ao comparar com os potenciais evocados pela estimulação na região sem projeções (QIN et al., 2022).

De maneira similar, buscando avaliar a utilização de TENS em regiões do membro fantasma e em dedos da mão, as pesquisas apresentadas por Liang et al. (2022) e Liang et al. (2023) explicitam uma avaliação com duas frequências de estimulação distintas. Os trabalhos baseiam-se na estimulação do dedo médio (projeção e natural) e de uma região do coto sem sensação de dedos, com uma amplitude fixa (entre 2,4 e 10 mA para cada dedo), assim como uma largura de pulso de 200 μ s e frequências de 1/8 e 1/12 Hz em uma tarefa de oddball de estímulo único. Dentre os principais achados, destaca-se a presença de componentes do estágio inicial de maneira similar para a estimulação nos dedos projetados no coto e nos dedos naturais, sugerindo uma proximidade entre as vias de entrega dessas duas informações ao córtex. Além disso, foram observados potenciais de estágio posterior semelhantes para as diferentes condições de estimulação, sendo esses associados ao processamento da informação neurosensorial. Os resultados encontrados são indicativos de que a somatotopia e a homologia da sensação tátil entre os dedos naturais e os dedos

projetados apresentam certa uniformidade (LIANG et al., 2022, 2023). A Tabela 3 apresenta uma descrição sintética dos estudos apresentados.

Tabela 3 – Síntese dos estudos de TENS com voluntários amputados.

Artigo	Local do Estímulo	Tarefa	Conclusões
Zhang et al. (2015)	Projeção dos dedos e braço (região não somatotópica)	<ul style="list-style-type: none"> • Tarefa de discriminação tátil com avaliação da posição, tipo (pressão ou vibração) e intensidade (fraca, média ou forte); • Variação da largura de pulso e da frequência 	<ul style="list-style-type: none"> • De forma geral, o feedback somatotópico na região de projeção dos dedos possui melhor desempenho de precisão e tempo de resposta; • A estimulação de três regiões com feedback somatotópico apresenta bom desempenho.
Chai et al. (2015)	Projeções dos dedos no membro fantasma Braço volunt. s/ amputação	<ul style="list-style-type: none"> • Tarefa de discriminação tátil para descrição da sensação evocada; • Variação da amplitude, largura de pulso e frequência. 	<ul style="list-style-type: none"> • Seis modalidades sensoriais são sentidas (toque, pressão, zumbido, vibração, entorpecimento, formigamento e dor); • Os limiares sensoriais na pele de indivíduos hígidos foram geralmente mais baixos do que aqueles na pele do coto; • A intensidade sensorial é mais linearmente correlacionada com a amplitude e a largura do pulso.
D'Anna et al. (2017)	Sobre nervo ulnar e mediano	<ul style="list-style-type: none"> • Tarefa de discriminação tátil <i>in loco</i> e na mão fantasma com avaliação da intensidade e qualidade da sensação (formigamento, vibração, toque natural, pulsação); • Variação da largura de pulso e frequência. 	<ul style="list-style-type: none"> • Variação da largura de pulso está associada à intensidade da sensação, possibilita reconhecer diferentes níveis de força, complacência do objeto e forma; • Variação da frequência resultou na mudança na área da sensação evocada e intensidade da sensação evocada.
Osborn et al. (2018)	Sobre nervo ulnar e mediano	<ul style="list-style-type: none"> • Tarefa de detecção de sensibilidade, detecção de estimulação discreta versus estimulação contínua e discriminação de dor; • Variação da largura de pulso e frequência. 	<ul style="list-style-type: none"> • As sensações mais dolorosas foram percebidas em frequências relativamente baixas entre 10 e 20 Hz; • Limiar de frequência discreta: nervo ulnar (21 Hz) e mediano (22 Hz); • Mudanças na frequência de estimulação pareceram ter a maior influência nas percepções de toque e dor, enquanto a largura de pulso afetou a intensidade da sensação
Tayeb et al. (2020)	Projeções do dedo polegar/indicador, mínimo/lado ulnar da mão e pulso	<ul style="list-style-type: none"> • Tarefa de discriminação tátil de 3 condições: toque leve, toque intenso e sensação desconfortável. • Variação da largura de pulso e frequência. 	<ul style="list-style-type: none"> • A estimulação nociva ativa o córtex pré-motor com a maior ativação mostrada no córtex central (450 ms a 750 ms) pós-estimulação, enquanto a maior ativação para a estimulação moderadamente intensa foi encontrada no lobo parietal; • Identificação das fontes corticais para o estímulo nocivo no córtex cingulado anterior (ativação precoce) e no córtex cingulado posterior (durante a sensação).

Su et al. (2020)	Pontas dos dedos indicadores e polegares (projeção e natural)	<ul style="list-style-type: none"> • Tarefa de discriminação tátil de duas modalidades (vibração e pressão) de sensação com três níveis; • Variação da amplitude, largura de pulso e frequência entre as condições. 	<ul style="list-style-type: none"> • A amplitude do SSSEP aumentou com o aumento da intensidade da estimulação, seja pelo aumento da frequência seja pelo aumento da largura de pulso; • Não foram encontradas diferenças entre a resposta SSSEP para as diferentes regiões estimuladas quando consideradas as mesmas frequências ou larguras de pulso.
Qin et al. (2022)	Dedo médio (projeção e natural), região do coto sem sensação de dedos	<ul style="list-style-type: none"> • Paradigma oddball de estímulo único; • Variação da frequência de estimulação. 	<ul style="list-style-type: none"> • Presença de um componente N30 com distribuição contralateral frontal para o estímulo na região de projeção do dedo; • Presença de P300 devido ao estímulo na região de projeção do dedo com características de platô que não foi observada no P300 associado a estimulação do dedo; • Estimulação na região sem projeção não foi capaz de eliciar um componente P300 significativo.
Liang et al. (2022) e Liang et al. (2023)	Dedos (projeção e natural) Dedos voluntário sem amputação	<ul style="list-style-type: none"> • Paradigma oddball de estímulo único; • Variação da frequência de estimulação. 	<ul style="list-style-type: none"> • ERPs de estágio inicial semelhantes para a estimulação dos dedos projetados e naturais indicando vias de entrega próximas; • ERPs semelhantes nas diferentes condições de estimulação indicando processamento da sensação de maneira semelhante no córtex.
Zhang et al. (2022)	Projeção dos dedos Lado volar, 1/3 do caminho do antebraço esquerdo até o pulso voluntários sem amputação	<ul style="list-style-type: none"> • Tarefa de discriminação tátil para diferenciação de amplitudes, largura de pulso e frequência. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação de frequência de maior facilidade de percepção e interpretação do que de amplitude e largura de pulso; • Com o aumento da largura de pulso, a ocorrência de sensações geralmente seguia a ordem de toque, zumbido, vibração e dormência e formigamento; • Baixas frequências de estímulo tendem a induzir vibração de forma mais proeminente; enquanto a estimulação de alta frequência era mais apta a provocar sensações de zumbido e desconforto, como dormência e formigamento.

2.3.3. Utilização de dispositivos protéticos e alterações corticais

Quando se analisa a experiência de utilização de sistemas protéticos, um conceito muito importante e explorado é a incorporação de tais dispositivos. A incorporação é uma experiência complexa e multifacetada que pode ser centrada em duas esferas principais, sendo essas relacionadas a: i) integração de um objeto na infraestrutura neural pré-existente e associada a representação corporal e ii) os correlatos experienciais subjetivos resultantes do uso de um membro protético (fenomenologia experimental) (ZBINDEN; LENDARO; ORTIZ-CATALAN, 2022). Dentro do aspecto fenomenológico, tem-se a definição de dois

subcomponentes: o senso de propriedade, que é a sensação de que partes do próprio corpo pertencem ao indivíduo, ou seja, está relacionada à sensação de que a prótese é parte do corpo do usuário; e o senso de agência, que é o entendimento do indivíduo como iniciador da ação e do controle do movimento, se referindo assim ao sentimento de controle sobre a prótese e suas ações (SHEHATA et al., 2020; ZBINDEN; LENDARO; ORTIZ-CATALAN, 2022).

Nesse sentido, o feedback sensorial é amplamente discutido como uma das principais ferramentas para aprimorar a incorporação de próteses (GRACZYK et al., 2018; SCHOFIELD et al., 2020; SHEHATA et al., 2020; VALLE et al., 2018). Estudos apontam que o fornecimento de informações sensoriais não somente auxilia na incorporação subjetiva dos dispositivos protéticos, como também possui grande impacto no desempenho funcional dos usuários, sendo a naturalidade da sensação evocada um fator importante para a eficácia do feedback sensorial (GRACZYK et al., 2018; VALLE et al., 2018).

Considerando as possíveis alterações corticais e buscando compreender melhor a incorporação visual de próteses, o estudo de Maimon-Mor & Makin (2020) avaliou os níveis de atividade no córtex occipitotemporal, mais precisamente na área corporal extraestriada (EBA), de indivíduos com e sem amputação enquanto esses visualizavam imagens de membros protéticos, usando ressonância magnética funcional. O estudo demonstrou diferente estrutura representacional entre o grupo controle e usuários de próteses. Os indivíduos sem amputação apresentaram padrões de ativação que foram agrupados em uma estrutura representacional na qual as próteses cosméticas foram agrupadas com mãos e as próteses ativas foram agrupadas com ferramentas. Enquanto isso, para os usuários de próteses, observou-se a formação de três grupos, sendo um para as mãos, um para as ferramentas e uma nova categoria, na qual foram agrupados os dois tipos de próteses, refletindo potencialmente uma categoria de prótese recém-formada. Tal estudo não demonstrou indicativos de incorporação da prótese pelos usuários, mas, sim, a categorização das próteses, na qual a representação visual da própria prótese ocorre de maneira mais distinta a da mão. Por fim, o maior uso diário de próteses correlacionou-se com uma maior categorização das próteses no córtex occipitotemporal (MAIMON-MOR; MAKIN, 2020).

Para além da incorporação, a utilização de sistemas protéticos pode provocar outras alterações corticais. O estudo de Granata et al. (2020) avaliou os impactos de utilização prolongada (entre 5 e 9 meses) de uma prótese bidirecional, com controle por sinais eletromiográficos e sistema de feedback sensorial invasivo através dos nervos mediano e ulnar. Através da avaliação de cinco voluntários com amputação transradial, exploraram-se as

modificações corticais em áreas sensório-motoras em condições de repouso, visando verificar alterações em relação a linha de base. Demonstrou-se assim uma redução da atividade delta nas áreas frontal e temporal, enquanto foi possível detectar um aumento da atividade alfa nas regiões central e parietal após os testes com a mão protética. Além disso, durante uma avaliação com ressonância magnética durante tarefa de imaginação do movimento com a mão fantasma, após a utilização da prótese foi possível perceber uma diminuição da ativação no cerebelo e um aumento da ativação no córtex motor primário contralateral. Tal estudo evidencia assim como a prótese foi capaz de produzir efeitos na atividade das áreas motoras e somatossensoriais (GRANATA et al., 2020).

A pesquisa de Ding et al. (2022) buscou avaliar o impacto da estimulação elétrica transcutânea direcionada em indivíduos com amputação de membro superior e diferentes níveis de experiência com estimulação sensorial. Através de eletroencefalografia e tarefas de movimento de mão antes, durante e depois da eletroestimulação, o estudo demonstrou que a estimulação diminuiu a flexibilidade da rede de modo padrão, sugerindo assim que a tarefa motora exigiu menor quantidade de adaptabilidade funcional de tal rede. Além disso, demonstrou-se uma maior integração entre as redes de modo padrão, a somatomotora e a visual, para o indivíduo com maior experiência com TENS. Enquanto isso, para os indivíduos com menor experiência, observou-se uma maior integração entre a rede de modo padrão e a rede de atenção. Os resultados apontam que a estimulação sensorial pode facilitar o processamento cortical de entradas somatossensoriais e visuais combinadas, além de indicar que, para participantes com menor experiência, pode ser necessário um processamento de nível superior no cérebro para incorporar a sensação reintroduzida (DING et al., 2022).

A avaliação a longo prazo do impacto de feedback sensorial em usuários de próteses foi realizada por Schofield et al. (2020), através de indivíduos com amputação de membro superior de alto nível que realizaram cirurgia de reinervação direcionada. Cada participante permaneceu em casa, por um período de nove meses, utilizando um dispositivo protético provido de sistema de feedback sensorial de toque. O estudo demonstrou que o uso doméstico prolongado de braços protéticos bidirecionais é capaz de promover alterações funcionais, perceptivas e cognitivas. Dentre essas, destacam-se mudanças na arquitetura sensorial da mão perdida, com aumento de áreas de representação da mão ausente nos locais da pele reinervada, assim como um aumento da sensação dessa. Além disso, os indivíduos apresentaram aprimoramento de habilidades funcionais, com melhorias na precisão e força de preensão. Por fim, o estudo demonstrou que, após o período em casa, os participantes

integraram mais adequadamente as próteses a sua imagem corporal, com uma representação mais perceptiva dos dedos (SCHOFIELD et al., 2020).

2.4. Avaliação da atividade cortical

Através dos estudos citados na seção anterior foi possível perceber que a utilização da eletroencefalografia para análise dos processos neurais associados a eletroestimulação já se encontra bem fundamentada na literatura. Isso se deve, em partes, pelas vantagens de tal técnica, que estão correlacionadas ao seu caráter não invasivo, facilidade de uso, boa resolução temporal, portabilidade e baixo custo, se comparada a outras técnicas de imageamento do sistema nervoso central (ELSAYED; SAAD; BAYOUMI, 2017; RAMADAN; VASILAKOS, 2017).

A eletroencefalografia representa uma medição bidimensional da projeção de uma realidade tridimensional (OLEJNICZAK, 2006) resultante, principalmente, da atividade elétrica registrada no escalpo devido à atividade dos neurônios corticais próximos ao eletrodo (HOLMES; KHAZIPOV, 2007). Assim, o sinal eletroencefalográfico (EEG) registrado por tal técnica representa principalmente a atividade elétrica relacionada ao fluxo de correntes provenientes do somatório dos potenciais pós-sinápticos de células piramidais do córtex (GOMES, 2015; HOLMES; KHAZIPOV, 2007; OLEJNICZAK, 2006). Tal fato se deve à organização espacial de tais células, que encontram-se com seus dendritos apicais alinhados uniformemente de maneira perpendicular à superfície cortical (GOMES, 2015), possibilitando assim a formação de dipolos detectáveis com os eletrodos no couro cabeludo (HOLMES; KHAZIPOV, 2007).

Dentre as métricas mais utilizadas para avaliação dos sinais EEG encontram-se os potenciais relacionados a eventos (ERPs), que consistem em pequenas deflexões de voltagem produzidas pela ativação síncrona de várias subpopulações neurais em resposta a eventos sensoriais, motores ou cognitivos (CHAUDHARY; BIRBAUMER; RAMOS-MURGUIALDAY, 2016; IBANEZ et al., 2012; LUCK, 2012; LUCK; KAPPENMAN, 2011; MAK; WOLPAW, 2009; RAMADAN; VASILAKOS, 2017; SUR; SINHA, 2009). Dessa maneira, a forma de onda observada consiste em um conjunto de picos positivos e negativos (LUCK, 2012), onde cada componente do ERP pode ser definido por sua polaridade (voltagem negativa ou positiva), amplitude, latência (tempo para o seu aparecimento após um evento, tal como a apresentação do estímulo) e distribuição topológica no couro cabeludo (IBANEZ et al., 2012; WOODMAN, 2010). Os ERPs permitem a avaliação de uma série de

dinâmicas cognitivas que representam a progressão do processamento de informações no cérebro em diferentes estágios de processamento de estímulo/informações (GHANI et al., 2020; WOODMAN, 2010). Tais potenciais possuem uma resolução temporal excepcional (em milissegundos), entretanto não possuem tanta precisão espacial acerca da localização anatômica dos geradores neurais (IBANEZ et al., 2012; WOODMAN, 2010).

Os ERPs podem ser classificados, inicialmente, em potenciais exógenos e endógenos. Os componentes sensoriais exógenos são acionados pela presença de um estímulo externo e dependem fortemente dos parâmetros físicos do estímulo (LUCK, 2012; LUCK; KAPPENMAN, 2011; SUR; SINHA, 2009). Enquanto isso, os potenciais endógenos podem ser evocados mesmo na ausência de estímulos, sendo dependentes de tarefas (LUCK, 2012). Além dessa categorização, os potenciais podem ser classificados de acordo com os estágios de latência em potenciais de latência curta (até 100 ms), principalmente associados ao processamento perceptivo, e potenciais tardios, que estão mais associados ao processamento cognitivo (GHANI et al., 2020). Classificações mais detalhadas separam tais componentes em estágio inicial (entre 0 e 100 ms), estágio intermediário (entre 100 e 200 ms) e estágio tardio (entre 200 e 350 ms) (LIANG et al., 2022, 2023; LIU et al., 2021). De acordo com tal classificação, os potenciais de estágio inicial estão relacionados à sensação, enquanto os potenciais intermediários correspondem a percepção do estímulo e os ERPs tardios estão relacionados a processos de cognição (LIANG et al., 2022, 2023). De toda forma, os estágios iniciais e intermediários do processamento tátil dependem principalmente da resposta do córtex somatossensorial primário às propriedades físicas da estimulação, enquanto que os estágios tardios estão mais associados aos lobos parietais e pré-frontais (GHANI et al., 2020; LIANG et al., 2023; LIU et al., 2021).

Assim, comumente os ERPs apresentam uma deflexão de cinco fases representadas pelos potenciais P100, N100, P200, N200 e P300 (ZHANG et al., 2016). Nesse contexto, o P100 está relacionado principalmente ao processamento sensorial, enquanto o componente N100 é tipicamente representativo da parte de percepção, assim como P200 (LIANG et al., 2023). Por fim, na parte de cognição, tem-se os potenciais N200 e P300 que estão mais correlacionados com os processos de alto nível, tal como a categorização dos estímulos (D'ANNA et al., 2017; LIANG et al., 2023; LIU et al., 2021). A correlação entre tais potenciais e os processos cognitivos que eles representam pode ser melhor especificada como:

- **P100:** tal potencial representa um aumento da amplitude em áreas centro-parietais contralaterais a apresentação do estímulo (GENNA et al., 2017). Está principalmente relacionado ao processamento sensorial (WOODMAN, 2010).
- **N100:** essa deflexão negativa com pico entre 90 e 200 ms após o início do estímulo possui distribuição contralateral na região central, com amplitude máxima tipicamente no eletrodo Cz (GENNA et al., 2017; SUR; SINHA, 2009). Esse é tido como o componente típico da percepção sensorial (LIANG et al., 2023), refletindo os estágios iniciais da orientação da atenção e alocação de recursos perceptivos (GHANI et al., 2020; LIANG et al., 2023).
- **P200:** refere-se a uma deflexão positiva com pico entre 100 e 250 ms após o estímulo (GHANI et al., 2020; SUR; SINHA, 2009), localizada especialmente na região centro-frontal (GENNA et al., 2018; GHANI et al., 2020). Essa onda está relacionada, dentre outros fatores, à conversão de estímulos percebidos em percepção consciente (QIN et al., 2022). Assim, tal potencial está associado aos processos de julgamento subjetivo (LIU et al., 2021) e atenção seletiva (IBANEZ et al., 2012), tal como atenção espacial em um lado do corpo (GENNA et al., 2017, 2018). Esse ERP é altamente sensível a diferenças de parâmetros de estímulos físicos (LIU et al., 2021).
- **N200:** componente negativo evocado aproximadamente após 180 a 320 ms do início do estímulo, com distribuição centro-parietal (GHANI et al., 2020; PATEL; AZZAM, 2005). Esse ERP pode ser subdividido em N2a, que possui topografia mais fronto-central e correlação com mudanças discrimináveis, e N2b (N200 tradicional), com distribuição centro-parietal e associação com atenção consciente ao estímulo (GHANI et al., 2020; PATEL; AZZAM, 2005). De maneira geral, tem-se que essa onda está relacionada aos processos de julgamento e análise para categorização dos estímulos, assim como o direcionamento de recursos atencionais a esses (GHANI et al., 2020; ZHANG et al., 2016). Assim, esse ERP é sensível tanto as características perceptivas, como atenção e novidade/incompatibilidade entre estímulos (IBANEZ et al., 2012).
- **P300:** ERP comumente encontrado na faixa de latência de 250 a 400 ms, esse ERP apresenta uma distribuição centro-parietal e está associado a operações cognitivas de ordem superior (POLICH, 2004, 2007; SUR; SINHA, 2009). Esse ERP serve como um elo entre as características do estímulo e a atenção (PATEL; AZZAM, 2005), refletindo funções parietais associadas aos processos de atenção seletiva, categorização de estímulos e atualização da memória de trabalho (GHANI et al., 2020;

IBANEZ et al., 2012; LUCK; KAPPENMAN, 2011; POLICH, 2004; WOODMAN, 2010). É afetado por fatores relacionados à estimulação (como probabilidade de apresentação (PATEL; AZZAM, 2005; POLICH, 2004), sequência do estímulo (PATEL; AZZAM, 2005) e frequência de estimulação – de diferentes modalidades sensoriais, tal como tátil (ZHANG et al., 2016) e auditiva (GUO et al., 2015; SUGG; POLICH, 1995; VESCO et al., 1993)), fatores biológicos (como idade, temperatura corporal, frequência cardíaca (LUCK; KAPPENMAN, 2011; POLICH, 2004)) e fatores psicológicos (como personalidade (ROSLAN et al., 2017), habilidades cognitivas (BEAUCHAMP; STELMACK, 2006; SOROUT et al., 2020) e motivação (BAYKARA et al., 2016; IBANEZ et al., 2012)).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Esta pesquisa se baseia em um estudo quali-quantitativo do tipo aplicado, transversal e explicativo. Os protocolos experimentais adotados foram conduzidos no Laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab) da Universidade Federal de Uberlândia. Ressalta-se que as coletas experimentais descritas nesta pesquisa foram aprovadas pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia (protocolo 17164719.4.0000.5152). Os participantes foram instruídos sobre os procedimentos aos quais seriam submetidos e por meio do termo de consentimento livre e esclarecido, aceitaram participar do estudo.

Foram realizados dois protocolos experimentais: i) teste psicofisiológico de caracterização da percepção sensorial dos voluntários e ii) tarefa de discriminação tátil e coleta da atividade cortical. O primeiro protocolo foi baseado no procedimento apresentado em Costa et al. (2022) e realizado somente em voluntários com amputação, visando confrontar os resultados encontrados no presente estudo com os achados descritos em Costa et al. (2022) (COSTA, 2020; DA COSTA et al., 2022). Além disso, esse primeiro protocolo foi fundamental para validar a seleção das frequências de estimulação e da amplitude de corrente a serem utilizadas no segundo protocolo. Por sua vez, o segundo protocolo foi realizado em voluntários com e sem amputação, contrastando-se os achados de cada grupo. Em ambos os protocolos foi inicialmente realizada a verificação do limiar de sensação (momento a partir do qual o estímulo é percebido) e o limiar de dor (sensação de estímulo forte e levemente incômodo, porém sem causar dor).

Todos os protocolos experimentais foram realizados em uma sala silenciosa com o mínimo de aparelhos eletrônicos conectados à rede, visando reduzir a interferência de ruídos do ambiente.

Para a geração dos estímulos retangulares monofásicos, empregou-se o equipamento Neuropack S1 (Nihon Kohden Co., Tokyo, Japan), onde foi utilizado um canal com tensão de saída máxima de 80 volts e limitação de corrente de saída com amplitude de 100 mA. O equipamento permite ampla gama de configurações para parâmetros de eletroestimulação, porém, neste estudo, foram modulados apenas a largura de pulso, a amplitude e a frequência do estímulo de uma onda monofásica.

3.1. Eletrodos de estimulação

Para o presente estudo foram utilizados dois eletrodos confeccionados no laboratório. O primeiro consiste em um eletrodo circular de 4 cm de diâmetro contendo um círculo central e um anel externo concêntrico, conforme representado na Figura 6. O anel externo (largura de 1 cm) corresponde ao ânodo, e o círculo central (diâmetro de 1 cm) ao cátodo. As partes condutoras do eletrodo foram confeccionadas em carbono siliconado (COSTA, 2020; DA COSTA et al., 2022). Além do eletrodo de anéis concêntricos foram desenvolvidos eletrodos quadrados (1,5 cm de largura) em carbono siliconado. Assim, além da área quadrangular, os eletrodos contavam com um sistema de fixação composto por velcro para ajuste a cada voluntário.



Figura 6 - Ilustração do eletrodo de eletroestimulação utilizado nos voluntários com amputação. Fonte: Costa (2021).

3.2. Verificação do limiar de percepção e do limiar de dor

A verificação do limiar de percepção e do limiar de dor consiste na primeira etapa dos protocolos realizados. Tal análise busca determinar individualmente uma faixa de valores de amplitude de corrente segura e que permita evocar sensações não desagradáveis.

Todos os testes experimentais realizados foram conduzidos com a largura de pulso fixa em 1 ms. Para o limiar de dor, a frequência de estimulação foi ajustada em 125 Hz (maior valor analisado). Para o limiar de percepção, a frequência de estimulação foi fixada em 5 Hz no protocolo de percepção sensorial dos voluntários amputados e em 10 Hz no protocolo de discriminação tátil (ou seja, nos menores valores utilizados em cada protocolo).

Com estes parâmetros fixos, a amplitude da corrente foi variada em passos de 0,1 mA até que o voluntário relatasse: (i) estar ciente da presença de um estímulo detectável (protocolo de percepção sensorial) e (ii) ter uma sensação desconfortável e desejar

interromper a eletroestimulação (protocolo de limiar de dor) (CORDON et al., 2012; GONZALEZ et al., 2022). Essa etapa foi realizada em triplicata em cada região analisada. Nos indivíduos sem amputação, as medições foram conduzidas de maneira intercalada, ou seja, realizando uma medida em cada dedo até finalizar as três medições. Foi efetuado um intervalo de 2 minutos entre cada bloco de estimulação para evitar a adaptação do indivíduo, totalizando 3 blocos para cada teste, realizando-se, primeiramente, o protocolo do limiar sensorial.

Esta etapa foi utilizada para determinar a amplitude das correntes de forma individualizada. Além disso, também foi possível perceber, durante o protocolo de limiar de dor, se era possível evocar sensação na região referida do dedo fantasma. Se ocorresse apenas sensação evocada localmente, o eletrodo era reposicionado e o teste reiniciado.

Os dados de limiar de sensação e limiar de dor médio de cada indivíduo hígido foram utilizados para verificar o efeito da lateralidade (estímulo no dedo direito ou esquerdo) e sexo (feminino ou masculino) sobre os limiares. A técnica de ANOVA bidirecional foi utilizada para análise dos limiares de sensação e dor. Fundamentalmente busca-se averiguar se a dominância da mão e o sexo do indivíduo podem interferir na percepção dos estímulos.

3.3. Caracterização da percepção sensorial de indivíduos amputados

3.3.1. Objetivo

Este estudo teve como objetivo avaliar a utilização de estimulação elétrica transcutânea para restauração de feedback sensorial tátil em indivíduos com amputação de membro superior. Para tanto, buscou-se um protocolo psicofisiológico de verificação da distinção sensorial de estímulos com frequências de estimulação distintas, sendo esses aplicados nos dedos da mão fantasma. Busca-se explorar a distinção entre as sensações eliciadas, avaliando-se aspectos relacionados: (i) a magnitude da sensação, (ii) a percepção de variação da frequência do estímulo e (iii) o tipo de sensação (discreta ou contínua). Além disso, analisou-se como a modulação em intensidade e frequência altera a localização da sensação evocada, ou seja, como tais parâmetros permitem que maiores sensações sejam evocadas no membro fantasma dos indivíduos com relação à sensação percebida sobre o eletrodo.

3.3.2. Participantes

O grupo experimental foi formado por 3 homens com amputação de membro superior com idade média de 55 anos (43 a 66 anos). Os sujeitos reportaram sensações fantasmas sem fenômeno telescópico, além da presença eventual de dor do membro fantasma. Apesar de diferenças individuais, todos os sujeitos relataram sentir que a mão amputada permanecia tencionada e fechada na maior parte do tempo, causando desconforto. Nos três sujeitos, através de palpação e relato do indivíduo, foi possível localizar os cinco dedos fantasmas no membro residual. Mais informações acerca desse grupo experimental são visualizadas na Tabela 4.

Tabela 4 - Informações demográficas sobre os sujeitos do grupo experimental com indivíduos com amputação.

	Sujeito		Amputação			
	Gênero	Idade	Lado	Nível	Causa	Tempo (anos)
V1	Masculino	56	Direito*	Transradial	Trauma	5
V2	Masculino	66	Direito	Desarticulação de punho	Trauma	12
V3	Masculino	43	Direito	Transradial	Trauma	8

*O voluntário 1 tem amputação em todos os quatro membros. No presente estudo, os estímulos foram aplicados no coto do braço direito, que apresenta amputação transradial.

Os indivíduos selecionados se enquadravam nos critérios de inclusão previamente selecionados, a destacar: idade superior a 18 anos, ausência de históricos de doenças cardiovasculares ou neurológicas, ter tido um sono de qualidade no dia anterior da coleta e não possuir transtornos cognitivos significativos. Além disso, os sujeitos deveriam apresentar amputação de membro superior no nível transradial ou mais distal, e possuir a sensação de pelo menos um dedo fantasma.

3.3.3. Posicionamento do voluntário

Durante a realização do protocolo experimental, os sujeitos permaneceram sentados confortavelmente e foram instruídos a evitarem movimentos durante os períodos de coleta. O braço com amputação foi estendido e apoiado no apoio de braço de uma cadeira. Em seguida foi realizado o mapeamento dos dedos fantasmas na região próxima ao coto para definir o posicionamento do eletrodo sobre um dos dedos projetados. A região na qual foi posicionado o eletrodo foi previamente higienizada utilizando álcool (FORST et al., 2015; KELLER; KUHN, 2008). As regiões condutoras do eletrodo foram recobertas por uma fina camada de gel condutor para redução da impedância eletrodo-pele e para evitar acúmulo de cargas (ZHANG et al., 2015).

3.3.4. Posicionamento do eletrodo de eletroestimulação

Para o presente protocolo utilizou-se o eletrodo de anéis concêntricos. A opção por eletrodos concêntricos foi realizada, pois essa configuração limita a propagação de corrente e aumenta a localização e a capacidade de discriminação da sensação induzida (COSTA, 2020). O eletrodo foi posicionado com o centro sobre um dos dedos fantasmas mapeados na região do coto do membro amputado. O mapeamento se deu por palpação mecânica da região, buscando-se encontrar pontos nos quais os indivíduos relatavam sentir uma sensação em uma região da mão fantasma. A distribuição do mapa dos dedos projetados foi personalizada para cada sujeito amputado (CHAI et al., 2013; D'ANNA et al., 2017; ZHANG et al., 2022). O ponto de maior sensibilidade do dedo que evocou as sensações mais fortes foi determinado como o local de estimulação para cada indivíduo (ZHANG et al., 2022).

3.3.5. Procedimento experimental

A definição dos limiares de amplitude da corrente associados à percepção do estímulo eletrocutâneo e o limiar de dor de cada indivíduo foi realizada de modo similar ao descrito no item 3.1. Assim, após a localização do dedo alvo, realizaram-se três medidas do limiar de sensação (com a frequência de estimulação em 5 Hz) com intervalos de 2 minutos entre cada medida. Logo após, foi executado o protocolo de limiar de dor (frequência fixa em 125 Hz), também através de três medidas com intervalos entre elas. Com base nos dados coletados, foram definidas as amplitudes da corrente de estimulação para o indivíduo, sendo essas: (i) 50% acima do limiar de sensação, (ii) a média entre 50% acima do limiar de sensação e 80% do limiar de dor e (iii) 80% do limiar de dor.

Após a determinação da amplitude dos estímulos, o protocolo experimental foi composto por três blocos, com duas etapas cada, sendo estas diferenciadas por uma variação da frequência em modo crescente (etapa 1) sucedida por uma variação decrescente (etapa 2). Para cada bloco, a largura de pulso da corrente de estimulação foi fixada em 1 ms e as frequências dos pulsos foram de: 5; 10; 11,1; 12,5; 14,3; 16,7; 20; 25; 33,3; 50; 100; 111,1 e 125 Hz (COSTA, 2020; DA COSTA et al., 2022). Cada pacote de estímulos numa dada frequência foi aplicado por 3 segundos, com 7 segundos de intervalo entre os estímulos, visando minimizar possíveis adaptações sensoriais das sensações dos voluntários. Buscando verificar o efeito na percepção sensorial de aumentos e decréscimos subsequentes na frequência de estimulação, cada bloco foi realizado aplicando-se as frequências de forma

incremental (etapa 1) e decremental (etapa 2), totalizando 25 estímulos (COSTA, 2020; DA COSTA et al., 2022).

Assim, dentro de um bloco, a amplitude da corrente era mantida fixa e a frequência de estimulação variava entre o valor mais baixo (5 Hz) até o valor mais alto (125 Hz) e, em seguida, decrescida até o menor valor. Um intervalo de 5 minutos entre cada bloco foi utilizado para minimizar acomodação da sensação. Cada bloco iniciava com a apresentação de um único estímulo com a amplitude de corrente ao mesmo e frequência de 125 Hz. A sensação evocada por esse estímulo deveria ser considerada como a intensidade máxima para comparação das sensações evocadas ao longo do bloco (primeira questão do protocolo psicofisiológico detalhado a seguir) (COSTA, 2020; DA COSTA et al., 2022). A Figura 7 apresenta uma visão geral do protocolo experimental realizado.

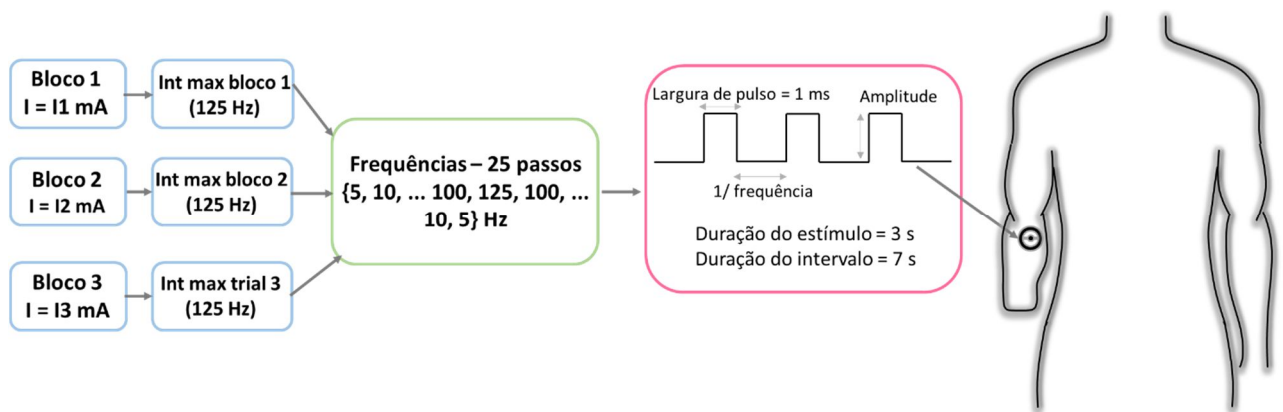


Figura 7 - Diagrama resumido do protocolo experimental de percepção sensorial. Para cada bloco, uma amplitude de corrente foi definida a partir do limiar de sensação e/ou limiar de dor. No início de cada bloco, o estímulo de intensidade máxima foi apresentado na frequência de 125 Hz.

A análise psicofisiológica de percepção sensorial acerca das variações de frequência e amplitude foi realizada através da avaliação das sensações evocadas por cada frequência de cada bloco. Os voluntários foram informados de que, ao longo das sessões, alguns parâmetros dos estímulos poderiam mudar, e que após cada estímulo eles teriam que responder a três perguntas:

- i) Qual foi a intensidade da sensação percebida em uma escala de 0 a 10? (onde 0 significa nenhuma sensação e 10 está associado ao estímulo de 125 Hz, que é apresentado no início do primeiro bloco de estimulação),
- ii) A sensação pareceu mais discreta ou contínua? (foram percebidos pulsos de estimulação distintos), e

- iii) Houve alguma alteração na frequência do último estímulo em relação ao anterior (aumentou, diminuiu ou permaneceu a mesma)? (COSTA, 2020; DA COSTA et al., 2022).

Além disso, os voluntários foram solicitados a relatar se a sensação era mais local ou se era capaz de atingir o dedo fantasma alvo (D'ANNA et al., 2017). Ressalta-se que o voluntário não foi informado sobre a ordem dos estímulos e nem sobre quais seriam as alterações realizadas na estimulação. A **Erro! Fonte de referência não encontrada.** apresenta o descritivo do protocolo de caracterização da percepção sensorial adotado.

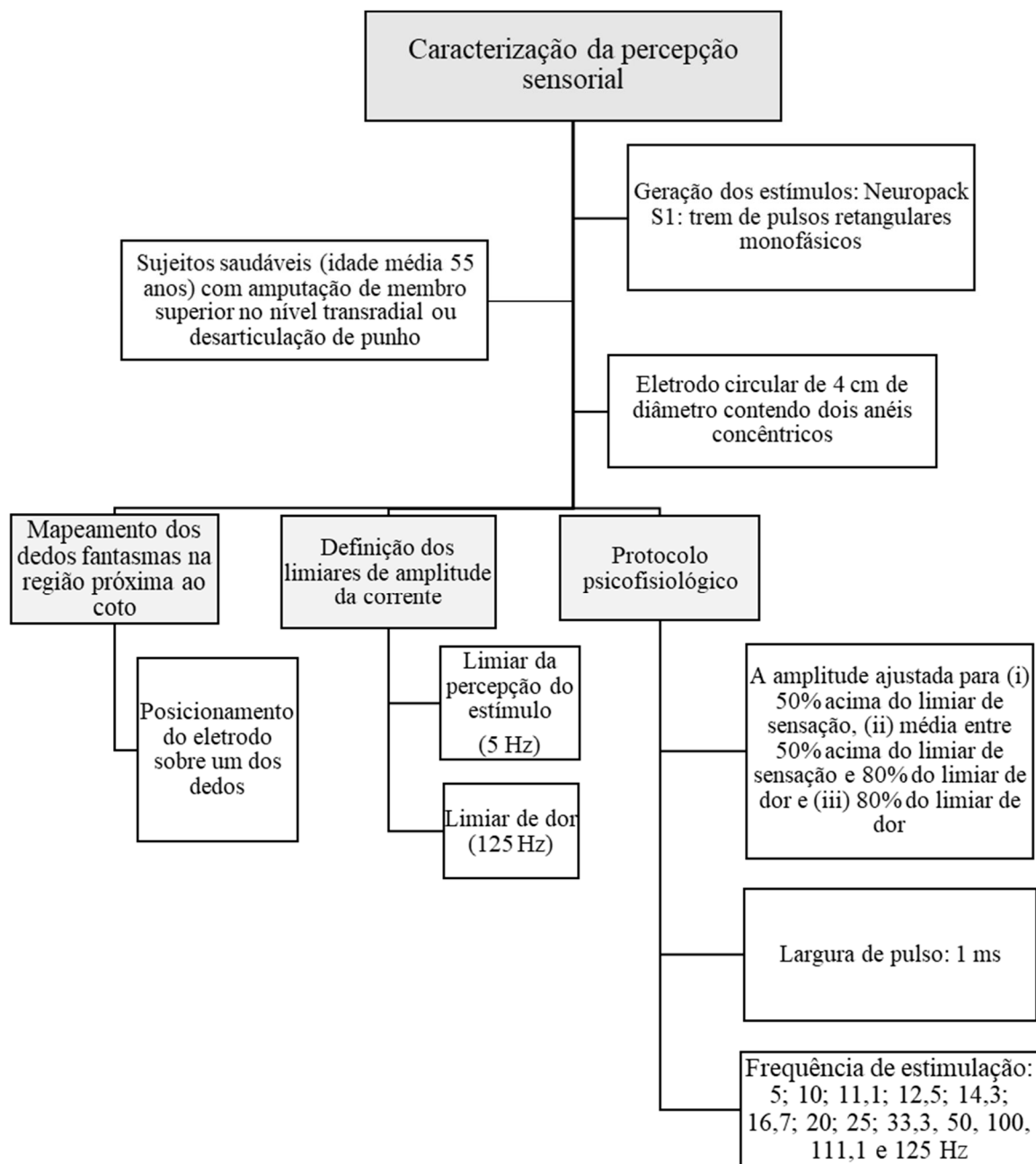


Figura 8 - Descritivo das etapas e das condições adotadas no protocolo de caracterização da percepção sensorial de indivíduos com amputação de membro superior.

3.3.6. Análise dos dados

A partir da metodologia descrita, os dados de percepção sensorial coletados consistem em: intensidade de percepção de cada frequência (das etapas incremental e decremental) em relação ao estímulo de tentativa máxima; percepção de mudança na frequência do estímulo de cada frequência em relação ao estímulo anterior; e tipo de sensação evocada (discreta ou contínua).

Para a análise da intensidade percebida, inicialmente foram avaliadas as curvas resultantes dos processos incremental e decremental de cada bloco para cada sujeito. A partir dessas, estimou-se a correlação entre as respostas individuais, assim como foram calculadas a média e o desvio padrão para cada tentativa experimental. A partir da resposta média dos três indivíduos, realizou-se uma regressão não linear para buscar a curva logarítmica que melhor descreve a relação existente entre a intensidade percebida e a frequência de estimulação para cada condição experimental (fase e bloco). Tal relação matemática busca não somente descrever o comportamento da percepção dos voluntários, como também fornecer um modelo que possa ser utilizado para estimar a percepção de outras frequências ou mesmo de outros indivíduos (apesar das restrições impostas pelas variações individuais).

Além da percepção de intensidade, analisou-se a percepção de alteração de frequência através do erro estimado para cada fase e bloco experimental, tal como apresentado na equação 1. Considerou-se o erro de cada alteração de frequência, assim como o erro médio para as fases de cada bloco experimental. Por fim, o limiar contínuo e o limiar discreto, para cada voluntário e tentativa, foram definidos como a primeira frequência relatada como contínua durante a fase incremental e a primeira frequência relatada como discreta durante a fase decremental, respectivamente.

$$e = \begin{cases} 0, & \text{se percepção de aumento durante a fase incremental e} \\ & \text{percepção de redução durante a fase decremental} \\ 1, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (01)$$

3.4. Tarefa de discriminação tátil com análise de dinâmicas corticais

3.4.1. Objetivo

O objetivo desses experimentos foi realizar uma investigação quali-quantitativa acerca das sensações evocadas por estímulos eletrotáteis visando-se a aplicação desses em sistemas de feedback sensorial para usuários de próteses de membro superior. Dessa forma, o estudo buscou compreender a capacidade de frequências de estimulação distintas de evocar sensações táteis em indivíduos com e sem amputação. Para tanto, foram exploradas as impressões individuais de cada sujeito (com e sem amputação) acerca das sensações eliciadas, assim como a atividade cortical associada aos diferentes estímulos apresentados.

3.4.2. Participantes

O grupo experimental foi composto por 20 sujeitos adultos saudáveis com idade média de 23,3 (variando de 20 anos a 32 anos), sendo 60% do sexo masculino. Os sujeitos pertencentes a este grupo amostral eram discentes dos cursos de graduação e pós-graduação na Universidade Federal de Uberlândia, sendo, todos destros e portadores de visão normal ou corrigida. Nenhum indivíduo apresentou IMC indicativo de obesidade ou subpeso. A seleção dos participantes deu-se conforme os seguintes pré-requisitos: idade superior a 18 anos, ausência de históricos de doenças cardiovasculares ou neurológicas, ter tido um sono de qualidade no dia anterior da coleta e não possuir transtornos cognitivos significativos. Além disso, um segundo grupo amostral foi formado pelos indivíduos com amputação descritos na sessão 3.2.2.

3.4.3. Aquisição dos sinais

Para as coletas experimentais foi utilizado o eletroencefalógrafo BE Plus LTM 64/128 canais da EBNeuro, em conjunto com a touca MCSCAP 10-20 com anéis de fixação para os eletrodos de Ag/AgCl para aquisição, condicionamento e digitalização dos sinais. A touca utilizada foi atualizada para a realização de coletas com 60 eletrodos seguindo o padrão 10-10. Definiu-se para o EEG um filtro notch em 60 Hz, uma frequência de amostragem de 1024 Hz, além de um filtro passa-faixa com frequências de corte de 0,05 e 250 Hz. A impedância entre o couro cabeludo e o eletrodo foi mantida abaixo de 5 k Ω para todos os sujeitos.

Os eletrodos foram colocados segundo o Sistema Internacional 10-10, tal como apresentado na Figura 9. Dessa forma, o posicionamento dos eletrodos baseou-se em medidas específicas de 10% feitas a partir de pontos de referência do crânio. Assim, foram utilizados os eletrodos de Ag/AgCl nas seguintes posições: AF7, AF3, FP1, FP2, AF4, AF8, F7, F5, F3, F1, F2, F4, F6, F8, FT7, FC5, FC3, FC1, FC2, FC4, FC6, FT8, T3, C5, C3, C1, C2, C4, C6, T4, TP7, CP5, CP3, CP1, CP2, CP4, CP6, TP8, T5, P5, P3, P1, P2, P4, P6, T6, FPZ, PO7, PO3, O1, O2, PO4, PO8, OZ, FPZ, FZ, FCZ, CZ, CPZ, PZ e POZ. Para a distribuição uniforme dos eletrodos com maior facilidade esses foram fixados com auxílio da touca MCSCAP 10-20 adaptada. Além disso, foram posicionados os canais de referência no lóbulo de cada orelha e o canal terra na testa do indivíduo.

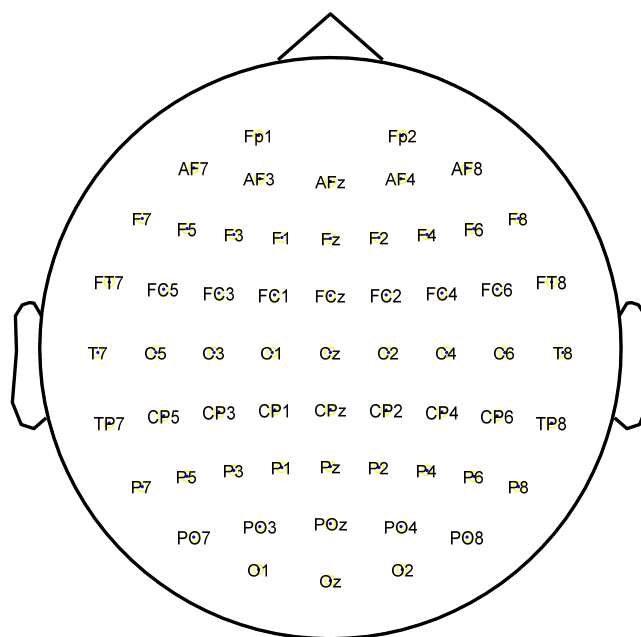


Figura 9- Posicionamento dos eletrodos no sistema 10-10 adaptado a 60 eletrodos.

3.4.4. Posicionamento do voluntário

De maneira similar ao protocolo anterior, durante a realização do protocolo experimental, os sujeitos foram dispostos confortavelmente em uma posição ergonômica de maneira a permanecerem os mais estáveis possíveis durante os períodos de coleta. Os sujeitos foram instruídos a não se movimentarem, mantendo os olhos fechados e sem movimentação ocular durante os testes e gravações com eletroencefalografia. Durante o período de intervalo os voluntários podiam se movimentar livremente, desde que não comprometesse o posicionamento dos eletrodos.

3.4.5. Posicionamento do eletrodo de eletroestimulação

Para a coleta com os voluntários sem amputação foram utilizados os eletrodos quadrados. Portanto, foram dispostos dois eletrodos, com o auxílio de gel condutor (ZHANG et al., 2015), nos dedos indicadores das mãos, onde na falange medial tem-se o eletrodo considerado cátodo, e na falange distal, o eletrodo considerado ânodo, tal como apresentado na Figura 10. A escolha da região a ser estimulada se deu pela grande quantidade de aferentes cutâneos que podem ser ativados, o que aumenta a capacidade de discriminar a sensação induzida. Por fim, a região dos dedos foi previamente limpa com álcool para reduzir a impedância da pele (FORST et al., 2015; KELLER; KUHN, 2008).

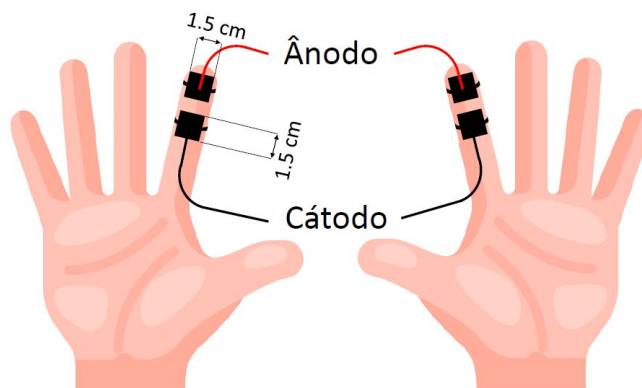


Figura 10 -Posicionamento dos eletrodos de eletroestimulação no dedo indicador. O eletrodo ânodo foi posicionado na falange distal do dedo e o cátodo na falange medial.

Para os indivíduos amputados utilizou-se o mesmo eletrodo circular descrito na sessão 3.2.3. Portanto, de maneira similar ao descrito anteriormente, a região do coto foi limpa com álcool (FORST et al., 2015; KELLER; KUHN, 2008) e realizou-se o mapeamento do ponto de maior sensibilidade de um dos dedos. Assim, o eletrodo foi posicionado com o centro sobre esse ponto do membro fantasma, após a aplicação da fina camada de gel condutor (ZHANG et al., 2015).

3.4.6. Procedimento experimental

A coleta experimental foi dividida em duas etapas. A primeira etapa consistiu em definir os limiares de amplitude da corrente associados à percepção dos estímulos eletrocutâneos e o limiar de dor de cada indivíduo. Foi utilizada uma frequência de 10 Hz para o limiar de sensação e 125 Hz para o limiar de dor. Durante as definições destes limiares, não foi realizada a coleta do sinal eletroencefalográfico (EEG), uma vez que esse protocolo foi utilizado apenas para a definição da amplitude do estímulo. Ressalta-se que os resultados obtidos nesta etapa foram utilizados na etapa seguinte.

A segunda etapa da coleta consistiu no protocolo experimental propriamente dito, sendo composto por 15 blocos de estimulação. Cada bloco era composto por pelo menos 10 estímulos com a duração de 1 s de estímulo e 4 s de intervalo. Os estímulos possuíam largura de pulso de 1 ms e a amplitude foi considerada como 80% do valor do limiar de dor encontrado no procedimento anterior. Assim como será discutido em maior detalhe nos resultados, a amplitude de 80% do limiar de dor foi capaz de evocar sensações referida no membro fantasma dos voluntários amputados para todas as frequências verificadas no protocolo de percepção sensorial.

As frequências utilizadas para este estudo foram 10, 25, 50, 100 e 125 Hz, sendo apresentadas de maneira aleatória ao sujeito, ou seja, para cada frequência foram realizados 5 blocos de estimulação. Tais frequências foram selecionadas a partir dos dados obtidos da análise de percepção sensorial dos voluntários amputados (apresentados a seguir neste trabalho) e dos resultados encontrados por Costa et al. (2022). Dessa forma, espera-se que as frequências de 10 e 25 Hz sejam percebidas como discretas, enquanto as frequências de 100 e 125 Hz sejam percebidas como contínuas. A frequência de 50 Hz, possivelmente, terá uma maior variação entre discreto ou contínuo de acordo com cada voluntário. A cada bloco de estimulação (pelo menos 10 tentativas de estímulos), o sujeito passou por uma etapa de descrição da qualidade da percepção de sensação, descansando por 1 a 2 minutos. A Figura 11 explicita das etapas e das condições adotadas no protocolo de discriminação tátil baseada em eletroencefalografia.

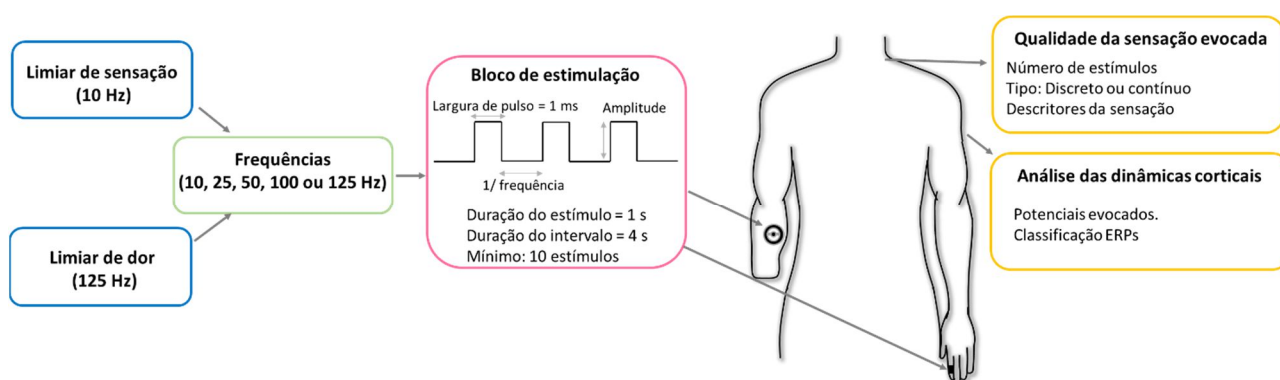


Figura 11 - Diagrama resumido do protocolo experimental de discriminação tátil. No início da coleta era realizada a estimativa dos limiares de sensação e dor. Considerando uma amplitude de corrente de 80% do limiar de dor, cada bloco consistia na apresentação de pelo menos 10 estímulos (1 s de duração e 4 s de intervalo entre eles) de cada frequência. Ao final, o voluntário respondia perguntas acerca da qualidade da percepção sensorial. Ao longo da coleta, a atividade cortical era registrada com eletroencefalografia.

A qualidade das sensações evocadas foi analisada utilizando dois critérios: (i) descritores para diferentes sensações baseado no trabalho de Graczyk et al. (2022); e (ii) percepção de discreto e contínuo. Para tanto, 29 sensações foram selecionadas e traduzidas do trabalho de Graczyk et al. (2022) e apresentadas para os voluntários em uma ordem aleatória a cada bloco de estímulos. Os descritores podem ser visualizados na Tabela 5. Assim, a cada bloco o indivíduo podia selecionar as sensações que julgava melhor descrever a sensação evocada, atentando-se para utilizar palavras semelhantes para estímulos semelhantes e palavras diferentes para estímulos distintos. Para a visualização das palavras a serem

selecionadas desenvolveu-se uma interface gráfica no Matlab, a qual apresentava a lista de palavras em sequência alternada a cada bloco. Assim, a cada bloco o participante deveria ler as palavras apresentadas na tela e selecionar as que melhor categorizavam a sensação percebida. O descritivo do protocolo experimental das tarefas de discriminação tátil é apresentado na Figura 12.

Tabela 5 - Descritores utilizados para a qualificação da sensação evocada pelos estímulos gerados com TENS.

Lista de descritores para a qualidade da percepção evocada			
Formigamento	Pinicar	Choque elétrico	Choque mecânico
Cortante	Agulhamento	Pressão	Toque
Cãibras	Espremendo/apertando	Vibração	Buzzer/vibração de celular
Pulsando	Chocalhar	Batidinhas	Movimento
Tremores	Contração	Tensionar/tracionar	Alfinetada
Puxando	Picada	Coceira	Latejando
Pancada	Dolorido	Beliscões	Efervescente
Cócegas	Puxando		

3.4.7. Processamento dos dados qualitativos

Os dados qualitativos da pesquisa compreendem informações sobre o tipo de sensação (discreta ou contínua) e os descritores utilizados para definir as percepções sentidas para cada bloco de estímulos. O tipo de sensação evocada por cada estímulo eletrotátil foi verificada a nível individual e a nível global, para os sujeitos hígidos. Para determinar se a frequência foi percebida como discreta ou contínua, considerou-se o voto majoritário, isto é, escolheu-se a resposta que apresentou a maior repetição de seleção. A análise do tipo de sensação foi realizada considerando as respostas obtidas para os estímulos apresentados no dedo direito e esquerdo de maneira individualizada.

Por sua vez, o estudo dos descritores utilizados para categorizar as percepções sensoriais partiu-se da investigação das respostas provenientes dos estímulos do dedo esquerdo e direito separadas, mas culminou na análise dos dados agregados. Para descrever as sensações táteis evocadas eletricamente no nervo somatosensorial, os participantes selecionaram no rol de palavras apresentado, as sensações táteis observadas para as diferentes condições de frequência aplicada. Assim, buscou-se verificar a correlação global entre os próprios descritores, através da correlação de Spearman, assim como a correlação existente entre as frequências de estimulação a partir dos descritores utilizados para cada uma.

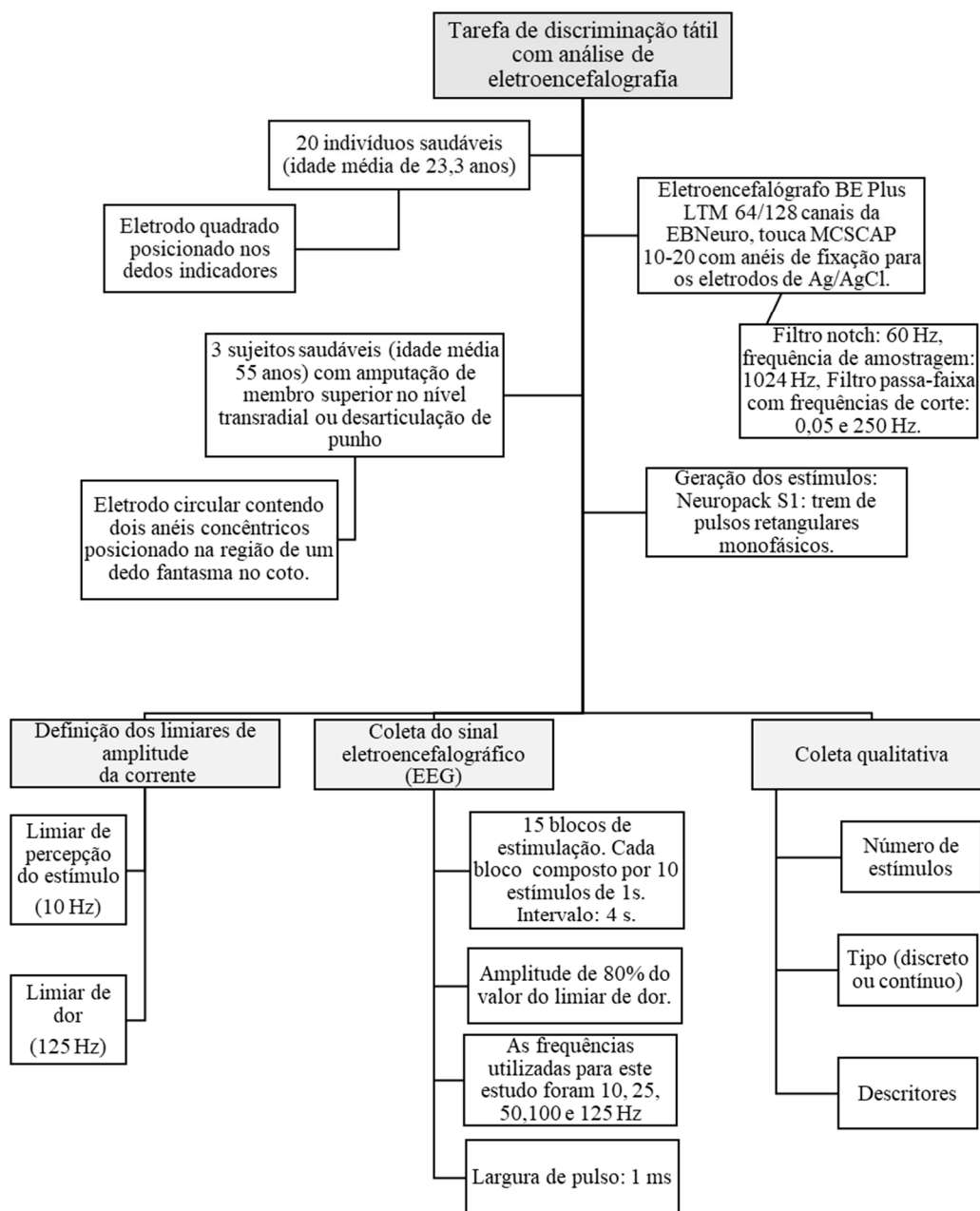


Figura 12 - Descritivo das etapas e das condições adotadas no protocolo de discriminação tátil e análise dos sinais EEG de voluntários com e sem amputação.

Por fim, partindo-se da premissa de que indivíduos distintos possam ter utilizado palavras diferentes para descrever as mesmas sensações, realizou-se a Análise de Componentes Principais (PCA), a qual foi utilizada com o intuito de resumir em poucas e importantes dimensões a maior parte da variabilidade da matriz. A ideia da análise de PCA é encontrar um pequeno número de combinações de variáveis lineares (variáveis latentes) de modo a captar a maior parte da variação do conjunto de dados e reduzir os descritores redundantes, ou seja, os altamente correlacionados. Em casos onde há grande quantidade de

variáveis, considerar um reduzido número de combinações dos dados originais em vez do conjunto de dados inteiro pode facilitar a análise (BRAGANÇA, 2014)

Ressalta-se que o PCA se baseia em uma tabela de dados na qual as observações são descritas por várias variáveis dependentes quantitativas intercorrelacionadas. Objetiva-se com essa ferramenta extrair as informações importantes da tabela, representá-la como um conjunto de novas variáveis ortogonais denominadas componentes principais e exibir, na forma de pontos em um mapa, o padrão de similaridade das observações e das variáveis (ABDI; WILLIAMS, 2010). No presente estudo a tabela de entrada do PCA consistia em uma matriz de 200 x 29, na qual cada linha representava a resposta média de um sujeito para uma determinada frequência (cada sujeito possuía dez linhas, uma para cada frequência de cada lado).

Destacam-se como propriedades dos componentes principais: cada componente principal é uma combinação linear de todas as variáveis originais, são independentes entre si e estimados com o propósito de reter, em ordem de estimação, o máximo de informação, em termos da variação total contida nos dados (HONGYU, 2015). Matematicamente, o PCA se baseia na resolução de um problema de autovalor/autovetor (JOLLIFFE; CADIMA, 2016). Hongyu (2015) acrescenta que a PCA tem como principais vantagens: retirar a multicolinearidade das variáveis, pois permite transformar um conjunto de variáveis originais intercorrelacionadas em um novo conjunto de variáveis não correlacionadas (componentes principais). O número de componentes principais torna-se então o número de variáveis consideradas na análise, mas geralmente as primeiras componentes são as mais importantes, já que explicam a maior parte da variação total.

3.4.8. Processamento sinais EEG

O processamento dos dados foi conduzido utilizando a plataforma MATLAB, conjuntamente com as *toolbox* EEGLab (DELORME; MAKEIG, 2004) e Fieldtrip (OOSTENVELD et al., 2011). Assim, os dados de EEG foram filtrados com um filtro de tendência linear, além de um filtro digital passa-banda butterworth de atraso de fase zero de 0,5 Hz (quarta ordem) a 20 Hz (sexta ordem) com o intuito de retirar/reduzir os artefatos (movimentos musculares, movimentos oculares ou de artefatos da rede) que se juntam ao sinal final (FATOURECHI et al., 2007; WIDMANN; SCHRÖGER; MAESS, 2015). Todos os canais tiveram suas épocas extraídas 200 ms antes do início do estímulo até 1000 ms após o início do estímulo. A linha de base foi corrigida subtraindo-se a amplitude média do sinal pré-estímulo (WOODMAN, 2010).

Visando realizar um processo complementar mais robusto de filtragem do sinal, as épocas foram filtradas utilizando um método automático de separação de fontes baseado na Análise de Componentes Independentes (ICA). ICA é um dos métodos mais adotados para exclusão de sinais de fontes não cerebrais (tal como movimento ocular e muscular, frequência cardíaca e ruído da rede) (DE FREITAS et al., 2020; JIANG; BIAN; TIAN, 2019) por permitir o isolamento de fontes estatisticamente independentes como combinações lineares do sinal EEG original (DE FREITAS et al., 2020). Assim, foi utilizado um filtro baseado no algoritmo InfoMax para implementação do ICA, com exclusão automática dos componentes ruidosos através do software SASICA (CHAUMON; BISHOP; BUSCH, 2015), habilitado com os métodos ADJUST (MOGNON et al., 2011), auto correlação e detecção de componentes focais, tal como atividade muscular. O método ADJUST utiliza algoritmos de detecção para classificar os componentes em cinco categorias distintas a partir da combinação de características espaciais e temporais (MOGNON et al., 2011). Por fim, um limite máximo de $\pm 50 \mu\text{V}$ foi usado para autenticar as épocas.

Após esses procedimentos, realizou-se a seleção de um grupo de 50 épocas válidas de cada estímulo apresentado em cada dedo do indivíduo. A partir desse grupo de épocas, realizou-se a promediação e extração das características do sinal, tal como amplitude e latência dos componentes P100, N100, P200, N200 e P300. Os ERPs foram analisados considerando a promediação das épocas de cada sujeito, e também a partir da resposta média geral (análise global) de cada grupo experimental. As janelas temporais para extração dos componentes P100, N100, P200, N200 e P300 foram de 50 a 150 ms, 90 a 200 ms, 100 a 250 ms, 180 a 300 ms e 200 a 400 ms, respectivamente. Para os voluntários com amputação considerou-se a janela do P300 variando de 200 a 450 ms visando considerar o potencial de maior latência apresentado por um deles.

Os dados da promediação das épocas dos voluntários hígidos foram utilizados para verificar o efeito da frequência de estimulação e lateralidade nos ERPs em estudo. Assim, utilizou-se a amplitude de pico nas janelas específicas dos ERPs, visando a aplicação de uma métrica independente da precisão da janela de análise (LUCK; GASPELIN, 2017). Assim, utilizou-se uma ANOVA bidirecional, devido à sua robustez e replicabilidade, para verificar o efeito da frequência da estimulação e lado de apresentação do estímulo na variável dependente, que consistiu na amplitude do ERP em estudo (LUCK, 2014). Uma vez que foram realizadas cinco comparações com ANOVA (uma para cada deflexão do EEG em análise), utilizou-se a correção de Bonferroni para ajustar o valor do alfa final para 0,01.

Além disso, uma Máquina de Vetores de Suporte (SVM, do inglês Support Vector Machine) com uma abordagem um-contra-um e kernel linear foi utilizada para avaliar a capacidade de discriminação das respostas corticais oriundas de estímulos eletrotáteis com frequências de estimulação distintas. Espera-se que uma maior precisão de classificação indique não apenas a capacidade de um modelo artificial em distinguir as diferentes frequências de estimulação em cada dedo, mas que também ofereça indicativos sobre qual ERP é a melhor métrica quantitativa para a análise das sensações percebidas.

Para tanto, o sinal de entrada do SVM foi gerado a partir da média de um grupo variado de épocas, buscando-se avaliar a quantidade mínima de épocas promediada para um bom treinamento e classificação da SVM. Realizou-se a média das épocas de cada pacote com um passo de uma época de um grupo para o seguinte. Os atributos consistiram na amplitude e latência P300, N200 ou P300 dos 60 eletrodos. Uma validação cruzada de 4 vezes foi realizada para treinar e testar o classificador. A classificação foi realizada considerando-se a resposta individual de cada voluntário em cada dedo, bem como a resposta global média. Além disso, visando a validação de uma metodologia de avaliação de respostas corticais para sistemas de feedback tátil, buscou-se selecionar os melhores eletrodos para a classificação de tais dinâmicas, assim como detalhado na próxima sessão. A Figura 13 apresenta o fluxograma das etapas do processamento dos dados de EEG.

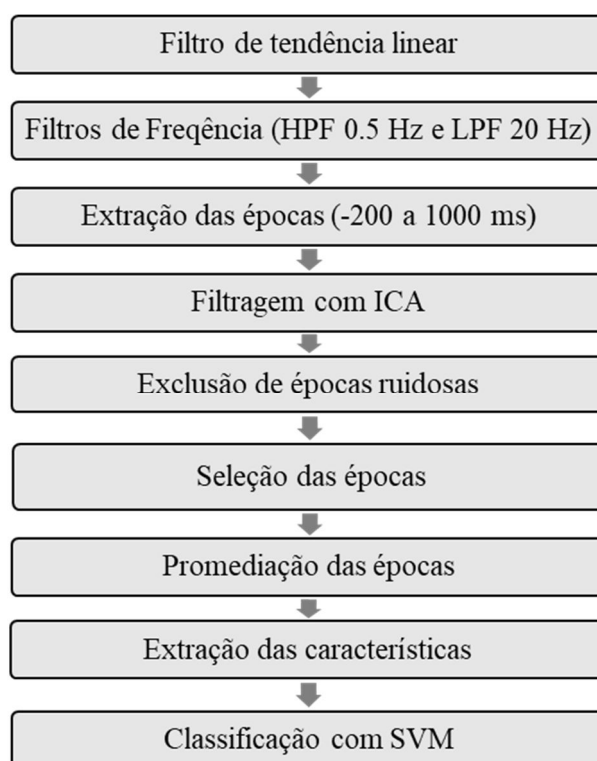


Figura 13 – Diagrama com a sequência de processamento dos sinais EEG.

3.4.9. Seleção de eletrodos por Algoritmo Genético

Sabe-se que a busca pelos canais de análise de EEG é um processo árduo e dependente da tarefa/aplicação, sendo amplamente beneficiado por métodos automatizados (KEE; PONNAMBALAM; LOO, 2015). O presente estudo busca utilizar um Algoritmo Genético (AG) para seleção de eletrodos visando a classificação das respostas corticais provenientes de estimulação TENS para sistemas de feedback sensorial. Os AG imitam a evolução darwiniana e utilizam operadores inspirados biologicamente para resolver problemas complexos (MOCTEZUMA; MOLINAS, 2020), tal como a seleção de canais de EEG (ALBASRI; ABDALI-MOHAMMADI; FATHI, 2019; HASAN; RAMLI; AHMAD, 2014; KEE et al., 2012; KEE; PONNAMBALAM; LOO, 2015; MOCTEZUMA; MOLINAS, 2020). Assim, essa seleção visa não somente a redução da complexidade computacional e do tempo de processamento (ALOTAIBY et al., 2015; IDOWU et al., 2021), como também remover fontes de artefatos e de informações redundantes (KEE; PONNAMBALAM; LOO, 2015) e selecionar áreas corticais de maior interesse. Além disso, a boa performance de sistemas com um menor número de eletrodos pode possibilitar a construção de sistemas mais confortáveis para o usuário (ALBASRI; ABDALI-MOHAMMADI; FATHI, 2019; KEE; PONNAMBALAM; LOO, 2015) e reduzir o tempo de preparação e posicionamento dos eletrodos (KEE; PONNAMBALAM; LOO, 2015).

Nesse contexto, o AG parte do princípio de uma população inicial de indivíduos que é avaliada baseada em um critério de aptidão e, considerando as operações possíveis (cruzamento e mutação), tem-se a modificação e seleção de uma nova população (TOMASSINI, 1995). Considerou-se o indivíduo como um vetor binário de 60 posições, na qual 1 simboliza a inclusão do eletrodo na análise e 0 sua eliminação. Utilizou-se como função de aptidão a avaliação do indivíduo pela validação cruzada de 4-folds do classificador SVM proposto na sessão anterior. Os atributos de entrada do classificador foram a amplitude e latência do potencial P300, após a promediação de grupos de 10 épocas, para os eletrodos indicados pelo indivíduo em análise. Para a formação da nova população, considerou-se o elitismo dos cinco melhores indivíduos, assim como a seleção pelo método torneio. Foram utilizados 30 indivíduos na população e um número de gerações igual a 100. O AG foi executado 20 vezes visando verificar um comportamento médio do sistema proposto. O esquema do sistema proposto é apresentado na Figura 14.

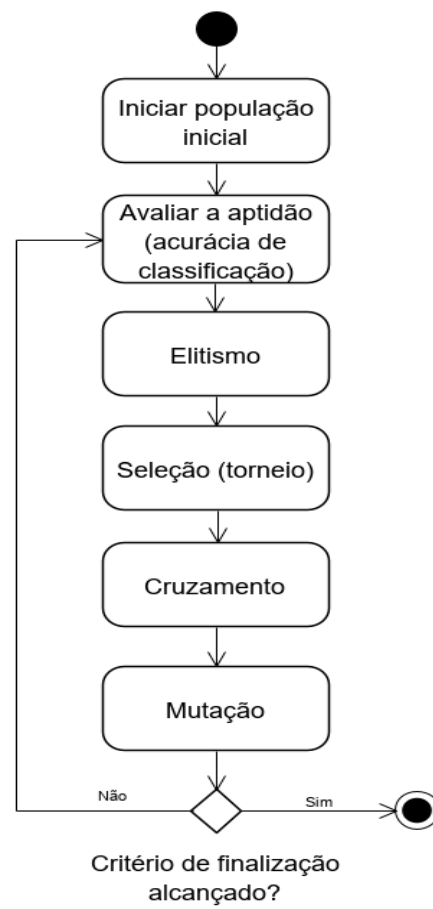


Figura 14 - Fluxograma do AG proposto para seleção de canais de EEG para classificação de respostas corticais em sistemas de feedback sensorial.

4. RESULTADOS

4.1. Caracterização da percepção sensorial de indivíduos amputados

4.1.1. Distribuição das sensações evocadas

Para cada indivíduo, os limiares médios de sensação (medido em 5 Hz) e de dor (medido em 125 Hz) podem ser vistos na Tabela 6, assim como a amplitude de corrente de cada bloco de estimulação. É possível observar um limiar de sensação próximo a 1,00 mA para todos os indivíduos, assim como um limiar máximo de dor de 5,00 mA. Além disso, verifica-se a variabilidade entre as correntes atribuídas a cada sujeito, destacando-se assim a importância de verificação dos limiares de sensação e dor de cada indivíduo buscando-se adaptar as correntes de estimulação as percepções particulares do indivíduo.

Tabela 6 - Amplitude da corrente para cada indivíduo amputado, sendo essas correspondentes ao limiar de sensação, limiar de dor e as três amplitudes de cada bloco.

Amplitude de corrente	Voluntário		
	V1	V2	V3
Limiar de sensação (mA)	0,67	0,80	1,33
Limiar de dor (mA)	5,00	2,57	3,43
I1 (mA)	1,00	1,20	2,00
I2 (mA)	2,50	1,60	2,40
I3 (mA)	3,50*	2,00	2,70

* Para o indivíduo 1 na tentativa 3, foi utilizada uma amplitude de corrente de 70% do limiar de dor, pois ele expressou um pouco de desconforto durante a apresentação do estímulo máximo no início do bloco.

Uma vez que a distribuição do mapa projetado dos dedos é diferente para cada indivíduo amputado, o posicionamento do eletrodo e a área de sensação evocada foram específicos para cada indivíduo. O eletrodo foi posicionado na área do coto de maior sensibilidade de um dos dedos do mapa fantasma. Dessa forma, a Figura 15 apresenta o local de posicionamento do eletrodo (em verde), bem como a região da sensação referida evocada no membro fantasma de cada sujeito. Destaca-se que apenas a região evocada no membro fantasma é mostrada, embora os indivíduos também tenham relatado sensação local sob o eletrodo, conforme descrito a seguir. Independente da região de sensação, todos os indivíduos relataram aumento da região da sensação com o aumento da frequência e amplitude da corrente, de forma que essa passou a atingir regiões mais distais do membro fantasma.

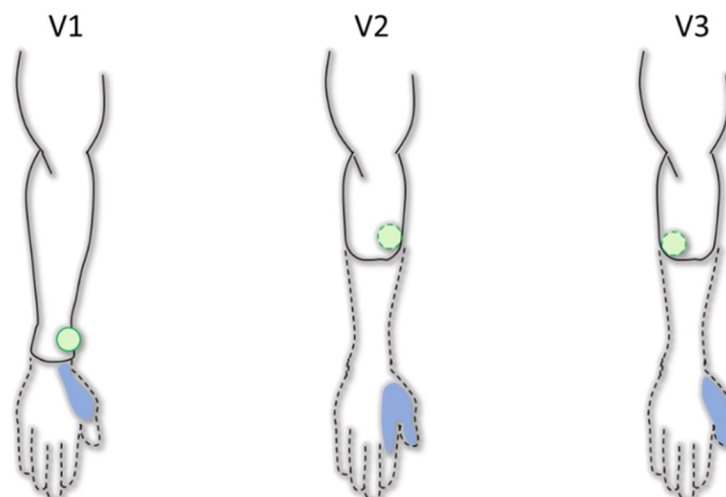


Figura 15 – Posicionamento dos eletrodos e região de sensação evocada para cada indivíduo. O braço é representado em sua face externa. A borda do eletrodo (verde) representa se ele está posicionado no lado externo (borda sólida) ou interno (borda pontilhada) do braço. A região azul simboliza a área principal de sensação referida evocada no dedo do membro fantasma.

Como esperado, os sujeitos amputados relataram uma sensação local sob o eletrodo estimulador além da sensação referida no dedo alvo (D'ANNA et al., 2017), conforme detalhado na Tabela 7. A sensação local foi percebida em todos os blocos, no entanto, a sensação referida mudou de acordo com a frequência e amplitude do estímulo. O voluntário 3 não foi capaz de perceber sensações claras com os estímulos apresentados no bloco 1 e 2 por motivos que serão debatidos na sessão de discussão. Enquanto isso, os voluntários 1 e 2 relataram somente sensação *in loco* para todas as frequências do bloco 1. Esses mesmos voluntários relataram sentir sensações evocadas no dedo fantasma em diferentes graus de acordo com a frequência do bloco 2. Neste bloco, a frequência da primeira evocação das sensações do dedo fantasma variou para esses dois voluntários, mas ambos relataram um aumento na sensação com o aumento da frequência. Por fim, no terceiro bloco, todos os voluntários descreveram a presença de sensação referida para todas as frequências.

Tabela 7 – Localização da sensação (local ou referida no dedo) para cada indivíduo e cada bloco. A primeira frequência relacionada à evocação de sensação no dedo fantasma está apresentada entre parênteses.

Bloco	V1	V2	V3
Bloco 1	Local	Local	Não sentiu
Bloco 2	Dedo (11,11 Hz)	Dedo (25 Hz)	Não sentiu
Bloco 3	Dedo (5 Hz)	Dedo (5 Hz)	Dedo (5 Hz)

4.1.2. Percepção sensorial de intensidade de acordo com as mudanças na frequência de estimulação

Para cada frequência, durante as fases incremental e decremental de cada bloco, os indivíduos foram solicitados a quantificar uma nota de 0 a 10 para a sensação evocada com relação a sensação máxima apresentada no início do bloco (na frequência de 125 Hz). Dessa forma, as Figuras 16, 17 e 18 apresentam as curvas individuais normalizadas de percepção de intensidade para as fases incremental e decremental, durante os blocos 1, 2 e 3, respectivamente. Para as frequências do bloco 1, apresentadas na Figura 16, verifica-se a curva dos indivíduos 1 e 2, uma vez que o voluntário 3 não conseguiu sentir os estímulos com clareza. Portanto, é possível verificar uma grande diferença entre as percepções do voluntário 1 e 2. Em especial, destaca-se que o voluntário 1 não foi capaz de perceber diferença na intensidade dos estímulos a partir de 20 Hz, em ambas as fases, para o bloco 1.

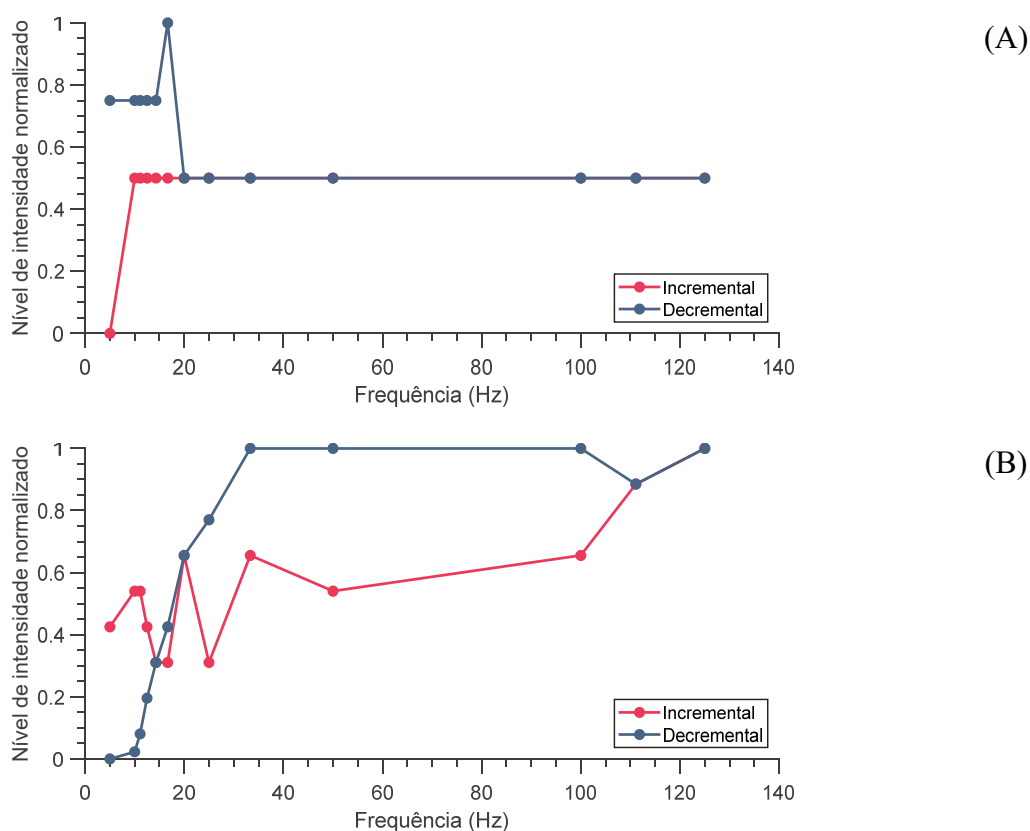


Figura 16 – Níveis de intensidade de percepção sensorial para cada frequência do bloco 1 para (A) voluntário 1 e (B) voluntário 2.

De maneira similar, para o bloco 2, a Figura 17 apresenta os dados de percepção de intensidade dos voluntários 1 e 2, uma vez que o voluntário 3 também não apresentou percepções nítidas dos estímulos. Para esse bloco já é possível verificar uma maior

similaridade entre as respostas dos indivíduos, sobretudo devido ao comportamento da fase decremental. Além disso, é possível verificar que o voluntário 2, durante a fase decremental, não foi capaz de perceber alterações de intensidade dos estímulos de 111,1 Hz até 25 Hz. Além disso, curiosamente, esse voluntário não atribuiu a nota máxima ao estímulo de 125 Hz.

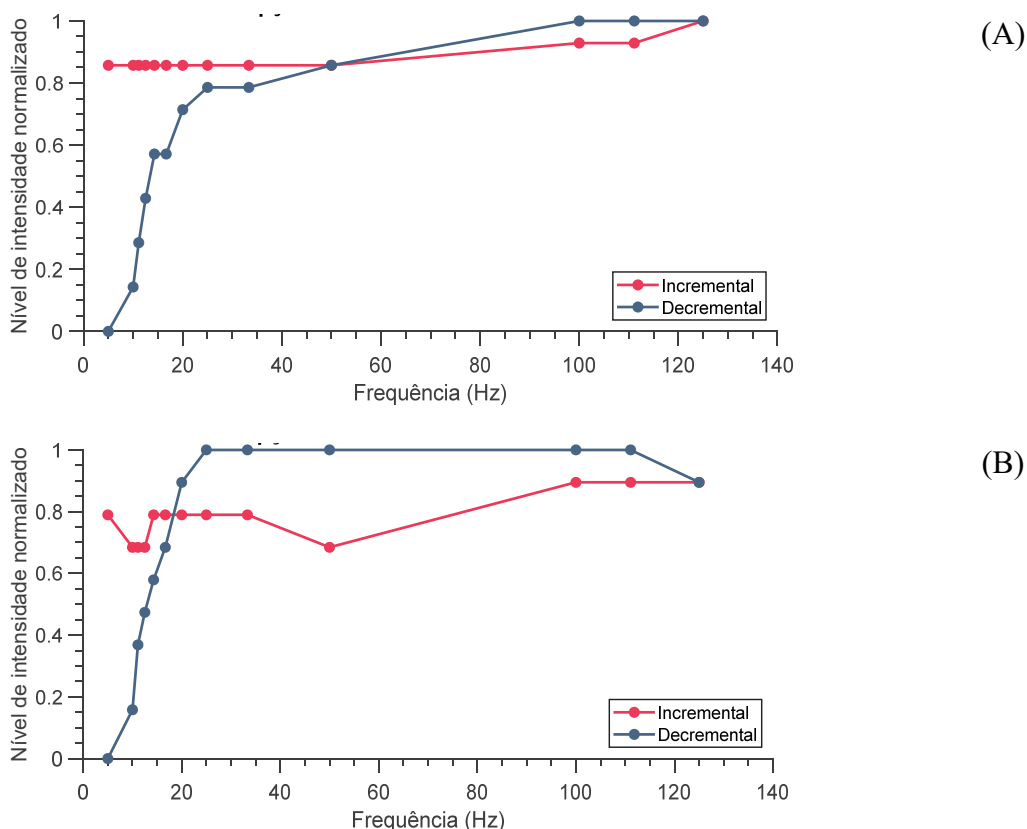
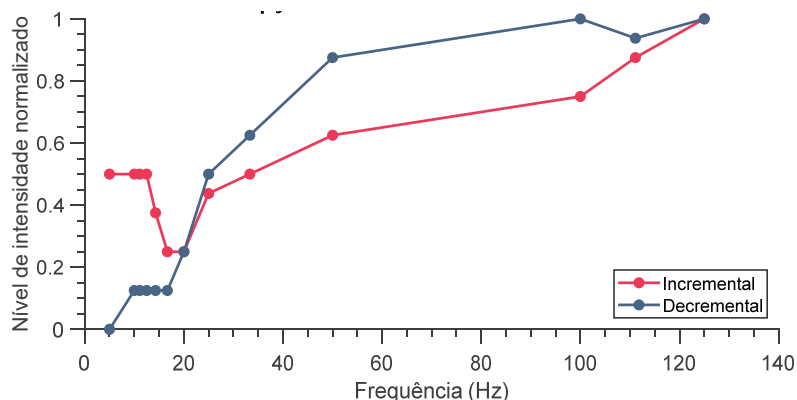
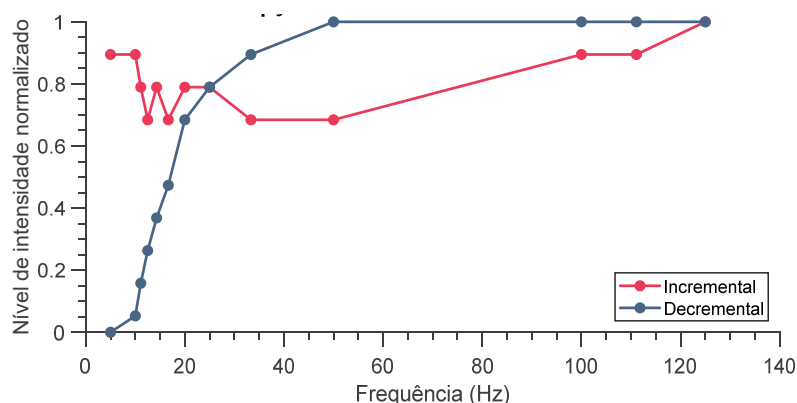


Figura 17 - Níveis de intensidade de percepção sensorial para cada frequência do bloco 2 para (A) voluntário 1 e (B) voluntário 2.

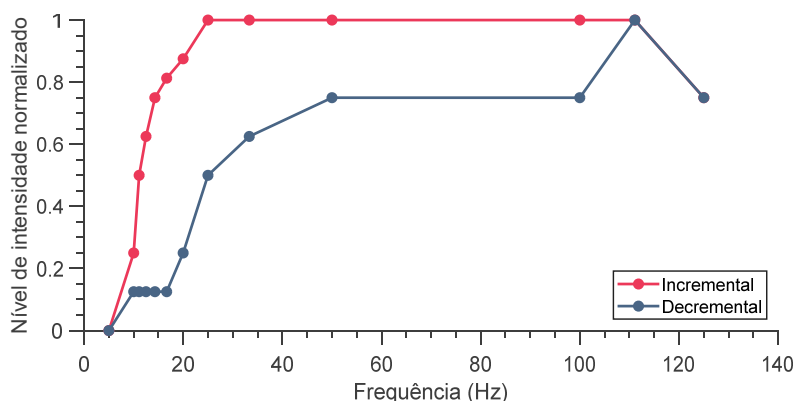
Por fim, para o bloco 3 verificam-se as respostas dos 3 voluntários com amputação (Figura 18). Os resultados do bloco 3 aproximam-se mais do comportamento logarítmico descrito por Costa et al. (2022) (DA COSTA et al., 2022), em especial na fase decremental. Apesar disso, os voluntários 2 e 3 não conseguiram distinguir a intensidade de alguns estímulos. Ressalta-se que o voluntário 3 também não atribuiu nota máxima a frequência de 125 Hz. Assim como para o voluntário 1 no bloco 1 e para o voluntário 2 no bloco 2, a não percepção da frequência de 125 Hz como estímulo máximo pode estar associado à dificuldade de distinção dos estímulos em alta frequência, assim como evidenciado nas próximas sessões. A maior distinção dos níveis de intensidade nas baixas frequências é fator comum em geral para todas as fases e blocos de estimulação, em especial para frequências inferiores a 50 Hz.



(A)



(B)



(C)

Figura 18 - Níveis de intensidade de percepção sensorial para cada frequência do bloco 3 para (A) voluntário 1, (B) voluntário 2 e (C) voluntário 3.

Para verificar se existia uma relação entre as variáveis respostas de cada sujeito estimou-se o coeficiente de correlação de Spearman entre as respostas de cada voluntário para cada fase dos 3 blocos de estimulação. Através dos dados apresentados na Tabela 8 nota-se uma forte correlação positiva entre as respostas dos indivíduos para a fase decremental dos blocos 2 e 3. Tal como apresentado nas figuras anteriores, a fase decremental parece permitir uma maior facilidade de distinção dos níveis de estimulação, além de evocar sensações mais semelhantes entre indivíduos distintos.

Tabela 8 – Coeficiente de correlação de Spearman entre as respostas de nível de intensidade dos voluntários para cada fase dos 3 blocos de estimulação.

	Bloco 1		Bloco 2		Bloco 3	
	Incremental	Decremental	Incremental	Decremental	Incremental	Decremental
V1 – V2	0,20	- 0,80	0,78	0,90	0,50	0,96
V1 – V3	-----	-----	-----	-----	0,16	0,97
V2 – V3	-----	-----	-----	-----	- 0,25	0,96

Por fim, buscando-se verificar se a percepção sensorial dos voluntários amputados seguia um comportamento logarítmico assim como descrito em Costa et al. (2022), realizou-se a média das respostas dos indivíduos que participaram de cada bloco. Portanto, a Figura 19 apresenta a média e o desvio padrão da percepção sensorial da intensidade para cada frequência em cada bloco experimental.

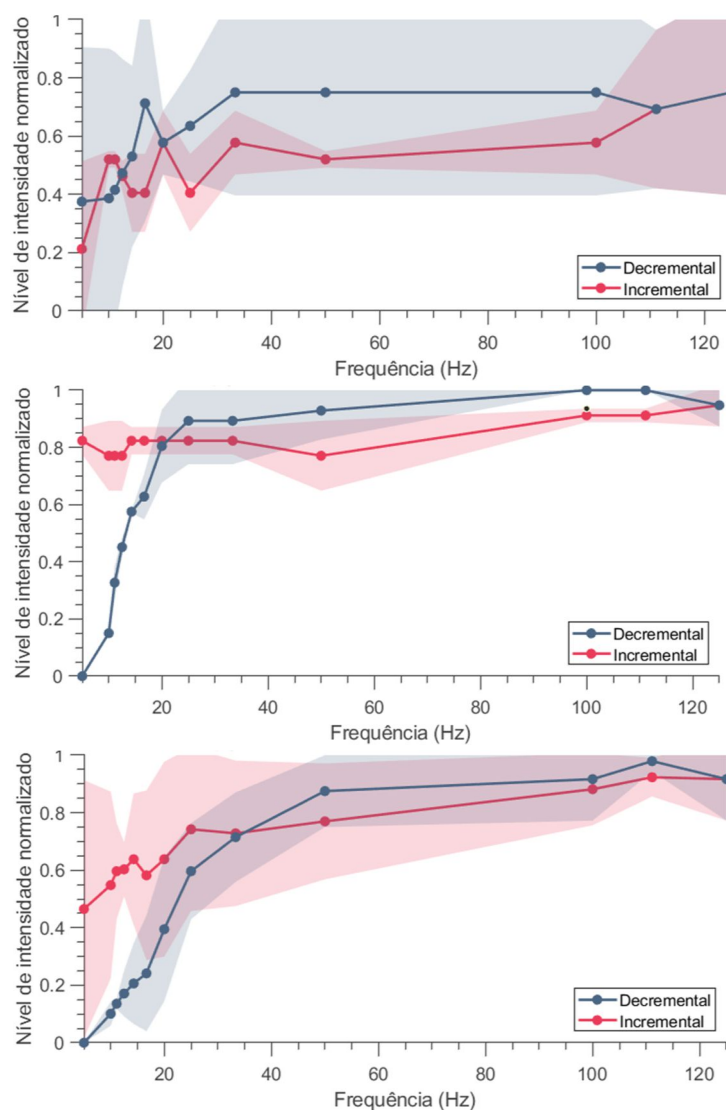


Figura 19- Média (linha sólida) e desvio padrão (área sombreada) da intensidade sensorial percebida para cada frequência no (superior) bloco 1, (meio) bloco 2 e (inferior) bloco 3.

Observa-se, de maneira geral, como esperado, um aumento da intensidade durante a fase incremental e uma redução da intensidade percebida ao longo a fase decremental. Dessa forma, nota-se um aumento inicial da intensidade de percepção, com incremento de 22,22% e 43,75% entre as frequências de 5 e 50 Hz para os blocos 1 e 3. Ao contrário do esperado, a resposta média do bloco 2 teve um decremento de 6,25% nesse mesmo intervalo de frequência. Enquanto isso, para o intervalo de frequências de 50 a 125 Hz foram observados acréscimos de 36,36%, 20,00% e 17,93% para os blocos experimentais 1,2 e 3, respectivamente. A fase decremental apresentou uma redução intensa dos níveis de percepção entre as frequências de 50 e 5 Hz, com queda percentual de 54,67%, 86,11% e 86,54% para cada um dos blocos. Em contrapartida, para o intervalo de frequências de 125 e 50 Hz, na fase decremental, quase não foram percebidas alterações de intensidade, sendo a maior, uma redução de 3,70% durante o bloco 3.

Dessa forma, partindo-se dos dados de percepção médios buscou-se encontrar uma curva logarítmica que melhor descrevesse o comportamento das intensidades médias versus frequência de estimulação ao longo das fases incremental e decremental de cada tentativa. Almeja-se assim encontrar a relação matemática que relaciona a frequência do estímulo com a intensidade média percebida pelos voluntários, através de uma expressão logarítmica, tal como apresentado pela equação.

$$I = a + b * \log(f)$$

em que I é a intensidade média percebida pelos três voluntários, f é a frequência de estimulação e a e b são os coeficientes de adaptação.

As curvas resultantes são apresentadas na Figura 20, que mostra que todos os coeficientes de determinação do R^2 ficaram acima de 0,60 considerando todas as fases e blocos. Em especial, para as fases incrementais e decrementais do bloco 3, observa-se um coeficiente de determinação superior a 0,90. Destaca-se que todos os voluntários relataram uma maior facilidade de percepção dos estímulos para a amplitude de 80% do limiar de dor utilizada em tal bloco. Além disso, esse foi o único bloco experimental capaz de evocar sensações referidas no dedo fantasma independentemente da frequência do estímulo que era aplicado.

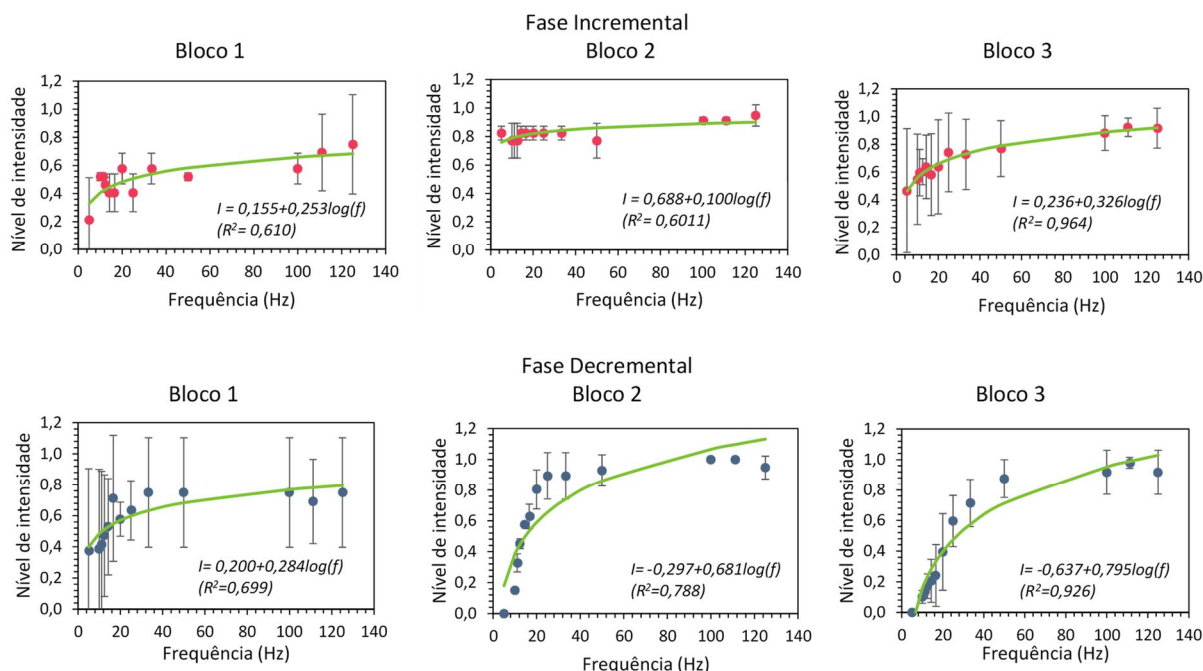


Figura 20 – Curvas de melhor ajuste de intensidade versus frequência de estimulação, e a respectiva equação de ajuste, para cada fase (incremental e decremental) e para os blocos 1, 2 e 3. A linha verde é a curva ajustada e a pontos vermelhos e azuis representam os dados originais, ou seja, os valores médios da intensidade percebida para as fases incremental e decremental de cada bloco.

Assim, a partir das análises realizadas, considerou-se a amplitude de 80% do limiar de dor como a ideal para evocar sensações referidas no dedo fantasma de voluntários amputados. Assim como será discutido em detalhes posteriormente, a melhor percepção dos voluntários de variações de amplitude para essa amplitude de corrente pode contribuir para eliciar sensações distintas. A maior gama de sensações evocadas é fundamental para o desenvolvimento de sistemas de feedback sensorial que busquem emular sensações naturais humanas. Em especial, a amplitude de 80% do limiar de dor será utilizada no segundo design experimental não somente por permitir uma maior gama de percepções referidas, como também por ter sido a única amplitude que possibilitou sensações no dedo fantasma para todas as frequências, com uma percepção de intensidade similar a dos voluntários hígidos apresentado por Costa et al. (2022).

4.1.3. Percepção de incrementos e decréscimos na frequência de estimulação

Para verificar a capacidade do voluntário em discriminar alterações na frequência, foi considerada a percepção desse para cada estímulo, ao verificar se a frequência aumentou,

diminuiu ou permaneceu igual ao estímulo anterior. Conforme descrito, o erro foi estimado para cada voluntário durante as fases incremental e decremental de cada bloco, quando questionado sobre as transições de estímulo. De modo similar ao apresentado na Tabela 9, em geral, as fases decrementais apresentaram um maior erro do que as fases incrementais, assim como apresentado em (DA COSTA et al., 2022). Ressalta-se que, esse erro mais elevado deve-se em parte, a uma dificuldade em diferenciar os estímulos de alta frequência apresentados.

Além disso, a tentativa 1, predominantemente, apresentou as maiores médias de erros, sendo essa a tentativa de menor amplitude. Tem-se que, para essa tentativa os voluntários amputados não relataram sensações referidas no dedo fantasma. Além disso, os mesmos afirmaram, com unanimidade, que essa amplitude requeria muitos recursos atencionais para a percepção dos estímulos. Tem-se ainda que, por ser o primeiro contato dos voluntários com os estímulos e com o protocolo experimental, eles ainda estavam se habituando com a avaliação. Da mesma forma, o voluntário 3 pode ter apresentado uma maior taxa de erro no bloco 3 devido a esse ter sido seu primeiro contato legítimo com o protocolo. Assim como discutido posteriormente, percebe-se que os voluntários apresentaram certa dificuldade com o conceito de frequência de estimulação.

Tabela 9 - Porcentagem de erro da distinção de frequência para cada voluntário durante as fases incremental e decremental de cada bloco.

	Fase	V1	V2	V3
Bloco 1	Incremental	8,33 %	41,67 %	-----
	Decremental	61,53 %	23,98 %	-----
Bloco 2	Incremental	0,00 %	8,33 %	-----
	Decremental	15,38 %	15,38 %	-----
Bloco 3	Incremental	0,00 %	8,33 %	41,67 %
	Decremental	30,77 %	15,38 %	61,54 %

Para melhor avaliar o tipo de erro que cada voluntário apresentou, a Figura 21 sintetiza a percepção das mudanças de frequência para cada voluntário em cada bloco considerando as várias transições de frequência. Assim como apresentado na Tabela 9, verifica-se uma maior taxa de erro para o bloco 1. Em tal bloco, o voluntário 1 apresentou erros principalmente na fase decremental, enquanto o voluntário 2 foi o oposto. Nota-se que, nos blocos 2 e 3, os indivíduos amputados, especialmente os voluntários 1 e 2, conseguiram discriminar a maioria das frequências, sendo os erros representados pela não percepção de algumas transições ou pela percepção do aumento da frequência no início da fase

decremental. O voluntário 3 apresentou a maior taxa de erro, em especial durante a fase decremental, na qual foram percebidas poucas variações das transições de frequência.

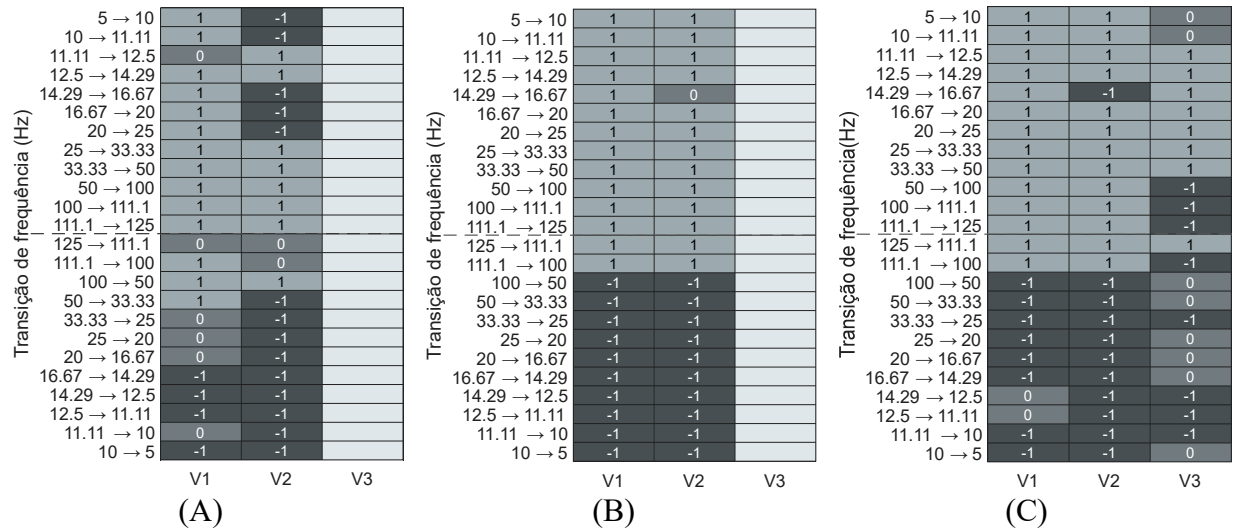


Figura 21 – Resposta individual para a discriminação de alterações de frequência para as várias transições dos blocos (A) 1, (B) 2 e (C) 3. Nos gráficos, a percepção de incremento é simbolizada pelo número 1, uma percepção de decremento é representada por -1 e a observação de não alteração de frequência é simbolizada por 0.

Além disso, a Figura 22 apresenta o erro médio percentual para cada transição de frequência em cada tentativa. Destaca-se que para os blocos 1 e 2, considerou-se somente as respostas dos dois primeiros voluntários, enquanto o bloco 3 considera a média dos 3 indivíduos.

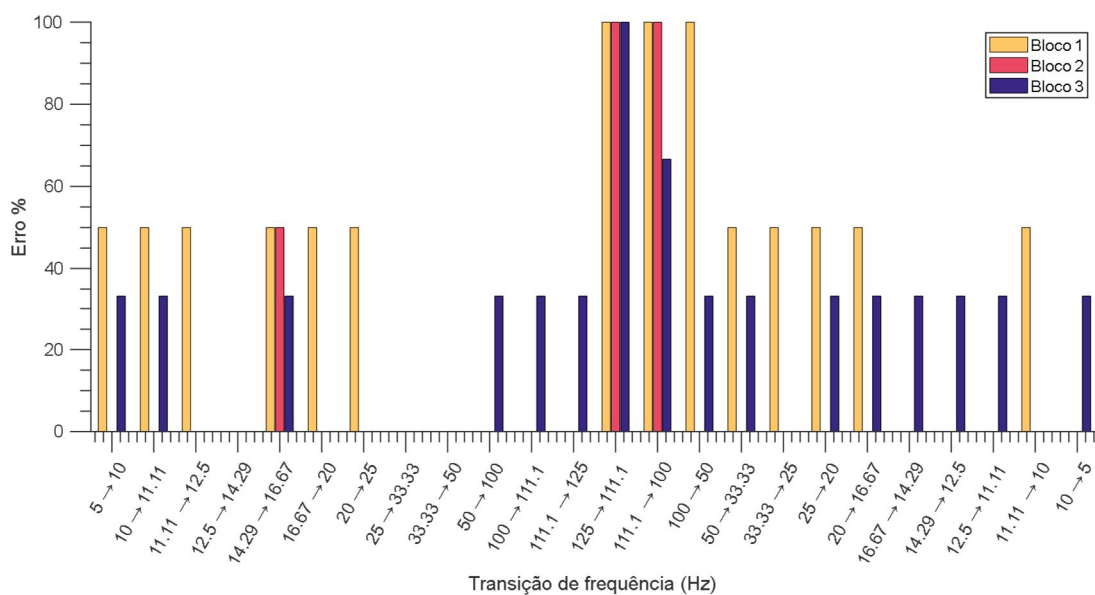


Figura 22 - Erro percentual médio na percepção sensorial de mudanças na frequência de estimulação para os três blocos experimentais e cada transição de frequência.

É possível perceber que em baixas frequências o erro tende a ser menor, tanto na fase incremental quanto na decremental, apesar da menor variação dos valores de frequência nas transições. Assim, os maiores erros são encontrados em altas frequências, principalmente na transição da fase incremental para a fase decremental, isto é, para as frequências superiores a 100 Hz. O início da fase decremental mostrou-se um desafio para a percepção das mudanças de frequência para todos os voluntários, bem como a percepção da intensidade do estímulo, assim como supracitado.

4.1.4. Percepção do tipo de sensação (discreta ou contínua)

Esta sessão visa verificar a habilidade de cada indivíduo em diferenciar o tipo de sensação, ou seja, se consegue perceber cada pulso de forma independente (sensação discreta) ou sente os pulsos como um bloco estável (sensação contínua). Desta forma, a Figura 23 mostra a resposta individual do tipo de sensação percebida para cada frequência durante as fases incremental e decremental dos três blocos experimentais. Como esperado, o tipo de sensação percebida variou entre os sujeitos. No entanto, em geral, as baixas frequências (abaixo de 25 Hz) foram descritas como discretas tanto na fase incremental quanto na fase decremental. Em especial, o voluntário 3 relatou sentir sensações discretas somente para frequências inferiores a 10 Hz. Além disso, para todos os indivíduos, as frequências superiores a 50 Hz foram descritas como uma sensação contínua também durante ambas as fases em todas as tentativas.

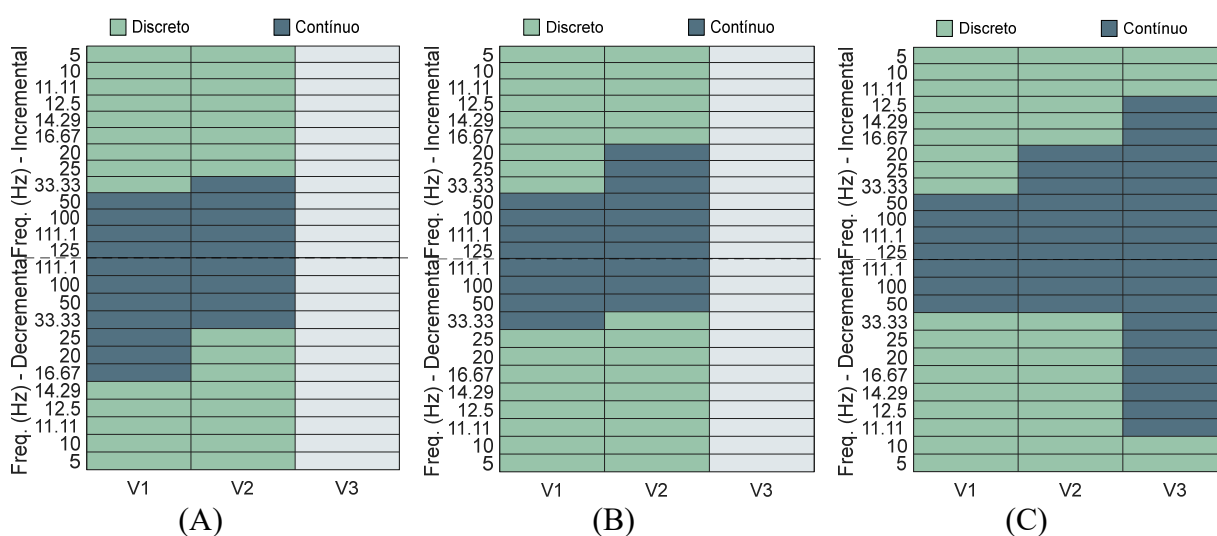


Figura 23 – Percepção individual do tipo de sensação (discreta e contínua) de cada frequência apresentada nos blocos experimentais (A) 1, (B) 2 e (C) 3.

Buscando especificar melhor, para cada voluntário, o limiar discreto para contínuo (e vice-versa), os valores da primeira frequência percebida como contínua na fase incremental e da primeira frequência discreta na fase decremental são apresentados na

Tabela 10. O limiar discreto variou entre 12,5 Hz e 50 Hz, enquanto o limiar contínuo possui variação entre 10 Hz e 33,33 Hz. Em especial, observa-se que o voluntário 3 apresenta limiares singularmente baixos. Acredita-se que tal voluntário pode ter tido dificuldades em compreender o que era cada tipo de sensação, além de apresentar outros fatores particulares que serão discutidos posteriormente. Os maiores valores de limiares contínuos e discretos (50 Hz e 33,33 Hz, respectivamente) estão de acordo com os limiares apresentados por voluntários não amputados no estudo de Costa et al. (2022) (DA COSTA et al., 2022).

Tabela 10 - Limiar de discreto para contínuo (fase incremental) e de contínuo para discreto (fase decremental) para cada voluntário nos três blocos experimentais.

	Limiar	Voluntário		
		V1	V2	V3
Bloco 1	Discreto-Contínuo	50,00 Hz	33,33 Hz	-----
	Contínuo-Discreto	14,29 Hz	25,00 Hz	-----
Bloco 2	Discreto-Contínuo	50,00 Hz	20,00 Hz	-----
	Contínuo-Discreto	25,00 Hz	33,33 Hz	-----
Bloco 3	Discreto-Contínuo	50,00 Hz	20,00 Hz	12,5 Hz
	Contínuo-Discreto	33,33 Hz	33,33 Hz	10,00 Hz

4.2. Tarefa de discriminação tátil com análise de dinâmicas corticais – indivíduos hígidos

4.2.1. Análise dos limiares de sensação e dor

Realizou-se a análise acerca dos limiares de sensação (verificado a 10 Hz) e de dor (verificado a 125 Hz) dos indivíduos não amputados. A Tabela 11 apresenta a amplitude média das três verificações dos limiares de sensação e dor para cada indivíduo. Verifica-se que o limiar de sensação médio dos indivíduos ficou próximo de 0,60 para os dois dedos, enquanto o limiar de dor médio foi de 2,65 para o dedo esquerdo e 3,01 para o dedo direito. Além disso, nota-se que o limiar de sensação possui uma menor variabilidade (variando entre 0,43 e 0,77 para o dedo esquerdo e entre 0,50 e 0,87 para o dedo direito), enquanto o limiar de dor alternou-se muito entre os indivíduos (entre 1,40 e 6,80 para o dedo esquerdo e entre 1,50 e 6,83 para o dedo direito). Ressalta-se que a amplitude do estímulo corresponde a 80% do limiar de dor, sendo essa, portanto, a amplitude de corrente utilizada nos próximos testes.

Tabela 11 - Amplitude de corrente média (mA) dos limiares de sensação e dor dos indivíduos não amputados para os dedos indicadores esquerdo e direito.

Volunt.	Dedo esquerdo			Dedo direito		
	Limiar sensação(mA)	Limiar de dor (mA)	Amp. Estímulo (mA)	Limiar sensação (mA)	Limiar de dor (mA)	Amp. Estímulo(mA)
1	0,67	5,80	4,60	0,63	6,23	5,00
2	0,60	2,00	1,60	0,63	1,93	1,60
3	0,57	1,40	1,10	0,70	2,33	1,90
4	0,50	3,07	2,50	0,50	3,73	3,00
5	0,50	2,47	2,00	0,60	3,97	3,20
6	0,57	2,13	1,70	0,60	1,87	1,50
7	0,73	1,83	1,50	0,57	1,93	1,50
8	0,63	2,17	1,70	0,57	2,43	1,90
9	0,50	1,50	1,20	0,50	1,90	1,50
10	0,70	1,50	1,20	0,60	1,50	1,20
11	0,77	1,90	1,50	0,87	1,77	1,40
12	0,43	6,80	5,40	0,60	6,83	5,50
13	0,50	5,07	4,10	0,53	6,63	5,30
14	0,60	2,43	1,90	0,60	2,33	1,90
15	0,67	2,07	1,70	0,70	2,00	1,60
16	0,50	1,67	1,30	0,63	2,23	1,80
17	0,63	2,37	1,90	0,73	2,20	1,80
18	0,50	2,83	2,30	0,60	4,03	3,20
19	0,57	1,57	1,30	0,63	1,87	1,50
20	0,57	2,40	1,90	0,70	2,40	1,90
Média	0,59	2,65	2,12	0,62	3,01	2,41

A Figura 24 apresenta a média e o desvio padrão dos limiares de sensação e dor, agrupando-se os dados a partir do sexo. Verifica-se pela figura discrepâncias pequenas entre os limiares de sensação dos indivíduos do sexo feminino e masculino. Em contrapartida, nota-se um aumento expressivo do limiar de dor de indivíduos do sexo feminino quando confrontados aos do sexo masculino. Uma análise ANOVA de dois fatores (sexo e lado do dedo) desequilibrada para os limiares de sensação e de dor apontou diferença estatisticamente significativa somente entre os limiares de dor considerando-se o fator sexo ($F(1,36) = 3,39$, $p = 0,0039$).

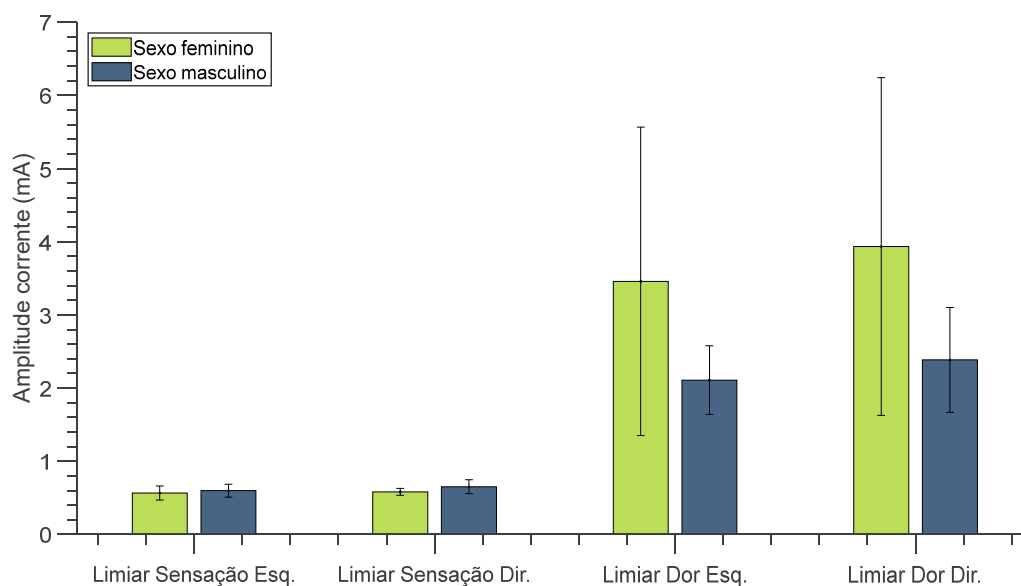


Figura 24 - Amplitude de corrente (mA) média para os limiares de sensação e de dor de acordo com o sexo do indivíduo. As linhas verticais representam o desvio padrão de cada medida.

4.2.2. Estudo qualitativo das sensações evocadas

4.2.2.1. Análise do tipo de sensação

O estudo qualitativo das sensações evocadas perpassa por duas esferas, sendo essas, o tipo de sensação (discreta ou contínua) e a descrição qualitativa (conforme descritores apresentados na Tabela 5). Sendo assim, inicia-se a investigação acerca do tipo de sensação evocada para cada indivíduo, buscando-se analisar se determinada frequência era percebida como discreta ou contínua. As Figuras 25 e 26 explicitam o resultado do voto majoritário considerado a partir das cinco verificações de cada frequência para os diferentes indivíduos analisando-se os dedos indicadores direito e esquerdo, respectivamente. O resultado detalhado de cada indivíduo pode ser visualizado nas tabelas do Anexo A.

Analisando-se as Figuras 25 e 26 percebem-se poucas diferenças entre os lados direito e esquerdo, sendo a principal fonte de distinção a frequência de 50 Hz. Além disso, observa-se que todos os indivíduos votaram na frequência de 10 Hz como discreta, enquanto as frequências de 100 e 125 Hz foram definidas como contínuas por todos os sujeitos. Ademais, somente um indivíduo definiu a frequência de 25 Hz como contínua (e somente em um dedo). Por fim, a frequência de 50 Hz apresentou resultados conflitantes entre os indivíduos, ressaltando-se assim como a percepção é um fator individual e que deve ser acessada para cada sujeito.

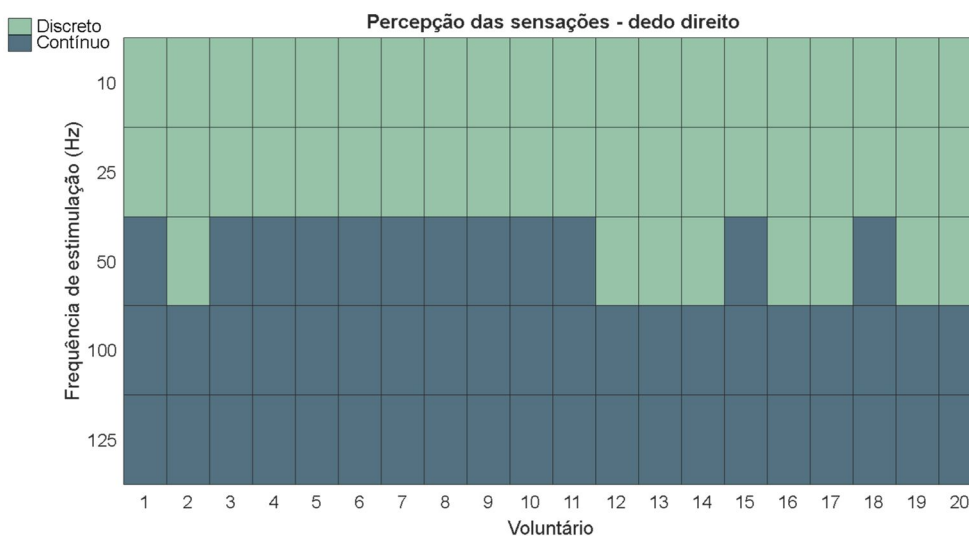


Figura 25 - Percepção do tipo de sensação (discreta ou contínua) para cada voluntário considerando as diferentes frequências apresentadas no dedo direito.

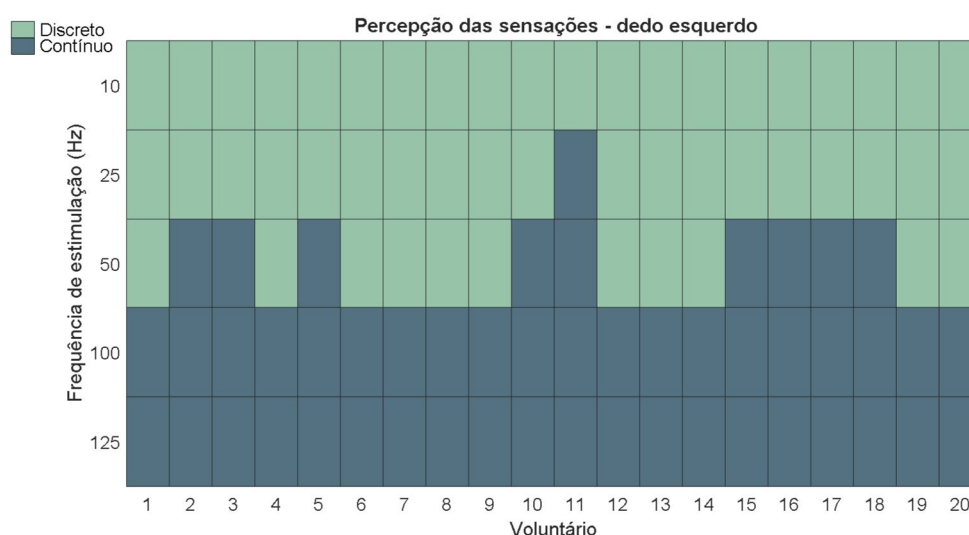


Figura 26 - Percepção do tipo de sensação (discreta ou contínua) para cada voluntário considerando as diferentes frequências apresentadas no dedo esquerdo.

Apesar das diferenças individuais, verifica-se uma tendência geral acerca da representação das frequências de estimulação dentro dos domínios de discreto e contínuo. Dessa forma, a Figura 27 apresenta a porcentagem de votos que cada frequência de estimulação apresentou considerando se essa era percebida como discreta ou como contínua. É evidente que as baixas frequências (10 e 25 Hz) foram consideradas como estímulos discretos, enquanto as altas frequências (100 e 125 Hz) foram percebidas como estímulos contínuos. Novamente fica claro como a percepção da frequência de 50 Hz é percebida de

maneira distinta pelos diferentes indivíduos, mas apresenta uma leve prevalência de ser percebida como contínua.

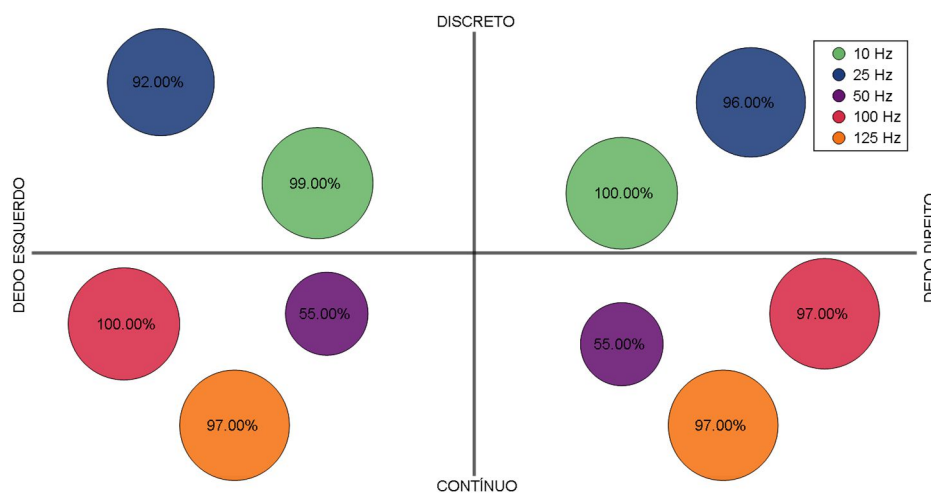


Figura 27 - Distinção entre as frequências discretas e contínuas considerando os dedos direito e esquerdo.

4.2.2.2. Análise dos descritores

Apesar das divergências individuais, a investigação dos descritores baseou-se na busca por tendências globais, utilizando-se, portanto, os resultados de todos os indivíduos combinados. Os resultados individuais podem ser visualizados nas tabelas do Anexo A, no qual são apresentados os descritores que foram utilizados em pelo menos 3 tentativas de cada estímulo. Dessa forma, as Figuras 28 e 29 apresentam os mapas de calor da porcentagem das sensações relatadas para cada frequência de estimulação considerando a soma de todos os 20 indivíduos. Verifica-se por meio destas que os resultados obtidos para o dedo da mão direita se assemelham aos da mão esquerda. Nota-se que as maiores porcentagens se encontram representadas para as sensações de batidinhas e pulsando (para as baixas frequências, ou seja, 10 e 25 Hz) e vibração e formigamento (para as altas frequências, ou seja 50, 100 e 125 Hz), para ambos os dedos. Efeito contrário foi obtido para a sensação de cócegas, que apresentou porcentagens inferiores a 5% em ambos os dedos e para todos as frequências de estimulação. Destaca-se que ao longo de todo o processo os voluntários não sabiam qual estímulo estava sendo apresentado e precisavam confiar na sua capacidade de discriminação e categorização.

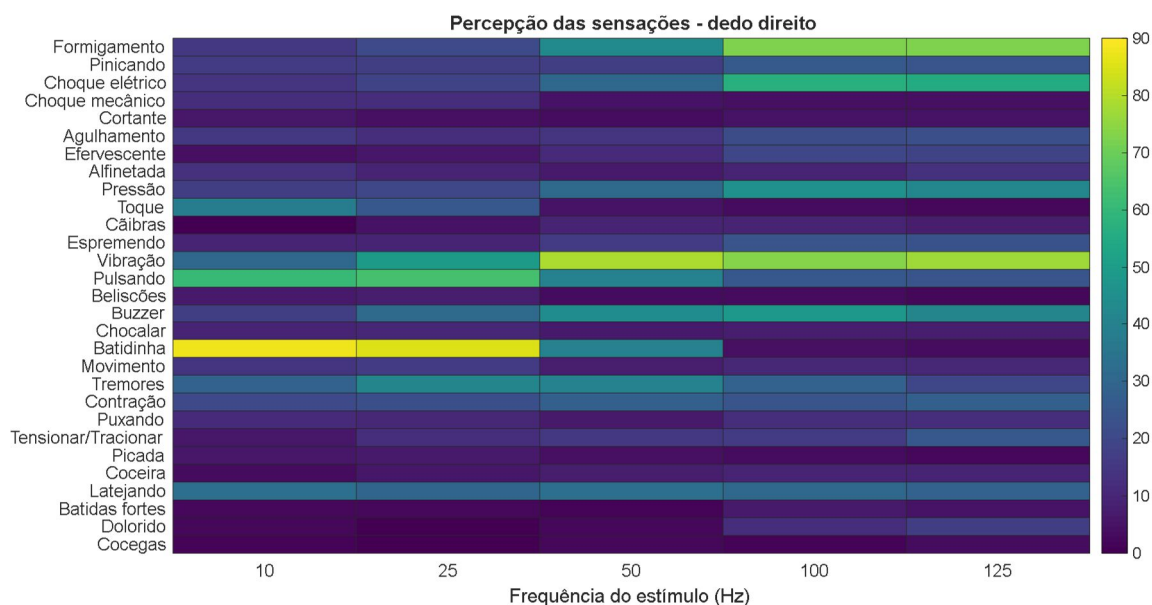


Figura 28 - Mapa de calor da porcentagem dos descritores utilizados para caracterizar as sensações relatadas por todos os indivíduos para os estímulos aplicados no dedo direito.

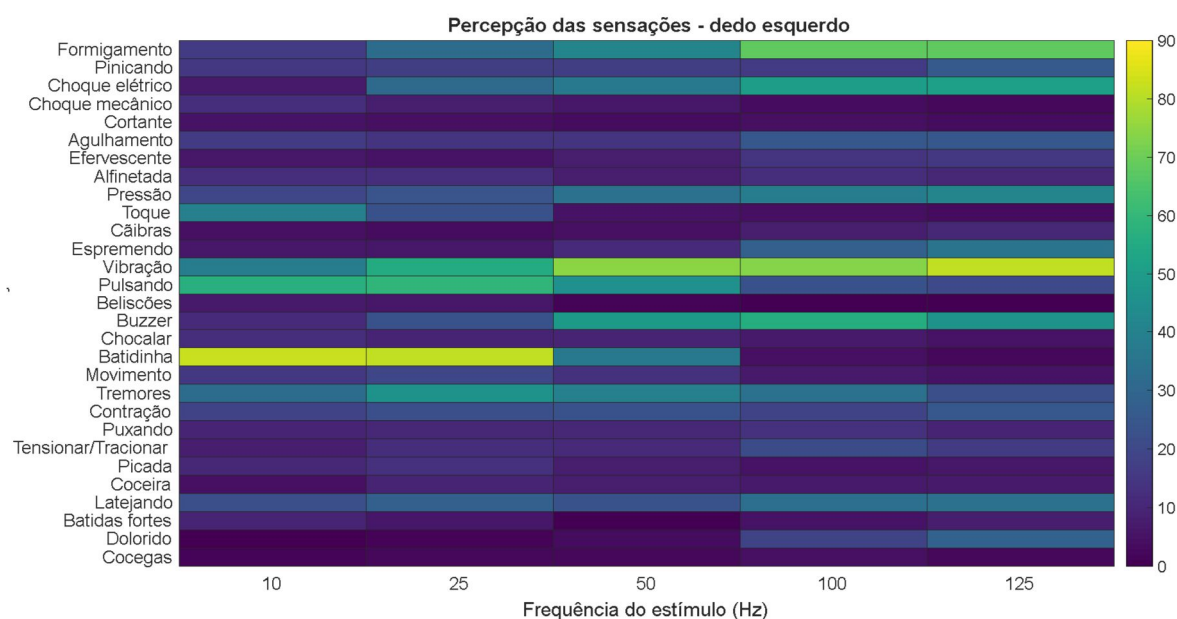


Figura 29 - Mapa de calor da porcentagem dos descritores utilizados para caracterizar as sensações relatadas por todos os indivíduos para os estímulos aplicados no dedo esquerdo.

Dessa forma, assim como encontrado para as sensações de discreto e contínuo, é possível perceber uma separação das sensações evocadas para as baixas frequências (10 e 25 Hz), das sensações percebidas nas altas frequências (50, 100 e 125 Hz). Buscando-se sumarizar os principais descritores utilizados para detalhar as sensações evocadas em cada dedo nessas duas condições, a Tabela 12 sintetiza os sete descritores mais utilizados para as baixas e altas frequências. É possível verificar um alto grau de similaridade entre as palavras

utilizadas para descrever as percepções do dedo direito e esquerdo, considerando-se a mesma condição de frequência. Além disso, analisando-se as duas condições de frequência, percebe-se a sobreposição dos descritores: vibração, formigamento, latejando, pulsando e buzzer, apesar de esses aparecerem em porcentagens distintas em cada condição.

Tabela 12 - Taxa de seleção dos descritores perceptivos dos indivíduos hígidos para as condições de estimulação de baixa frequência e alta frequência.

Dedo esquerdo			
< 50 Hz		≥ 50 Hz	
Sensação	Porcentagem	Sensação	Porcentagem
Batidinha	81,5%	Vibração	76,0%
Pulsando	58,0%	Formigamento	59,0%
Vibração	46,5%	Buzzer	50,3%
Tremores	39,0%	Choque elétrico	45,7%
Toque	31,0%	Pressão	37,7%
Latejando	24,5%	Tremores	31,7%
Formigamento	24,0%	Latejando	30,0%
Dedo direito			
< 50 Hz		≥ 50 Hz	
Sensação	Porcentagem	Sensação	Porcentagem
Batidinha	86,5%	Vibração	76,3%
Pulsando	62,0%	Formigamento	62,3%
Vibração	39,5%	Choque elétrico	47,3%
Tremores	34,5%	Buzzer	44,3%
Toque	31,5%	Pressão	39,3%
Latejando	31,0%	Latejando	30,3%
Buzzer	24,0%	Pulsando	29,7%

As semelhanças ocorridas para os dedos indicadores direito e esquerdo expressas nas Figuras 28 e 29, também ocorrem nas figuras do Anexo B que apresenta a matriz de correlação entre as frequências de estimulação para cada dedo, assim como apresentam a correlação de Spearman para os diferentes descritores. Face ao exposto, essas fortes semelhanças entre as respostas associadas aos estímulos dos dedos indicadores direito e esquerdo foram as evidências utilizadas para agregar tais dados e realizar os próximos passos das análises considerando a resposta global.

Portanto, considerando a resposta agregada de todos os indivíduos e de ambos os dedos, buscou-se estudar a relação existente entre os diferentes descritores. Dessa forma, sob a premissa de que os participantes possam ter utilizado palavras distintas para descreverem as mesmas sensações evocadas eletricamente, realizou-se o estudo da correlação de postos de Spearman a partir das respostas agregadas dos dedos direito e esquerdo. A Figura 30 explicita a matriz de correlação de Spearman, na qual as cores representam a magnitude da correlação e

os asteriscos representam as correlações que possuem significância a nível estatístico (p -valor $< 0,05$). Nota-se pela matriz de Spearman a presença de correlações entre algumas das sensações táteis evocadas eletricamente, sejam elas positivas (em azul) ou negativas (em vermelho). Tal fato é resumido na Tabela 13, onde são descritas as sensações cujas correlações são positivas e superiores a 0,3.

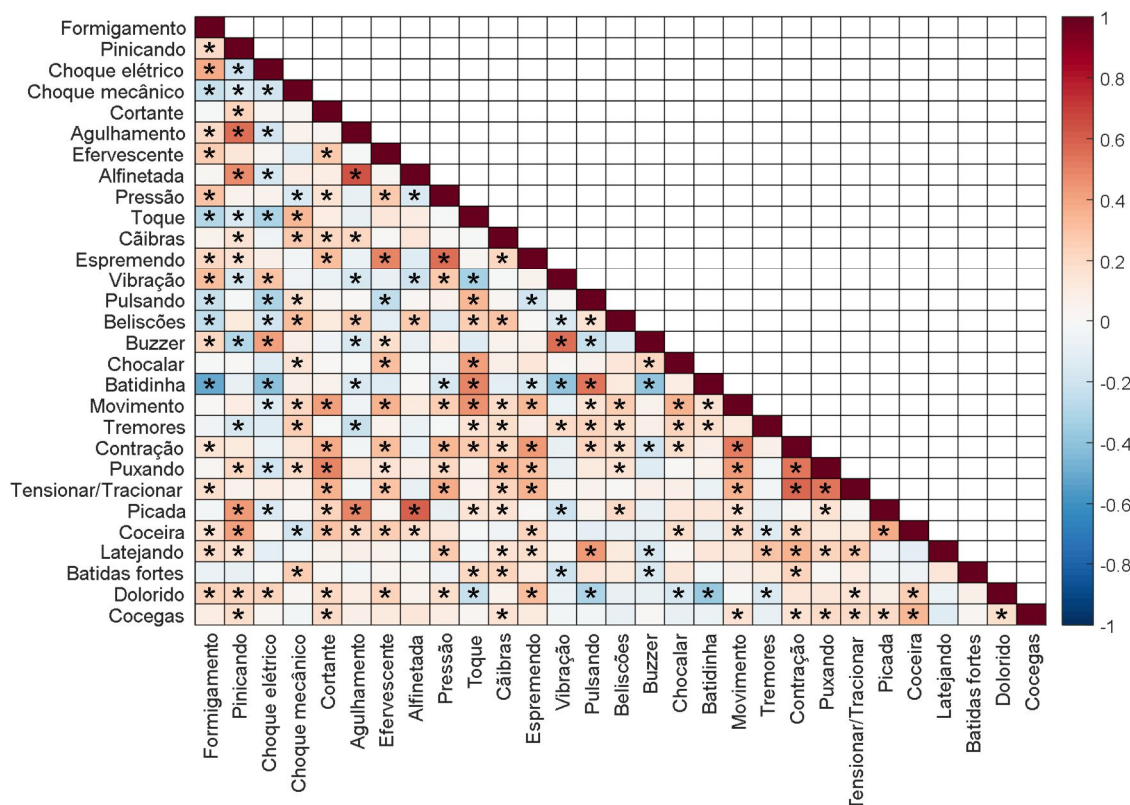


Figura 30 - Matriz de Correlação de Spearman dos descritores da qualidade das sensações considerando os estímulos apresentados em ambos os dedos de todos os 20 indivíduos. O asterisco representa correlações que possuem significância estatística (p -valor $< 0,05$).

Ao avaliarmos os dados da Tabela 13 percebem-se várias correlações positivas entre as diversas sensações evocadas, ou seja, os indivíduos utilizam palavras distintas para descrever sensações semelhantes. Além disso, a Figura 31 apresenta a correlação entre as frequências avaliadas, para melhor análise da relação existente entre as diferentes frequências do estímulo eletrotátil a partir das esferas descritivas fornecidas pelos indivíduos para os dedos direito e esquerdo. Percebe-se uma forte correlação positiva entre as frequências de 10 e 25 Hz, assim como entre as frequências de 100 e 125 Hz. Em contrapartida, a frequência de 50 Hz apresenta correlação tanto com as baixas quanto com as altas frequências. Destaca-se assim, principalmente, a formação de dois grupos, representados pelos estímulos discretos (10 e 25 Hz) e contínuos (100 e 125 Hz), com a frequência de 50 Hz apresentando resultados

ambíguos. No Anexo B é possível visualizar uma análise similar, através da representação em dendograma.

Tabela 13 - Resumo das principais correlações entre as sensações evocadas considerando-se o resultado da correlação de Spearman dos dados agregados de ambos os dedos de todos os 20 voluntários.

Sensação tátil	Principais correlações positivas
Formigamento	Choque Elétrico, Vibração
Pinicando	Agulhamento, Alfinetada, Picada, Coceira
Choque elétrico	Buzzer, Formigamento
Choque mecânico	Toque, Beliscões
Cortante	Espremendo, Movimento, Contração, Puxando, Tensionar/Tracionar
Agulhamento	Pinicando, Alfinetada, Picada
Efervescente	Espremendo, Chocalhar, Movimento, Contração
Alfinetada	Pinicando, Agulhamento, Picada
Pressão	Espremendo, Contração, Tensionar/Tracionar.
Toque	Choque mecânico, Pulsando, Chocalhar, Batidinha, Movimento
Câimbras	Puxando
Espremendo	Cortante, Efervescente, Pressão, Movimento, Contração, Puxando, Tensionar/Tracionar, Dolorido
Vibração	Formigamento, Buzzer
Pulsando	Toque, Batidinha, Latejando
Beliscões	Choque mecânico
Buzzer	Choque elétrico, Vibração
Chocalhar	Efervescente, Toque, Movimento
Batidinha	Toque, Pulsando
Movimento	Cortante, Efervescente, Toque, Espremendo, Chocalhar, Contração, Puxando, Tensionar/Tracionar
Contração	Cortante, Efervescente, Pressão, Espremendo, Movimento, Puxando, Tensionar/Tracionar, Coceira, Latejando
Puxando	Cortante, Câimbras, Espremendo, Movimento, Contração, Tensionar/Tracionar
Tensionar/Tracionar	Cortante, Pressão, Espremendo, Movimento, Contração, Puxando
Picada	Pinicando, Agulhamento, Alfinetada, Coceira
Coceira	Pinicando, Picada, Cócegas
Latejando	Pulsando, Contração
Dolorido	Espremendo
Cocegas	Coceira

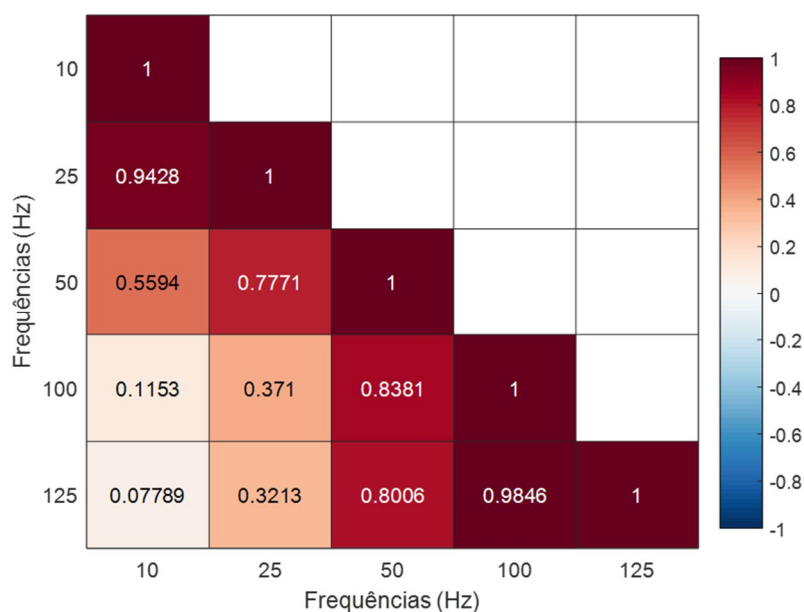


Figura 31 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação avaliando-se a soma dos descritores de todos os indivíduos para ambos os dedos.

Visando alcançar uma representação mais generalizável da qualidade tátil, adotou-se a Análise de Componentes Principais (PCA). Foram utilizadas como variáveis repostas as sensações táteis evocadas eletricamente para todos os estímulos de frequência avaliados (10, 25, 50, 100 e 125 Hz) em ambos os dedos, obtendo-se, desse modo, uma matriz de dados 200x29. Dessa forma, a Figura 32 apresenta a porcentagem de variância acumulada descrita pelos componentes principais.

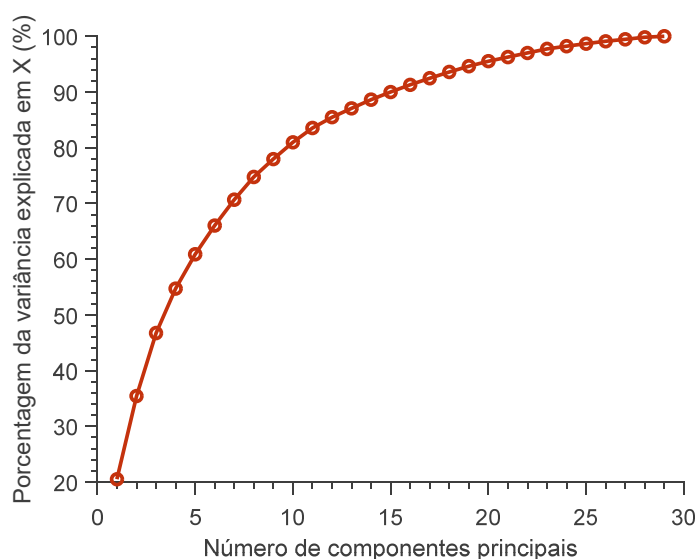


Figura 32 - Porcentagem de variância explicada pelos componentes principais da análise do PCA a partir dos descritores qualitativos das sensações evocadas.

Ressalta-se que os 5 primeiros componentes principais resumem 61% da variância amostral. Buscando-se apresentar as relações entre as variáveis, na Figura 33 são projetados os scores e os coeficientes das sensações táteis obtidos para a amostra, cujos eixos ortogonais são as componentes principais (PCs) 1 e 2. Dessa forma, verifica-se a influência de cada variável nos diferentes componentes, através dos coeficientes representados pelas linhas, assim como a distribuição dos dados no espaço PCA a partir da análise dos *scores* para as diferentes frequências. Nota-se que a primeira componente ou primeira dimensão (PCA-1) propiciou a seguinte interpretação: para vários indivíduos, as frequências de 100 e 125 Hz estão associadas à sensações de choque elétrico, formigamento, buzzer e vibração enquanto que, baixas frequências (10 e 25 Hz) estão associadas as sensações táteis de batidinha, pulsando e toque. Analisando-se a segunda componente (PCA-2) tem-se que frequências maiores, acima de 100 Hz, ocasionaram maiores sensações de espremendo, pressão, tensionar/tracionar e efervescente. Já as baixas frequências acarretaram em maior utilização das sensações de contração, latejando e tremores. A contribuição de cada frequência para as duas primeiras PCs pode ser visualizada no Anexo B (Figura 65).

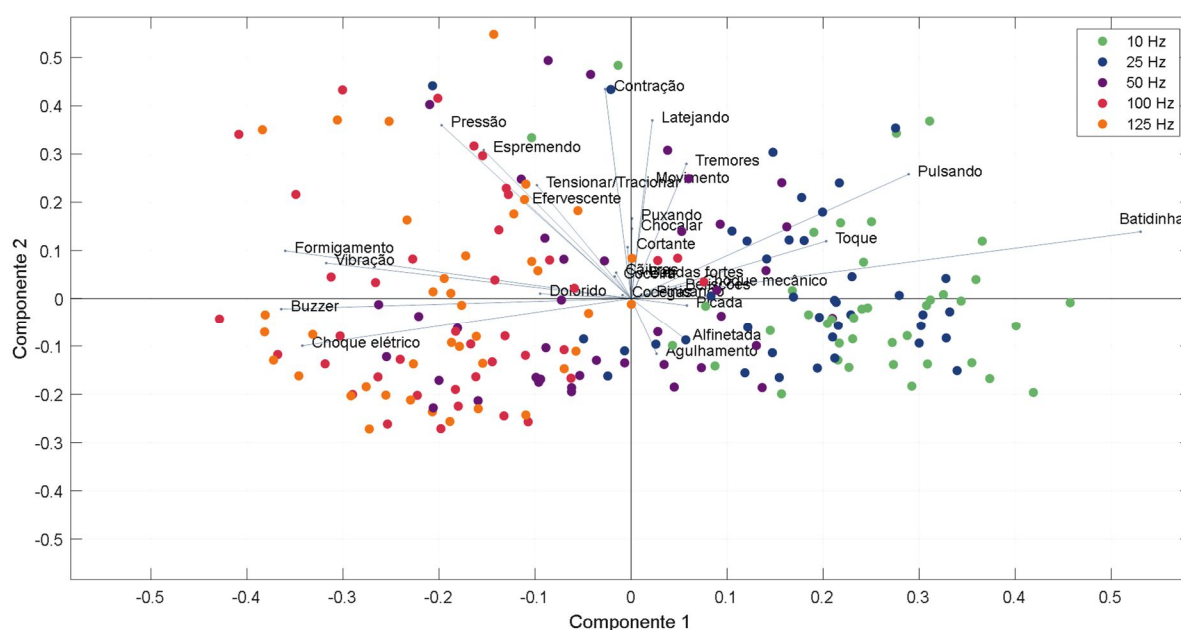


Figura 33 - Avaliação dos scores e dos coeficientes obtidos para os componentes principais 1 e 2 frente as diferentes frequências de estimulação nos dedos direito e esquerdo.

Por fim, visando-se uma redução de dimensionalidade e maior análise dos dados no novo espaço gerado a partir das componentes principais, realizou-se a extração dos dados referentes aos componentes capazes de explicar 95% da variância. Assim, a Figura 34 apresenta a análise da correlação entre as diferentes frequências a partir dos dados das 20

primeiras PCs. É possível verificar que esse espaço foi capaz de evidenciar a separação do grupo de frequências discretas (10 e 25 Hz) das frequências tidas como contínuas (50, 100 e 125 Hz). Em especial, destaca-se a existência de uma correlação negativa entre as frequências de 10 e 25 Hz com relação as frequências de 50, 100 e 125 Hz. Além disso, através desses dados, fica evidente como a frequência de 50 Hz possui maior proximidade com as frequências altas (100 e 125 Hz), apesar dessa correlação ser fraca.

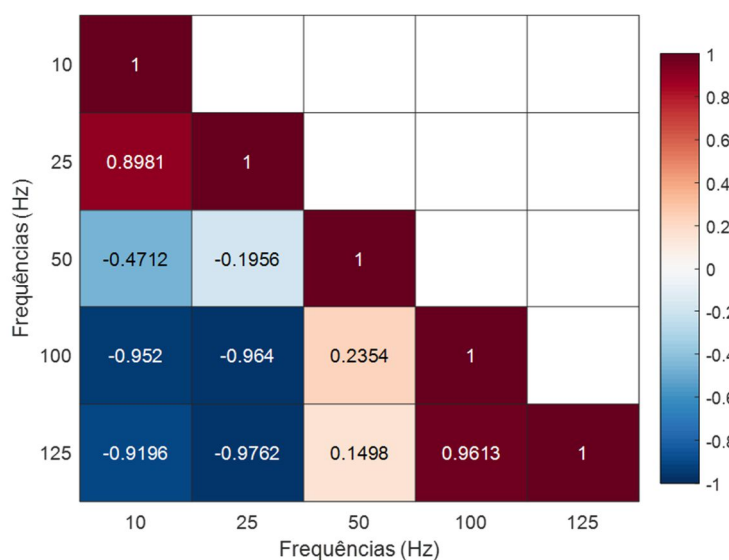


Figura 34 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação avaliando-se os PCs responsáveis por explicar 95% da variância gerados a partir dos dados de todos os indivíduos para ambos os dedos.

Dessa forma, os dados apresentados nessa sessão podem ser sintetizados em dois aspectos principais: i) indivíduos diferentes utilizam palavras distintas para descrever sensações semelhantes (tal como ilustrado pela Tabela 13, a qual apresenta os principais “sinônimos” do estudo) e ii) a análise dos componentes principais foi capaz de expressar as relações entre as diferentes palavras utilizadas para descrever o mesmo estímulo. Dessa forma, no espaço descrito pelos componentes principais é possível verificar uma análise das sensações desvinculada das interpretações individuais de cada sujeito. Assim, a análise do PCA é mais focada nas similaridades e dissimilaridades das percepções dos diferentes estímulos, sem se preocupar com os pormenores dos descritores subjetivos utilizados para descrever tais sensações. Nas próximas sessões serão analisados os dados da atividade cortical relacionada a cada estímulo, buscando-se vincular essa com as sensações percebidas.

4.2.3. Estudo das dinâmicas corticais

4.2.3.1. Análise descritiva dos potenciais evocados

Para o exame dos potenciais evocados, realizou-se a promediação das épocas de cada indivíduo para cada um dos dez tipos de estímulos apresentados. Para tanto, considerou-se a promediação de 50 épocas de cada estímulo. A partir da onda média de cada sujeito, foi possível verificar alguns aspectos preponderantes, tal como o aumento da intensidade dos ERPs com o aumento da frequência de estimulação. Além disso, de maneira geral, a maior ativação média positiva se encontra nas regiões central e centro-parietal. De modo geral, nenhum indivíduo apresentou sinais de antecipação dos estímulos no período pré-estímulo (Anexo A).

As respostas médias de cada estímulo para cada indivíduo foram janeladas com intervalos de 50 ms ao longo do período completo da época (-200 ms até 1000 ms). Assim, para cada janela estimou-se a amplitude média do sinal em todos os eletrodos e realizou-se o seu mapa topográfico. Dessa forma, percebe-se que, grande parte dos sujeitos apresentavam como janela de menor amplitude negativa mais frequentemente o intervalo de 100 a 150 ms pós-estímulo. De maneira similar, a janela que mais regularmente apresentou a maior amplitude média foi a de 250 a 300 ms. Juntamente com a prevalência da distribuição centro-parietal, destaca-se que o principal componente detectado consiste no potencial P300. Mais detalhes da análise de cada indivíduo podem ser encontrados no Anexo A.

Após as análises individuais, realizou-se o cálculo da *grand-average* a partir da média das épocas de todos os indivíduos para cada um dos estímulos. A Figura 35 apresenta a resposta cortical média dos voluntários no eletrodo central contralateral à apresentação do estímulo, ou seja, no eletrodo C3 para os estímulos apresentados no indicador direito e C4 para a estimulação do dedo esquerdo. Percebe-se claramente a deflexão de cinco fases representadas pelos componentes P100-N100-P200-N200-P300 precedido por um componente P80 pouco proeminente. Analisando-se a resposta desses dois eletrodos, verifica-se uma maior diferenciação entre os componentes intermediários e tardios para os estímulos distintos. Além disso, é observa-se um aumento da amplitude com o aumento da frequência de estimulação nos componentes tardios, em especial para o componente P300.

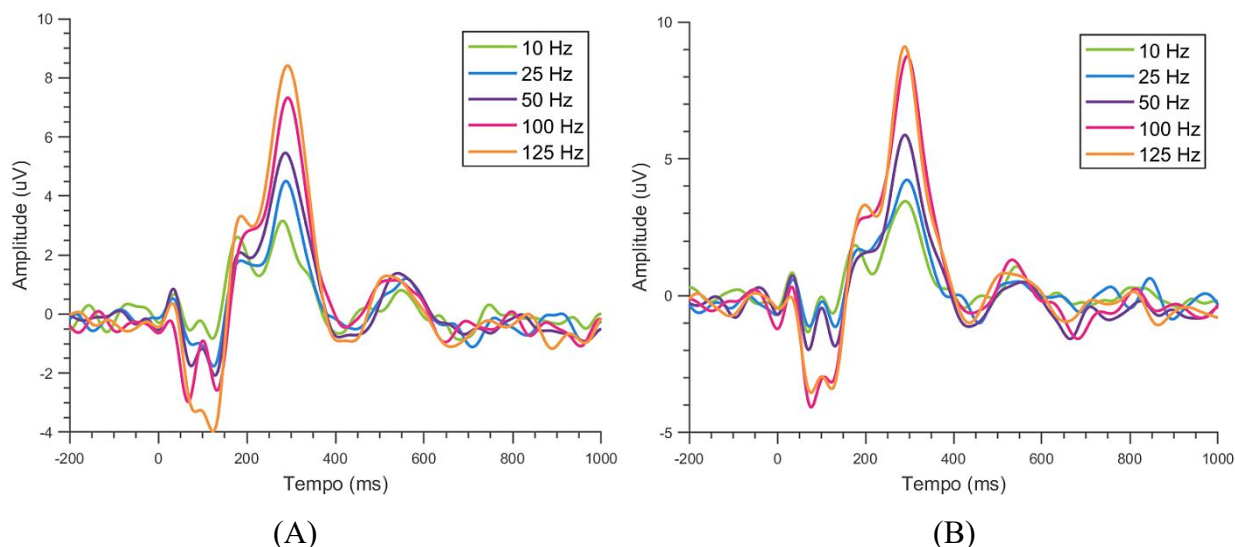


Figura 35 - Média global (*grand-average*) da resposta de todos os voluntários no eletrodo central contralateral a apresentação do estímulo (C3 ou C4) para as frequências de 10 Hz (curva verde), 25 Hz (curva azul), 50 Hz (curva rosa), 100 Hz (curva rosa) e 125 Hz (curva laranja) considerando o (A) dedo indicador direito e (B) o dedo indicador esquerdo.

Para uma melhor investigação dos efeitos do aumento da frequência de estimulação na amplitude e latência dos ERPs a Figura 36 apresenta a imagem dos ERPs médios (*grand-average*) dos 60 canais para as frequências de 10, 50 e 125 Hz apresentadas no dedo indicador direito. Dessa forma, verifica-se uma clara intensificação da amplitude dos componentes de latência superior a 100 ms, seja para a direção positiva seja para a direção negativa. Enquanto isso, pouco efeito pode ser observado nos componentes de estágio inicial, tal como P80 e P100. Além disso, não é possível verificar uma consequência clara do aumento da frequência de estimulação na latência dos ERPs.

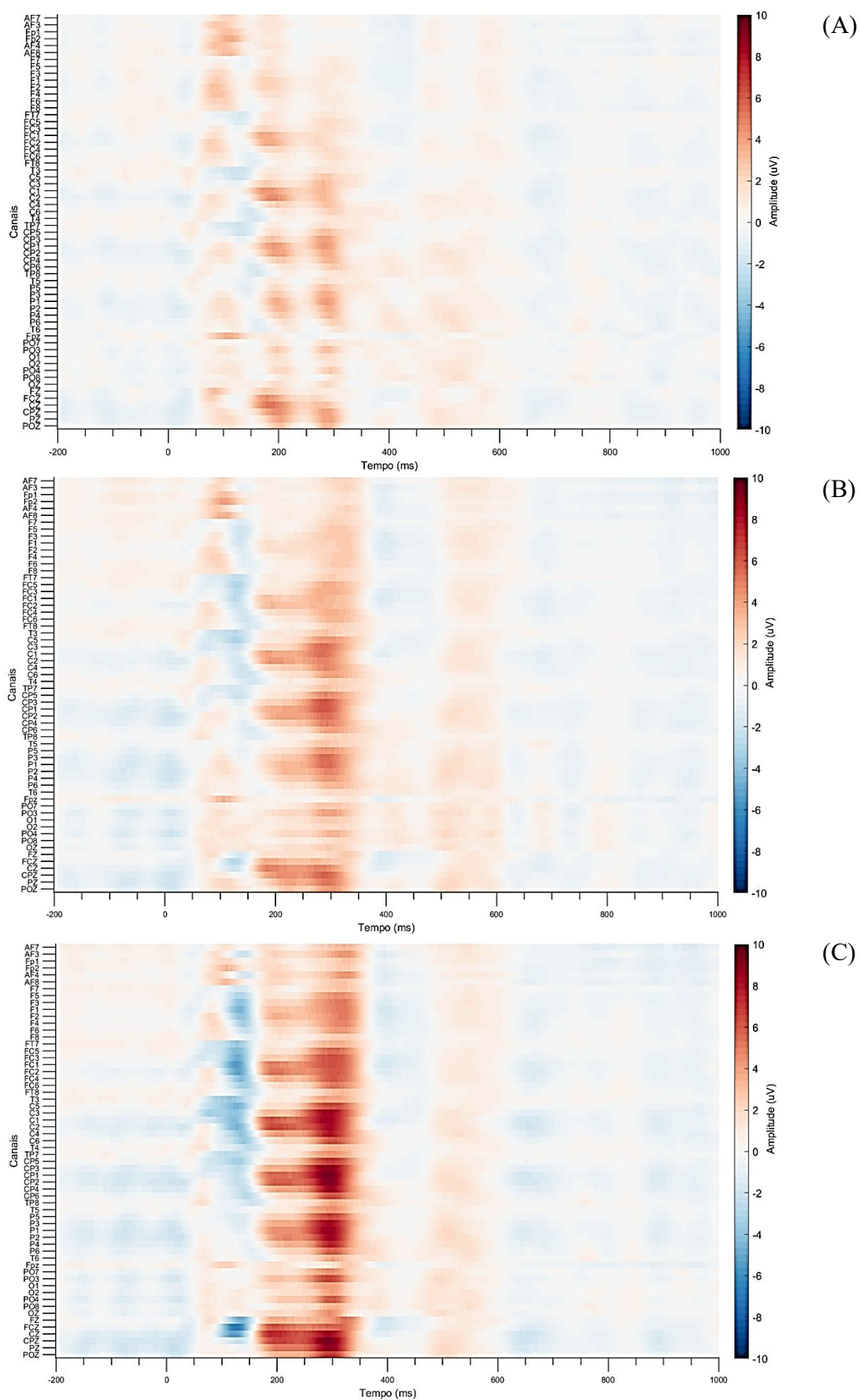


Figura 36 - Imagem dos potenciais evocados para as frequências de (A) 10 Hz, (B) 50 Hz e (C) 125 Hz apresentadas no dedo direito.

Visando uma análise mais detalhada da distribuição topográfica dos ERPs, as Figuras 37 e 38 apresentam os mapas topográficos da amplitude média dos sinais médios (*grand-average*) para as diferentes frequências de estimulação em janelas correspondentes as principais deflexões observadas para os estímulos apresentados nos dedos direito e esquerdo, respectivamente. Percebe-se que as janelas do sinal pré-estímulo não apresentam ativações significativas, indicando assim a ausência de sinais de antecipação dos estímulos. Além disso, as janelas de 100 a 150, 150 a 200, 200 a 250 e 300 a 350 apresentam os mapas representativos dos potenciais N100, P200, N200 e P300, nessa ordem.

Tanto para os estímulos apresentados no dedo indicador direito quanto para a estimulação realizada no dedo indicador esquerdo os ERPs apresentados demonstram uma maior intensificação com o aumento da frequência de estimulação. Dessa forma, em ambos os contextos (lado direito e esquerdo) o componente N100 apresenta uma distribuição centro-temporal contralateral ao lado de apresentação do estímulo. Por sua vez, o componente P200 apresenta tendência central, assim como o componente N200. Por fim, o potencial P300 apresenta a maior amplitude com uma tendência centro-parietal contralateral ao lado de apresentação do estímulo. Para os estímulos apresentados nos dois dedos notam-se distribuições semelhantes dos ERPs avaliados, com destaque para a tendência contralateral do potencial P300.

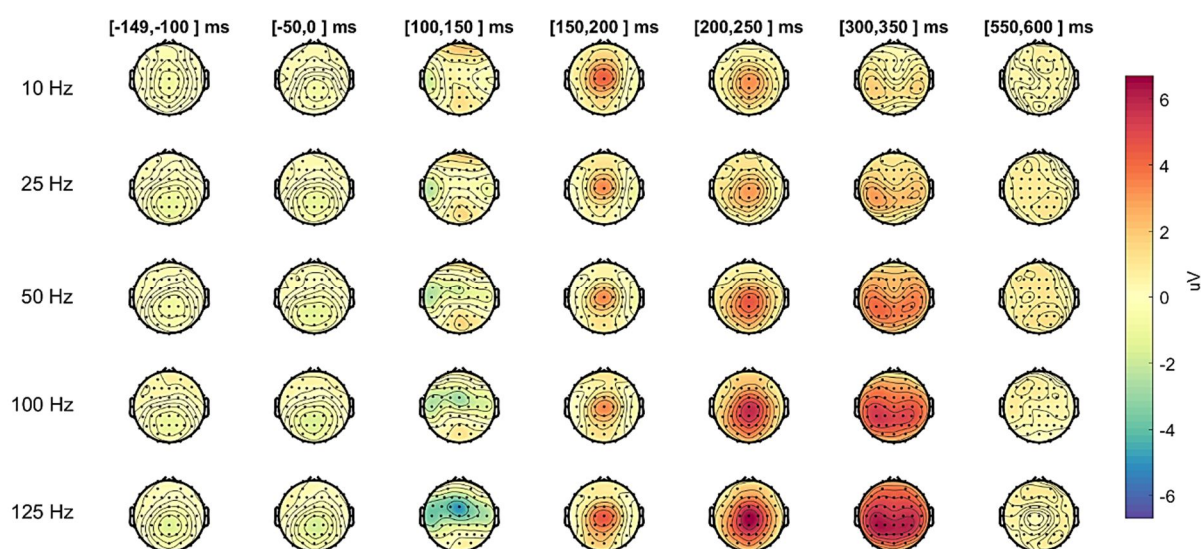


Figura 37 – Distribuição topográfica do sinal EEG em janelas de interesse para os ERPs para os diferentes estímulos apresentados no dedo indicador direito. Cada mapa topográfico representa a amplitude média do sinal na janela representada no topo. As duas primeiras colunas representam o período pré-estímulo e as demais apresentam facetas do período pós-estímulo.

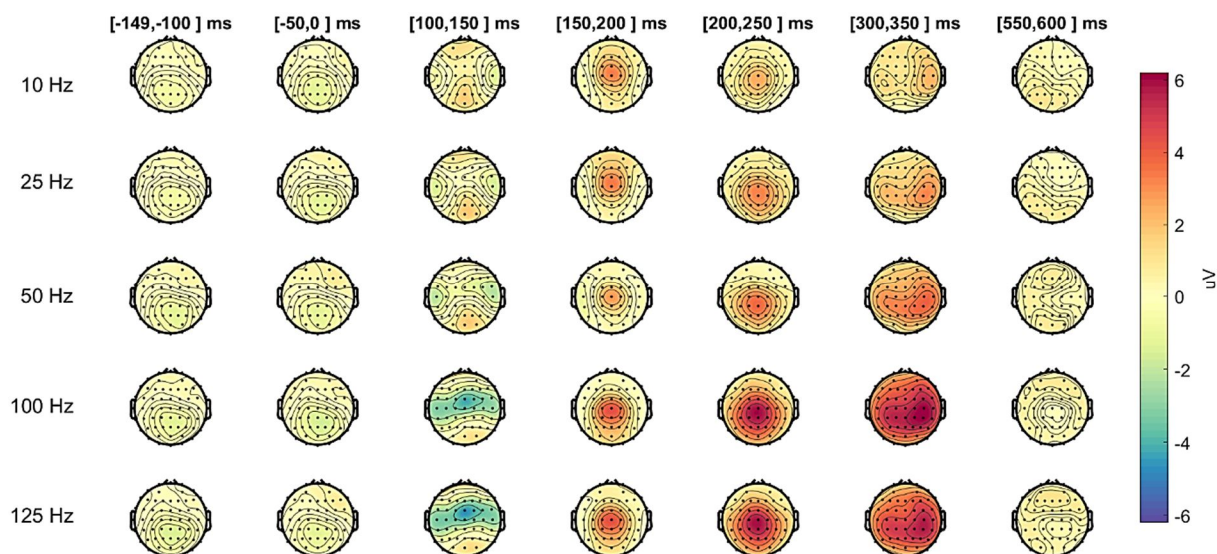


Figura 38 - Distribuição topográfica do sinal EEG em janelas de interesse para os ERPs para os diferentes estímulos apresentados no dedo indicador esquerdo. Cada mapa topográfico representa a amplitude média do sinal na janela representada no topo. As duas primeiras colunas representam o período pré-estímulo e as demais apresentam facetas do período pós-estímulo.

Em vista das análises supracitadas, buscou-se realizar uma melhor investigação do potencial P300 e sua distribuição topográfica para os diferentes estímulos. Assim, a Figura 39 apresenta a energia do sinal na janela de 250 a 350 após o estímulo. Percebe-se, claramente, a tendência centro-parietal contralateral ao longo de todos os estímulos apresentados, sendo essa mais destacada nas altas frequências devido ao aumento da amplitude do ERP com o acréscimo da frequência. Assim como detalhado no Anexo A, majoritariamente os indivíduos apresentaram essa tendência contralateral do potencial P300. Ressalta-se que, assim como para as outras análises infracitadas, pouca distinção é percebida entre os estímulos apresentados no dedo direito e esquerdo.

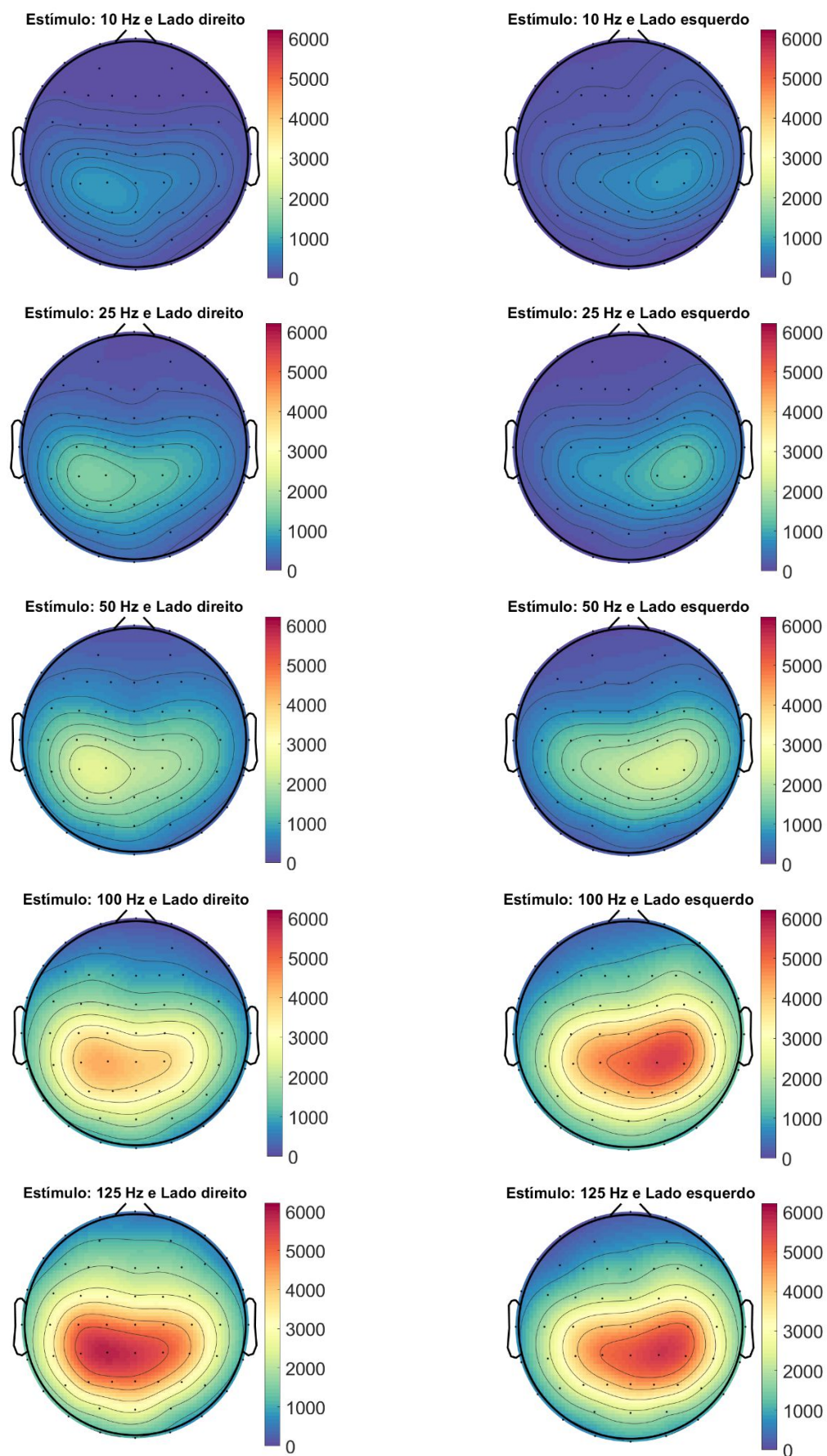


Figura 39 - Mapa topográfico da energia do sinal na janela de 250 a 350 ms após a apresentação do estímulo nos dedos direito (gráficos a direita) e esquerdo (gráficos a esquerda).

À vista dos resultados apresentados, percebe-se uma forte influência da frequência de estimulação nos ERPs, com uma tendência de aumento da amplitude com o aumento da frequência de estimulação. Além disso, verificam-se poucas diferenças entre os estímulos apresentados na mão dominante (lado direito) e na mão não-dominante (lado esquerdo), indicando assim um possível baixo efeito da lateralidade. Dessa forma, para melhor explorar os efeitos desses dois aspectos da estimulação nos potenciais evocados, realizou-se uma análise estatística, tal como apresentada a seguir.

4.2.3.2. Análise estatística dos potenciais evocados

Buscando-se investigar o efeito da frequência de estimulação e da dominância da mão nos ERPs uma ANOVA de dois fatores foi realizada para comparar o efeito da frequência de estimulação e do lado de apresentação do estímulo na amplitude dos ERPs. Dessa forma, considerou-se como variável dependente a amplitude média do sinal considerando os eletrodos centro-parietais: C1, Cz, C2, CP1, CPz, CP2, P1, Pz, P2. Além disso, para estimar o pico de cada componente utilizaram-se as seguintes janelas temporais: 50 a 150 ms para P100, 90 a 200 ms para N100, 100 a 250 ms para P200, 180 a 300 ms para N200 e 200 a 400 ms para P300. As Figuras 40 e 41 apresentam as amplitudes encontradas para cada potencial evocado, considerando os estímulos apresentados na mão direita e esquerda, respectivamente

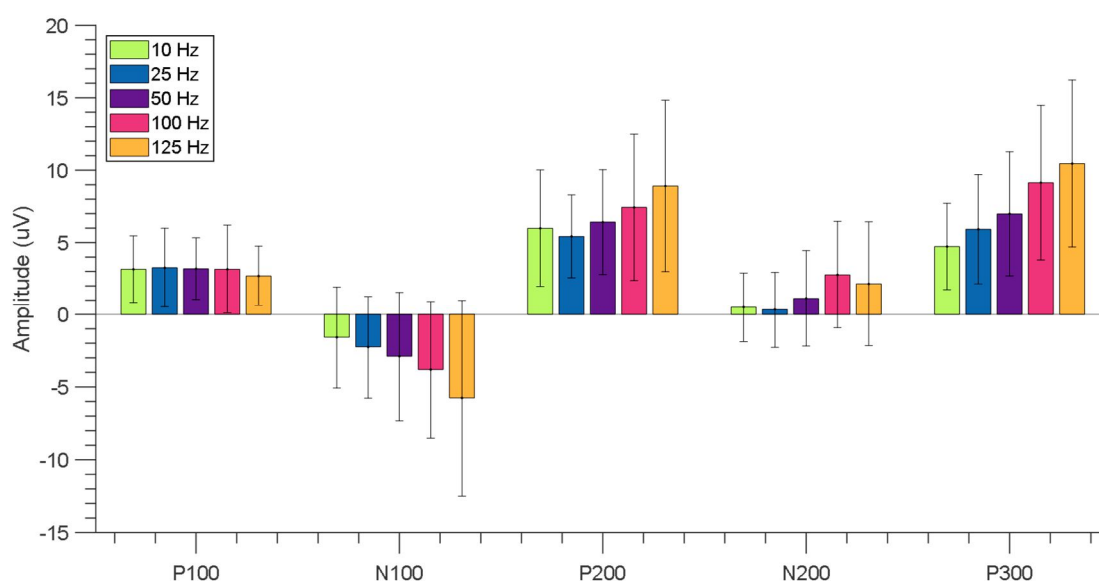


Figura 40 - Amplitudes dos ERPs da média geral relacionadas a cinco níveis de frequência de estimulação no lado direito. O valor de amplitude apresentado representa a média de 9 eletrodos centro-parietais.

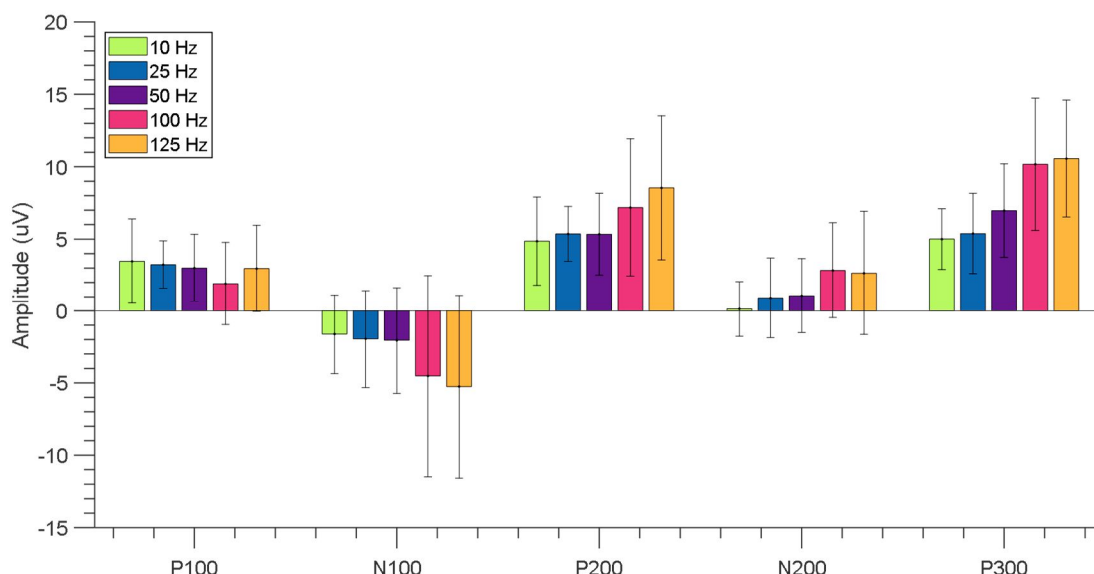


Figura 41 - Amplitudes dos ERPs da média geral relacionadas a cinco níveis de frequência de estimulação no lado esquerdo. O valor de amplitude apresentado representa a média de 9 eletrodos centro-parietais.

Dessa forma, partindo-se dos dados apresentados nas Figuras 40 e 41 uma análise ANOVA foi realizada para cada ERP. Os resultados da investigação estatística são apresentados na Tabela 14, na qual verifica-se o tamanho do efeito de cada fator, assim como a interação entre eles.

Tabela 14 - Resultados das comparações realizadas com ANOVA bidirecional para verificar os efeitos das variáveis frequência e lado de estimulação na amplitude dos ERPs.

Amplitude		Resultados ANOVA bidirecional
P100	Frequência	$F(4,190) = 0,6400, p = 0,6346$
	Lado	$F(1,190) = 0,2440, p = 0,6219$
	Frequência x Lado	$F(4,190) = 0,6184, p = 0,6499$
N100	Frequência	$F(4,190) = 4,5138, p = 0,0017$
	Lado	$F(1,190) = 0,0691, p = 0,7929$
	Frequência x Lado	$F(4,190) = 0,1493, p = 0,9631$
P200	Frequência	$F(4,190) = 5,0254, p = 0,0007$
	Lado	$F(1,190) = 1,0064, p = 0,3170$
	Frequência x Lado	$F(4,190) = 0,1454, p = 0,9648$
N200	Frequência	$F(4,190) = 4,6572, p = 0,0013$
	Lado	$F(1,190) = 0,1025, p = 0,7492$
	Frequência x Lado	$F(4,190) = 0,1510, p = 0,9623$
P300	Frequência	$F(4,190) = 14,9142, p = 0$
	Lado	$F(1,190) = 0,2961, p = 0,5870$
	Frequência x Lado	$F(4,190) = 0,4581, p = 0,7664$

Dessa forma, nota-se que, novamente, o lado de apresentação do estímulo não possui efeito estatisticamente significativo, ressaltando-se como a dominância da mão dos indivíduos não foi um fator que impactou nas respostas percebidas e eliciadas. Enquanto isso, a análise da frequência de estimulação mostrou um efeito significativo na amplitude de todos os ERPs, com exceção do P100 (resultado ressaltando em negrito na Tabela 14).

O presente resultado, em conjunto com as análises supracitadas ressaltam como a lateralidade do estímulo e a dominância da mão dos voluntários não impactou nas sensações evocadas nem a nível perceptivo nem a nível cognitivo. Em outras palavras, não somente os indivíduos não relataram sentir sensações diferentes para os estímulos apresentados em cada dedo, como também a dinâmica cortical evocada não apresentou sinais de distinção entre os estímulos apresentados na mão dominante ou não. Ao mesmo tempo, a frequência da estimulação é um fator determinante tanto para a percepção sensorial subjetiva dos indivíduos, quanto para as respostas cerebrais evocadas. Dessa forma, tais resultados apontam para a evocação de sensações distintas através da variação de tal parâmetro da estimulação. Buscando-se validar tal hipótese, realizou-se uma categorização das respostas corticais provenientes dos diferentes estímulos a fim de confirmar a separação desses a partir das dinâmicas cerebrais evocadas.

4.2.4. Classificação dos sinais corticais

Uma vez que a análise estatística com ANOVA não apresentou efeito na interação entre os fatores frequência e lado de estimulação, não foi possível realizar uma análise post hoc a fim de verificar diferenças entre cada frequência do estímulo. Assim, buscou-se realizar a classificação dos sinais corticais utilizando um sistema de inteligência artificial, de maneira a determinar se esses possuíam diferenças evocadas pelas alterações nas frequências. Dessa forma, uma boa taxa de classificação indica não somente a capacidade do classificador em separar as respostas corticais, como também a diferenciação das respostas evocadas a partir das modificações na frequência de estimulação, permitindo-se a geração de uma métrica quantitativa de diferenciação das sensações evocadas. Além disso, buscando-se identificar possíveis biomarcadores para a avaliação do *feedback* sensorial, utilizou-se como atributos de entrada do sistema a amplitude e latência dos potenciais P200, N200 e P300.

Assim, para a classificação dos ERPs utilizou-se uma SVM para distinção das cinco frequências apresentadas em cada dedo. As características apresentadas ao classificador constituíam na amplitude e latência do ERP em análise nos 60 canais, geradas a partir da promediação de um número variado de épocas (entre 3 e 10 épocas). Dessa forma, a Figura

42 apresenta a acurácia média do processo de validação cruzada 4-fold para cada ERP e número de épocas promediadas. Verifica-se o esperado aumento da acurácia com o aumento do número de épocas promediadas, com taxas acima de 90% a partir da promediação de 7 épocas. Além disso, as taxas encontradas diferem-se pouco entre os ERPs utilizados, apesar de valores ligeiramente mais elevados serem encontrados para o potencial P300.

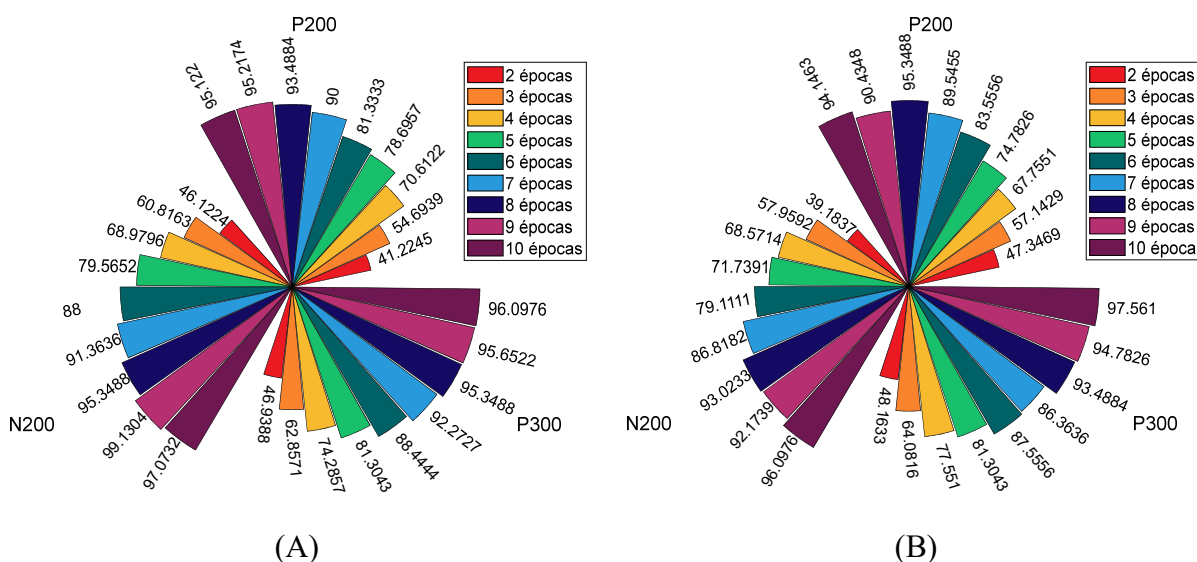


Figura 42 - Acurácia média da classificação da SVM com validação 4-fold considerando um número variado de épocas promediadas e os estímulos apresentados nos dedos (A) direito e (B) esquerdo. As características apresentadas ao classificador constituem na amplitude e latência dos ERPs P200, N200 e P300 dos 60 canais de EEG, encontradas a partir da *grand-average* dos 20 participantes.

Tendo como base os resultados apresentados na Figura 42, buscando avaliar o modelo de maior acurácia, ou seja, a SVM com atributos de entrada provenientes da promediação de grupos de 10 épocas, realizou-se a estimação das métricas de precisão, recall e F1-score para cada classe. A Tabela 15 apresenta os resultados considerando cada ERP e os dados dos dedos indicadores direito e esquerdo. De maneira geral, verifica-se que as métricas apresentam valores acima de 0,95, especialmente considerando como atributo de entrada os dados do N200 e P300. A elevada precisão das classes indica que o modelo possui taxa baixa de classificação incorreta de todas as classes. Além disso, o recall elevado simboliza uma pequena quantidade de instâncias sendo classificadas incorretamente, sendo possível observar alguns casos para a classe de 50 Hz. Por fim, o F1-score sintetiza as métricas anteriores, sendo que esse apresentou valores elevados para todas as classes apresentadas na Tabela 15.

Tabela 15 – Métricas da média da validação cruzada de *4-fold* da SVM cujos atributos de entrada foram provenientes da promediação de grupos de 10 épocas das respostas médias de todos os indivíduos hígidos.

Frequência		Dedo esquerdo			Dedo direito		
		P200	N200	P300	P200	N200	P300
10 Hz	Precisão	1,00	0,98	1,00	1,00	1,00	1,00
	Recall	0,89	1,00	0,92	1,00	1,00	0,96
	<i>F1-Score</i>	0,94	0,99	0,95	1,00	1,00	0,97
25 Hz	Precisão	0,88	1,00	0,88	1,00	1,00	0,92
	Recall	1,00	0,98	0,98	0,98	0,96	0,98
	<i>F1-Score</i>	0,94	0,99	0,93	0,90	0,97	0,96
50 Hz	Precisão	1,00	1,00	0,98	0,96	1,00	0,97
	Recall	0,98	1,00	0,93	0,98	0,98	0,87
	<i>F1-Score</i>	0,99	1,00	0,95	0,97	0,99	0,92
100 Hz	Precisão	0,98	1,00	0,96	0,98	0,93	1,00
	Recall	0,93	1,00	1,00	0,93	0,96	1,00
	<i>F1-Score</i>	0,95	1,00	0,98	0,95	0,94	1,00
125 Hz	Precisão	0,94	1,00	1,00	0,96	0,94	0,92
	Recall	0,98	1,00	0,98	1,00	0,98	1,00
	<i>F1-Score</i>	0,96	1,00	0,99	0,98	0,96	0,96

Portanto, a luz das análises estatísticas do efeito da frequência na amplitude das cinco principais deflexões evocadas e considerando a similaridade dos resultados encontrados para a classificação das respostas corticais, optou-se por dar prosseguimento as análises considerando o P300 como base para a classificação das respostas corticais. Tal decisão foi embasada não somente na alta taxa de acurácia encontrada nos modelos iniciais pautados nas características de tal ERP, como também nos correlatos neurais aos quais esse ERP está associado, ou seja, aos processos de atualização da memória, atenção e categorização do estímulo.

Nesse contexto, uma restrição das análises apresentadas até o presente momento consiste na utilização de um grande número de eletrodos para a classificação das dinâmicas corticais. A presente sessão tem como objetivo detalhar um processo de classificação de respostas corticais oriundas de eletroestimulação, sendo esse fundamental para análises de sistemas de feedback sensorial. Nesse contexto, uma redução do número de eletrodos utilizados visa não somente reduzir o custo computacional (fundamental para a implementação de sistemas em tempo real), como também simplificar a técnica de investigação ao indicar eletrodos que podem ser retirados desde o momento de delimitação do estudo. Dessa forma, utilizou-se um Algoritmo Genético (AG) para buscar os eletrodos otimizados que permitissem a melhor classificação dos P300 médios dos voluntários.

A Tabela 16 apresenta a média e desvio padrão da taxa de acurácia para os 60 eletrodos de EEG coletados, assim como para o conjunto de eletrodos otimizado após 20 execuções do algoritmo genético. Percebe-se que a taxa de acurácia média praticamente não teve alteração entre o cenário de eletrodos totais e o cenário otimizado. Contudo, deve-se ressaltar que essa se manteve estável mesmo com a redução de praticamente a metade dos eletrodos, uma vez que entre 32 e 38 eletrodos foram selecionados para se atingir a mesma acurácia. Tal resultado mostra como é possível reduzir informações redundantes ou ruidosas de maneira a se atingir um cenário mais simples para a análise dos potenciais corticais.

Tabela 16 - Média e desvio padrão da acurácia e número de eletrodos antes e após a otimização pelo algoritmo genético (AG).

Lado	Acurácia 60 eletrodos (%)	Acurácia eletrodos otimizados (%)	Número de eletrodos
Direito	95,73 \pm 0,65	96,83 \pm 0,25	35,20 \pm 2,61
Esquerdo	98,43 \pm 0,32	98,54 \pm 0,00	34,85 \pm 0,67

Nesse contexto, os eletrodos selecionados para a classificação da resposta cortical para os estímulos apresentados nos dedos direito e esquerdo são representados graficamente na Figura 43. Verifica-se, de maneira geral, uma prevalência de eletrodos das regiões frontal, central e parietal. Destaca-se que o potencial P300, utilizado para a classificação, possui justamente uma tendência nessas regiões, expressa pela predominância fronto-central do P300a e prevalência centro-parietal do P300b (DUNCAN et al., 2009; LUCK; KAPPENMAN, 2011; POLICH, 2004, 2007). Além disso, percebe-se que eletrodos da região contralateral ao lado de apresentação do estímulo foram selecionados, estando tal resultado também de acordo com as características do ERP analisado.

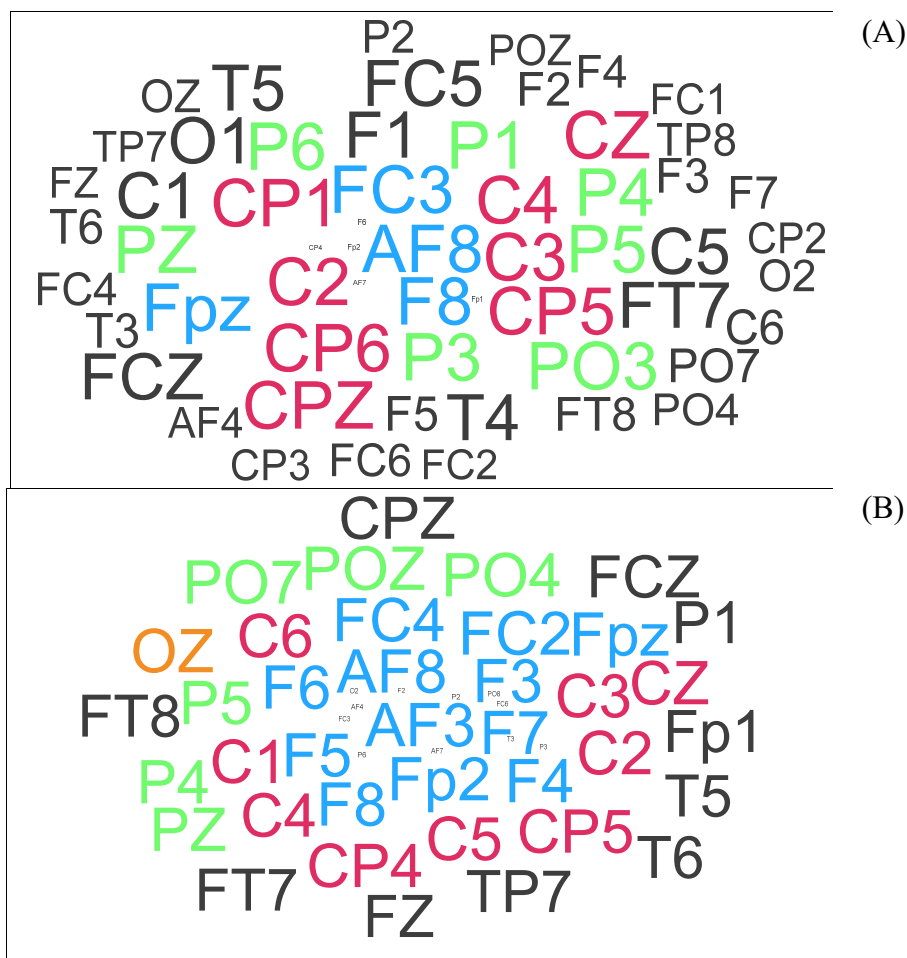


Tabela 17 – Acurácia média da validação cruzada 4-fold de cada indivíduo a partir da amplitude e latência do P300 extraído da promediação de grupos de 10 épocas considerando todos os eletrodos e os principais eletrodos otimizados.

Voluntário	Acurácia média (%)			
	Dedo esquerdo		Dedo direito	
	60 eletrodos	Eletrodos AG	60 eletrodos	Eletrodos AG
V1	96,59	82,44	86,83	93,17
V2	94,63	92,20	94,63	90,24
V3	87,80	87,80	94,63	80,00
V4	94,63	94,15	97,07	88,78
V5	93,66	91,22	98,05	85,85
V6	90,24	93,17	94,15	82,44
V7	91,71	85,37	88,29	88,29
V8	91,22	87,80	94,15	82,93
V9	90,73	90,24	91,71	80,49
V10	88,78	87,80	90,24	83,41
V11	80,49	86,34	85,37	72,20
V12	94,63	95,61	94,63	91,22
V13	95,61	83,90	91,71	88,29
V14	91,71	86,34	89,27	80,49
V15	85,85	81,46	85,37	79,51
V16	87,80	83,90	85,37	79,02
V17	81,46	86,34	87,32	75,61
V18	95,61	93,17	92,68	91,22
V19	93,17	87,32	90,24	90,73
V20	92,68	89,76	91,71	86,34

Como se observa, o modelo proposto, assim como o biomarcador em análise, foi capaz de não somente distinguir as alterações evocadas pelas diferenças na frequência de estimulação na resposta global, como também para cada sujeito de maneira individualizada. Além disso, essa distinção foi possível não somente com o conjunto total de eletrodos, como também com um subconjunto otimizado. Esse resultado aponta para a validação do uso do P300 (assim como é um indicativo para os outros potenciais de latência média e longa) na distinção das sensações evocadas por eletroestimulação tátil. Tais achados possuem grande implicância para a avaliação de sistemas de feedback sensorial por permitir quantificar as percepções táteis eliciadas pelos estímulos apresentados. Portanto, para verificar tal hipótese, o estudo da classificação dos ERPs oriundos dos voluntários com amputação será realizado

considerando o potencial P300 e o conjunto de eletrodos otimizado, assim como proposto nesta sessão.

4.2.5. Potenciais evocados e percepções sensoriais

Para finalizar o estudo da percepção sensorial e cognitiva dos voluntários hígidos, buscou-se integrar as concepções subjetivas acerca das sensações evocadas com as métricas quantitativas provenientes das respostas corticais. Portanto, buscou-se verificar se existia uma relação entre a amplitude dos potenciais evocados e os *scores* dos cinco primeiros componentes. Nesse contexto, a título de exemplificação, serão apresentados os dados correspondentes ao primeiro PC, uma vez que esse apresentou os melhores resultados em todos os cenários verificados. Para os dados dos ERPs considerou-se a amplitude do pico de cada janela de interesse, considerando o sinal médio de todas as épocas de cada sujeito e a média dos eletrodos centro-parietais C1, Cz, C2, CP1, CPz, CP2, P1, Pz, P2 (tal como para a análise estatística com a ANOVA).

Assim, iniciando essa investigação, a Figura 44 apresenta o gráfico de dispersão dos dados de amplitude das cinco deflexões analisadas no presente trabalho (P100, N100, P200 e P300) com relação aos *scores* do PCA-1 para todas as frequências apresentadas em ambos os dedos dos voluntários hígidos. Percebe-se que tais distribuições apresentam como principal característica a formação de um gradiente de frequência, no qual as baixas frequências encontram-se mais agrupadas em uma extremidade e as altas frequências na outra, com os pontos referentes a 50 Hz no meio dessas. As extremidades em que se encontram as baixas e altas frequências estão associadas a *scores* positivos e negativos do primeiro componente do PCA, respectivamente. Além disso, para os componentes tardios, isto é, P200, N200 e P300 observa-se uma tendência de redução da amplitude dos ERPs das altas para as baixas frequências, tal como supracitado.

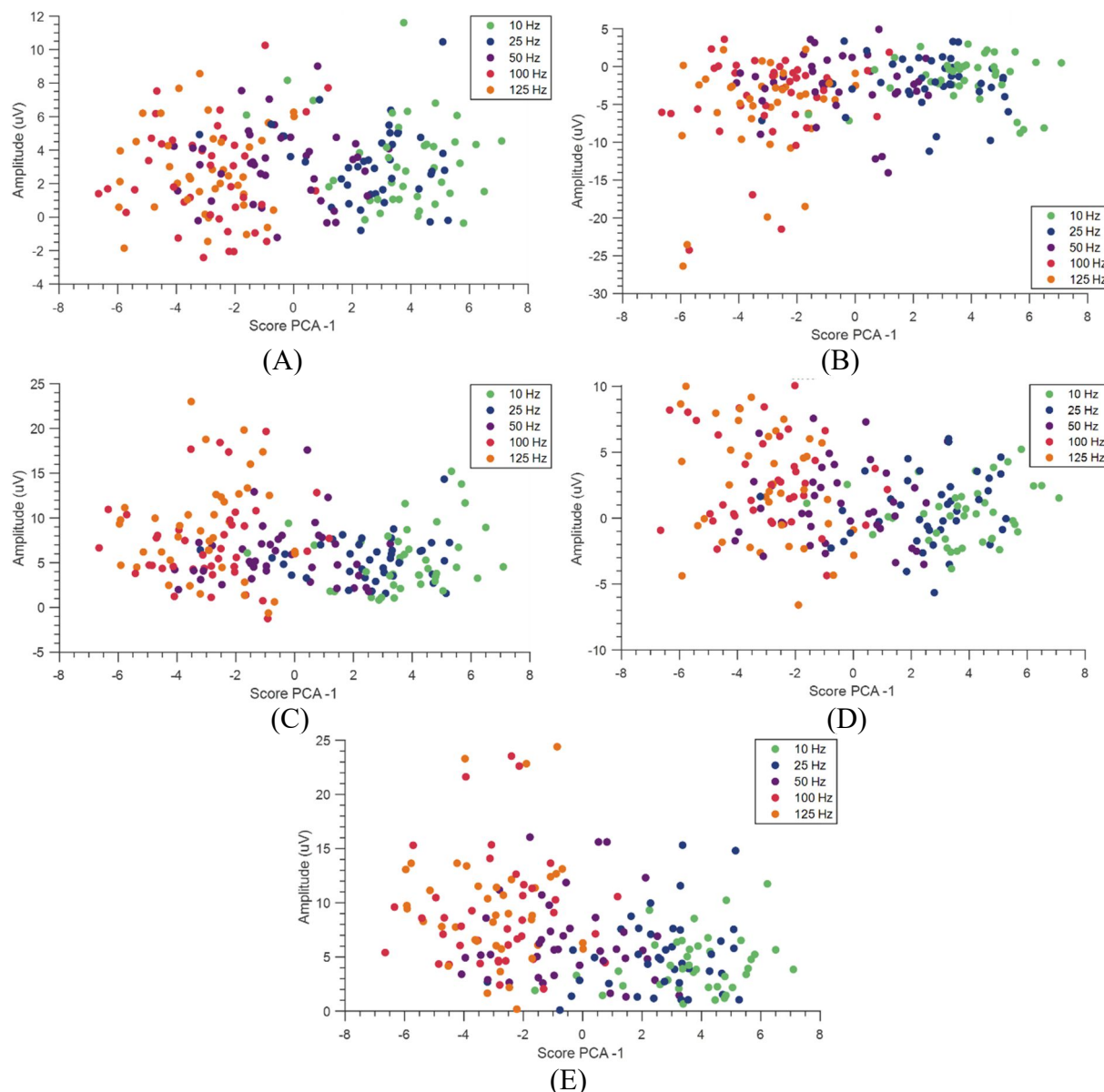


Figura 44 - Gráfico de dispersão da relação entre a amplitude dos potenciais evocados (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300 com relação aos *scores* do PCA-1 para cada voluntário e frequência de estimulação (do dedo direito e esquerdo).

Analisando-se as tendências apontadas pela Figura 44 levantou-se a hipótese da existência de uma relação linear entre as variáveis representativas das análises qualitativas e quantitativas. Uma vez que a nuvem de dados apresentada em tal figura está intrinsecamente relacionada a diversos fatores individuais e multifacetados, optou-se por realizar tal verificação considerando os dados provenientes da curva média dos 20 voluntários hígidos (*grand-average*) e. Assim, realizou-se uma regressão linear para verificar se existia relação entre a amplitude do ERP avaliado (variável dependente) e o *score* médio dos voluntários mapeado para o PCA-1 (variável independente), tal como apresentado na Figura 45. Nota-se novamente a separação entre as altas e baixas frequências nos extremos de cada curva. Além

disso, percebe-se que para os potenciais P100 e N100 existe uma reta crescente que melhor descreve a relação entre as variáveis, enquanto para os outros ERPs tal reta é decrescente. Nota-se ainda como as frequências de 100 e 125 Hz apresentam resultados próximos, ressaltando a proximidade de tais estímulos tanto na percepção subjetiva quanto na percepção cortical. Os dados das regressões individuais de cada sujeito encontram-se no Anexo B (Tabela 21). Além disso, a regressão considerando a medida central de cada classe apresentada na Figura 44 também pode ser visualizada no Anexo B (Figura 67).

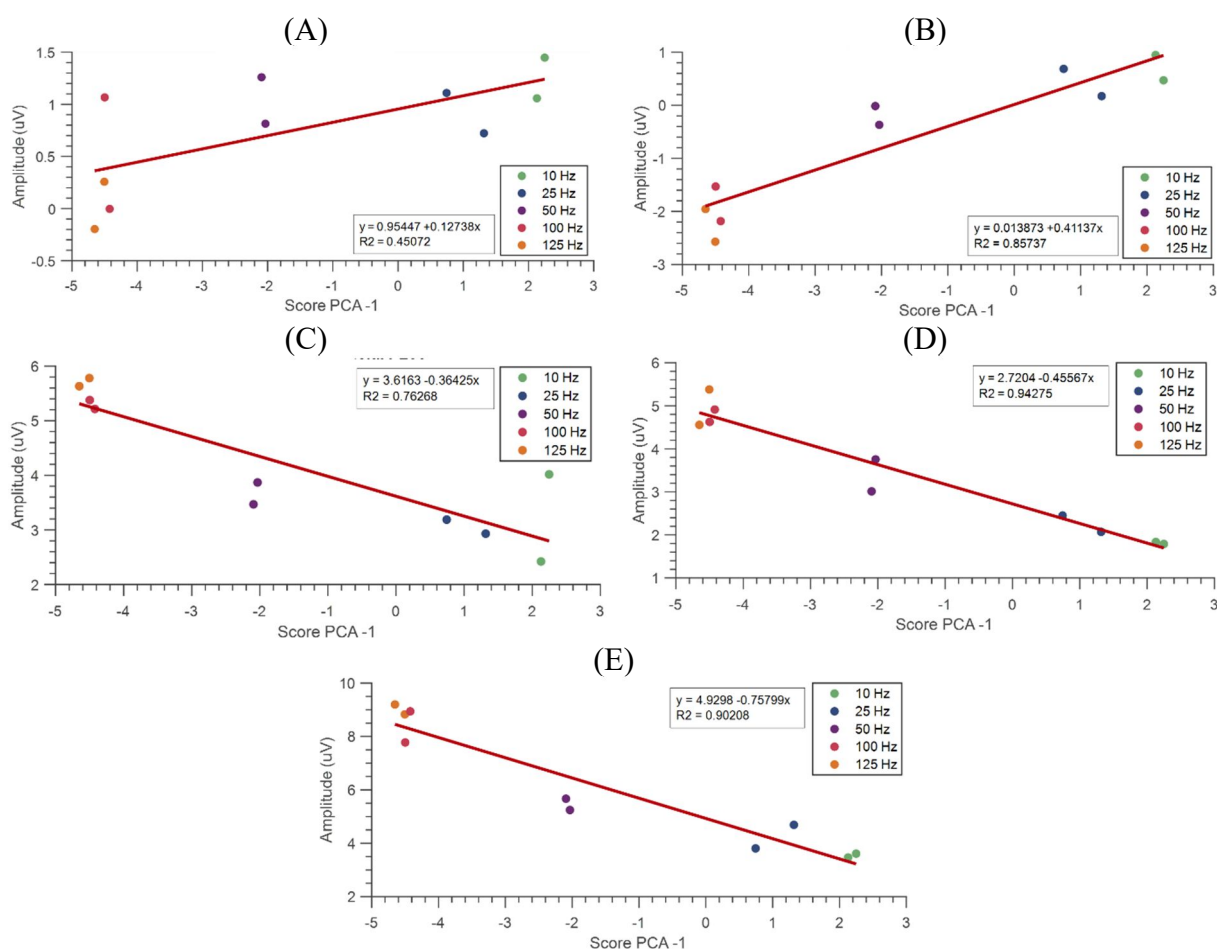


Figura 45 - Gráfico de dispersão e regressão linear da amplitude dos ERPs correspondentes a média global dos voluntários hígidos (variável dependente) com relação aos scores médios mapeados para o espaço vetorial do PCA-1 (variável independente), para os potenciais (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300.

A partir dos dados apresentados reforça-se a utilização de ERPs tardios, como N200 e P300 para a avaliação de protocolos de feedback sensorial, tal como ressaltado pelo maior coeficiente de determinação entre a relação desse e a pontuação do PCA-1. Essa relação, assim como será mais discutido posteriormente, está intrinsecamente relacionada aos

correlatos neurais de tais potenciais e os processos cognitivos de representação e categorização de estímulos. Além disso, a regressão apresentada confirma a relação existente entre os aspectos subjetivos reportados pelos sujeitos e as representações neurais dos estímulos correspondentes. Destaca-se assim como a redução dos potenciais P100 e N100 e o aumento dos ERPs P200, N200 e P300 estão associados ao aumento de pontuações negativas no PCA-1 (associadas às sensações de formigamento, vibração, buzzer e choque elétrico), enquanto o contrário se observa com relação aos scores positivos (correlacionados as sensações de batidinhas, toque e pulsando). Esse achado possui implicações importantes para os protocolos de feedback sensorial ao permitir correlacionar as descrições subjetivas dos indivíduos, partindo-se de um espaço vetorial independente de fatores particulares, com os correlatos neurais que representam métricas quantitativas das percepções sensoriais.

Assim, tendo destrinchado as diversas camadas associadas à percepção sensorial de voluntários hígidos, buscar-se-á, nas próximas sessões detalhar tais processos em voluntários com amputação, ressaltando-se as semelhanças e diferenças entre tais grupos.

4.3. Tarefa de discriminação tátil com análise de dinâmicas corticais – indivíduos amputados

4.3.1. Análise dos limiares de sensação e dor

Primeiramente, de maneira similar ao estudo realizado para os voluntários hígidos, realizou-se uma análise acerca dos limiares de sensação (verificado a 10 Hz) e de dor (verificado a 125 Hz) dos indivíduos amputados. A Tabela 18 apresenta a amplitude média das três verificações dos limiares de sensação e dor para cada indivíduo. De maneira geral, nota-se um limiar de dor mais elevado para esses sujeitos do que a média do limiar de dor dos indivíduos não amputados. Contudo, deve-se ressaltar que, além de todas as alterações anatômicas e de local de posicionamento dos eletrodos, os eletrodos utilizados nas coletas foram diferentes, levando assim a distribuições de correntes distintas da observada pelos indivíduos não amputados. Destaca-se ainda que o eletrodo foi posicionado em região similar à do primeiro design experimental, sendo as sensações evocadas em regiões próximas às apresentadas na Figura 15.

Tabela 18 - Amplitude de corrente média (mA) dos limiares de sensação e dor dos indivíduos amputados para a região de projeção do dedo da mão fantasma no coto.

Voluntário	Limiar sensação (mA)	Limiar dor (mA)	Amplitude estímulo m(A)
V1	1,00	3,97	3,00
V2	1,17	3,37	2,70
V3	0,60	4,23	3,10

De toda forma, nota-se que, os limiares ficaram relativamente próximos entre os indivíduos, apesar de existirem diferenças individuais que devem ser consideradas. Visando justamente considerar as particularidades de cada indivíduo, considerou-se a amplitude de 80% do limiar de dor para realização das etapas seguintes do protocolo experimental. Dessa forma, foram realizados os 25 blocos de estimulação das 5 frequências em análise e a avaliação dos aspectos qualitativos e quantitativos das sensações evocadas, tal como apresentado nas próximas sessões.

4.3.2. Estudo qualitativo das sensações evocadas

4.3.2.1. Análise do tipo de sensação

Iniciando-se o estudo qualitativo das percepções sensoriais dos voluntários amputados, realizou-se a distinção entre as frequências percebidas como discretas das frequências relatadas como contínuas. Assim, cada frequência foi apresentada 5 vezes, sendo cada tentativa contabilizada como um voto para o tipo de sensação discreta ou contínua. O voluntário 3 não concluiu as 5 tentativas e, portanto, apresenta uma quantidade máxima de votos por frequência limitada a 3. Dessa forma, Figura 46 apresenta a distribuição das percepções de cada voluntário com relação a distinção entre discreto e contínuo das frequências de estimulação. Percebe-se que o voluntário 1 relatou todas as frequências como discretas, contudo acredita-se que tal resultado está associado a uma dificuldade de compreensão do protocolo, tal como será discutido na sessão de discussão. Assim, para os outros dois voluntários, percebe-se uma clara tendência de diminuição da percepção de sensação discreta e aumento da percepção de sensação contínua com o aumento da frequência de estimulação.

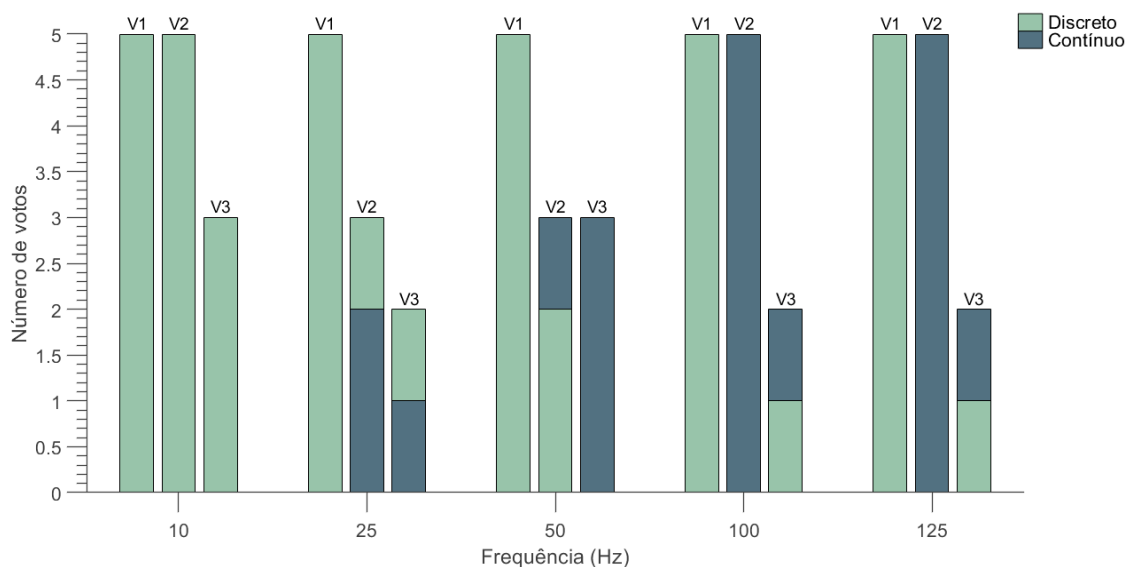


Figura 46 – Distribuição dos pareceres de cada voluntário (representados pelos termos V1, V2 e V3) acerca do tipo de sensação evocada por cada frequência de estimulação. Cada frequência foi apresentada 5 vezes, de maneira que esse é o número máximo de votos que um voluntário poderia dar para determinado tipo de sensação (discreto ou contínuo). O voluntário V3 somente conclui 3 apresentações de cada frequência.

Visando ressaltar o tipo de percepção predominante de cada voluntário para as diferentes frequências, a Figura 47 apresenta o voto majoritário de cada sujeito para as diferentes frequências. Observa-se que tanto o voluntário 2 quanto o voluntário 3 perceberam a frequência de 50 Hz como contínua, assim como a média dos voluntários hígidos. Ainda assim, associando os resultados apresentados nas Figuras 27 (gráfico de bolha da porcentagem dos votos de distinção entre as percepções dos voluntários não amputados) e 46, a frequência de 50 Hz tende a causar a maior confusão acerca do tipo de sensação evocada.

Vale ressaltar ainda que, esses mesmos voluntários, durante o protocolo de percepção sensorial, apresentaram limiar de discreto para contínuo de 50 Hz, 20 Hz e 12,5 Hz respectivamente para o bloco 3. Com exceção do voluntário 1, esses resultados podem ser visualizados também na Figura 46, na qual observa-se a percepção de frequências a partir de 25 Hz como contínuas pelos voluntários 2 e 3. Apesar disso, tem-se que ambos os voluntários, durante esse design experimental, descreveram, majoritariamente, a frequência de 25 Hz como discreta e, a partir de 50 Hz como contínua. Tais diferenças podem estar embasadas tanto em uma dificuldade de compreensão no protocolo e na descrição do tipo de sensação, quanto em uma ambiguidade da percepção de frequências a partir de 25 Hz.

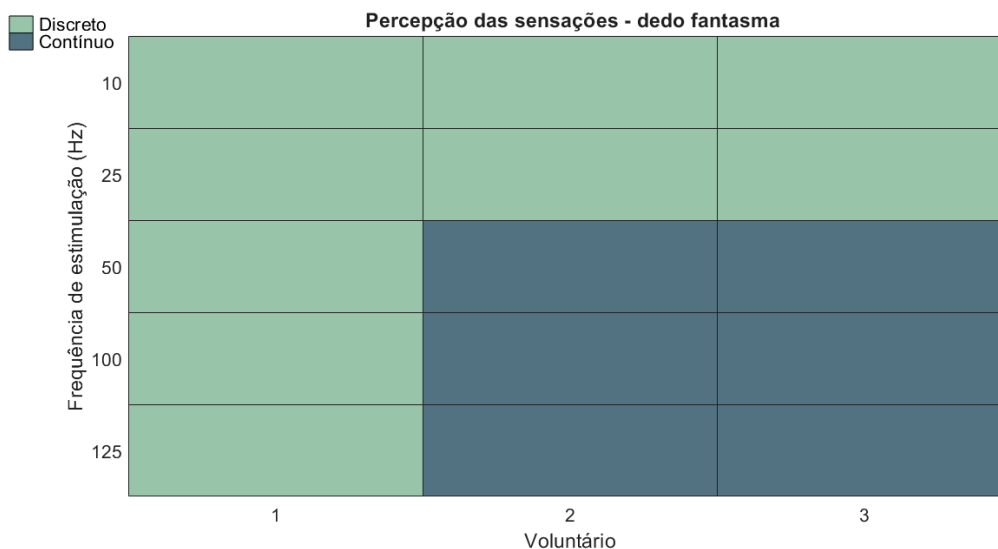


Figura 47 – Percepção, a partir do voto majoritário, do tipo de sensação (discreta ou contínua) para cada voluntário amputado considerando as diferentes frequências apresentadas na região de projeção do dedo fantasma.

Portanto, a partir dos resultados supracitados, argumenta-se que frequências inferiores a 25 Hz tendem a evocar sensações discretas, em especial as baixas frequências, enquanto estímulos com frequência superior a 50 Hz tendem a ser percebidos como contínuos. A faixa de 25 Hz a 50 Hz pode apresentar resultados ambíguos, com uma maior variabilidade entre os sujeitos do que a já apresentada nos extremos de frequência verificados. De qualquer modo, tal como apresentado nas próximas sessões, outros fatores influenciam na sensação evocada do que somente a percepção dos pulsos elétricos, assim como evidenciado pelas análises dos descritores e das respostas corticais.

4.3.2.2. Análise dos descritores

Visando complementar a investigação qualitativa das sensações evocadas, a Figura 48 apresenta o mapa de calor da porcentagem de utilização dos descritores para cada estímulo apresentado aos três voluntários com amputação. Nota-se que tais sujeitos apresentaram diferenças significativas entre as escolhas de palavras para descrever cada sensação. Algumas semelhanças podem ser observadas, tal como a utilização de batidinhas para descrever as baixas frequências. Além disso, considerando os voluntários 1 e 2, ambos utilizaram as palavras picada para descrever as baixas frequências e o descritor agulhamento para caracterizar as altas frequências.

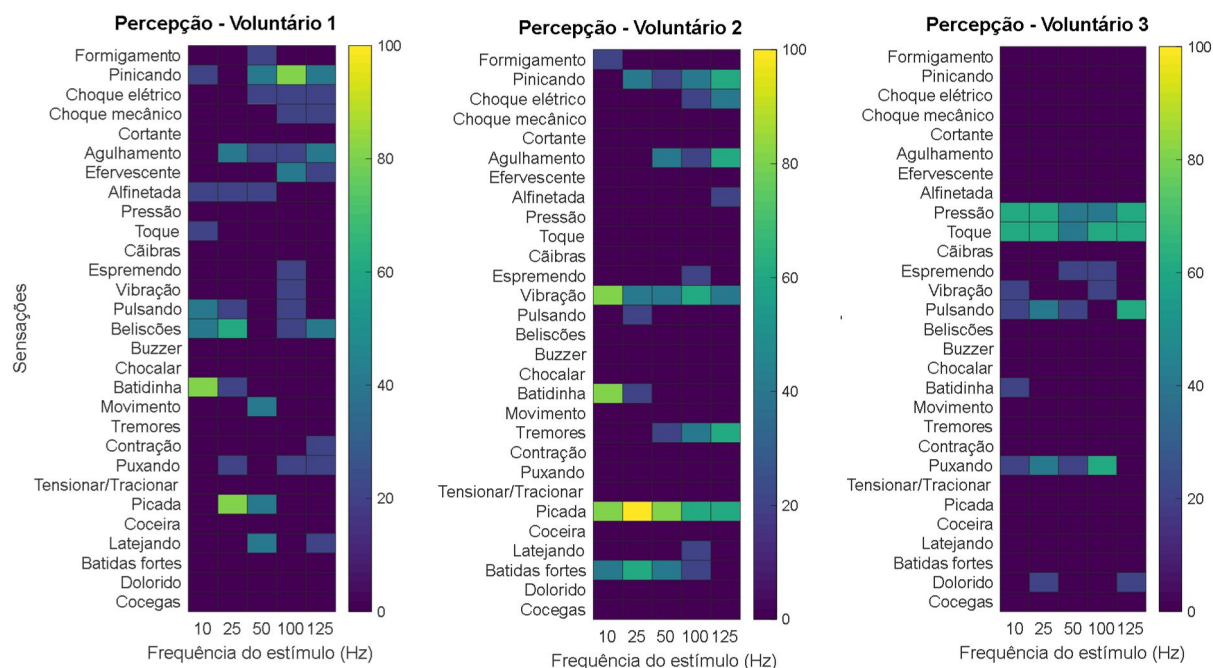


Figura 48 - Mapa de calor da porcentagem dos descritores utilizados para caracterizar as sensações relatadas pelos indivíduos amputados para os estímulos aplicados na região do dedo fantasma.

Buscando-se melhor detalhar os principais descritores utilizados por cada um dos voluntários para as baixas e altas frequências, a Tabela 19 resume os cinco principais descritores utilizados por cada sujeito. É evidente que cada voluntário utilizou um conjunto distinto de descritores para classificar as baixas e altas frequências. Contudo, dentro do seu próprio subespaço de descritores, cada sujeito relatou, em geral, descritores distintos para as frequências abaixo e acima de 50 Hz. O voluntário 2 apresentou uma maior consistência da palavra vibração ao longo dos estímulos, enquanto o voluntário 3 utilizou constantemente os descritores toque, pressão, pulsando e puxando. Não obstante, destaca-se que as percepções evocadas são multifacetadas e o conjunto de descritores utilizados para as baixas e altas frequências foi distinto para todos os voluntários.

Tabela 19 - Taxa de seleção dos descritores perceptivos para as condições de estimulação de baixa frequência e alta frequência pelos voluntários com amputação.

Dedo fantasma – Voluntário 1			
< 50 Hz		≥ 50 Hz	
Sensação	Porcentagem	Sensação	Porcentagem
Batidinhas	50,00%	Pinicando	53,33%
Beliscões	50,00%	Agulhamento	26,67%
Picada	40,00%	Choque elétrico	20,00%
Pulsando	30,00%	Efervescente	20,00%
Agulhamento	20,00%	Latejando	20,00%
Dedo fantasma – Voluntário 2			
< 50 Hz		≥ 50 Hz	
Sensação	Porcentagem	Sensação	Porcentagem
Picada	90,00%	Picada	66,67%
Vibração	60,00%	Vibração	46,67%
Batidinhas	50,00%	Agulhamento	40,00%
Batidas fortes	50,00%	Pinicando	40,00%
Pinicando	20,00%	Tremores	40,00%
Dedo fantasma – Voluntário 3			
< 50 Hz		≥ 50 Hz	
Sensação	Porcentagem	Sensação	Porcentagem
Pressão	100,00%	Toque	88,89%
Toque	100,00%	Pressão	77,78%
Pulsando	50,00%	Pulsando	44,44%
Puxando	50,00%	Puxando	44,44%
Batidinha	16,67%	Espremendo	22,22%

Assim, buscando verificar a existência de correspondências entre os descritores utilizados por esse grupo experimental, efetuou-se uma análise baseada na correlação de postos de Spearman a partir das respostas agregadas dos três sujeitos. A Figura 49 apresenta a matriz de correlação de Spearman, na qual correlações positivas são apresentadas de vermelho e correlações negativas são visualizadas em azul. Enfatiza-se aqui a forte correlação positiva entre os descritores efervescente/choque mecânico, pressão/toque, choque elétrico/pinicando e picada/latejando. Contudo, tais resultados devem ser analisados com ressalvas, uma vez que o tamanho amostral é pequeno, tendendo assim a apresentar raízes fortes nas percepções individuais de cada sujeito.

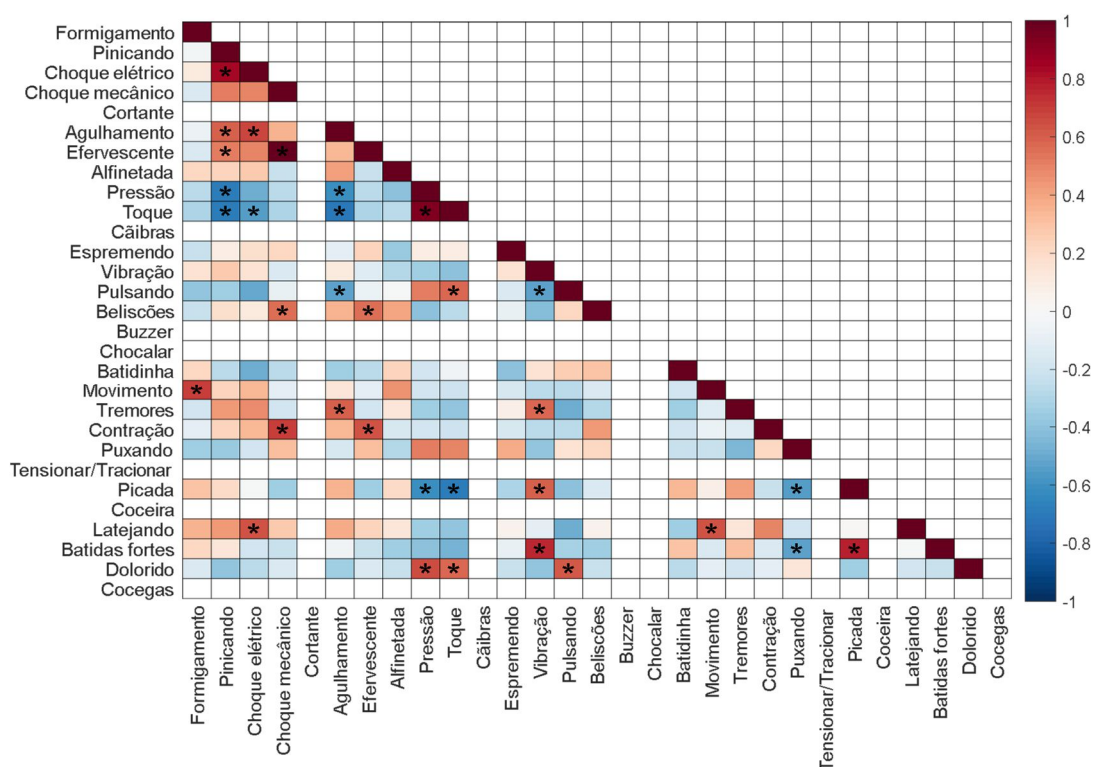


Figura 49 - Matriz de Correlação de Spearman dos descritores da qualidade das sensações considerando os estímulos apresentados no dedo fantasma dos 3 sujeitos amputados. O asterisco representa correlações que possuem significância estatística (p-valor < 0.05).

Assim, com a intenção de sintetizar os descritores similares, a Tabela 20 expõe as sensações e suas correlações positivas superiores a 0,3, na qual as palavras que também apresentaram correlação para o grupo de indivíduos não amputados são apresentadas em negrito. Novamente, os resultados devem ser considerados com restrições devido ao baixo número amostral. Contudo, ainda assim é possível verificar relações importantes entre os resultados dos dois grupos experimentais, tal como a correlação entre as sensações de agulhamento, pinicando, alfinetada e picada ou a relação entre contração, efervescente e latejando.

Tabela 20 - Resumo das principais correlações entre as sensações evocadas considerando-se o resultado da correlação de Spearman dos dados agregados dos indivíduos com amputação.

Sensação tátil	Principais correlações positivas
Formigamento	Movimento, Latejando
Pinicando	Choque elétrico, Choque mecânico, Agulhamento , Efervescente, Tremores, Latejando
Choque elétrico	Pinicando, Choque mecânico, Agulhamento, Efervescente, Movimento, Tremores, Contração, Latejando
Choque mecânico	Pinicando, Choque elétrico, Agulhamento, Efervescente, Beliscões , Contração, Puxando
Agulhamento	Pinicando , Choque elétrico, Choque mecânico, Efervescente, Alfinetada , Beliscões, Tremores, Contração, Picada , Latejando
Efervescente	Pinicando, Choque elétrico, Choque mecânico, Agulhamento, Beliscões, Contração , Puxando
Alfinetada	Agulhamento , Beliscões, Movimento
Pressão	Toque, Pulsando, Puxando, Dolorido
Toque	Pressão, Pulsando , Puxando, Dolorido
Espremendo	Puxando
Vibração	Tremores, Picada, Batidas fortes
Pulsando	Pressão, Toque , Dolorido
Beliscões	Choque mecânico , Agulhamento, Efervescente, Alfinetada, Contração
Batidinha	Picada
Movimento	Formigamento, Choque elétrico, Alfinetada, Latejando
Contração	Choque elétrico, Choque mecânico, Agulhamento, Efervescente , Beliscões, Latejando
Puxando	Choque mecânico, Efervescente, Pressão, Toque, Espremendo,
Picada	Agulhamento , Vibração, Batidinha, Tremores, Batidas fortes
Latejando	Formigamento, Pinicando, Choque elétrico, Agulhamento, Movimento, Contração
Batidas fortes	Vibração, Tremores, Picada
Dolorido	Pressão, Toque, Pulsando

Investigando-se a relação entre as frequências de estimulação a partir dos descritores utilizados pelos indivíduos com amputação, a Figura 50 apresenta a matriz de correlação entre as frequências. Assim como para os sujeitos hígidos, observa-se somente a presença de correlações positivas. Perante os resultados encontrados, percebe-se uma correlação positiva mais forte entre 50 Hz e 25 Hz, além de entre 50 Hz e as altas frequências (100 e 125 Hz). Como esperado, nota-se ainda uma maior correlação entre as baixas frequências (10 e 25 Hz) e entre as altas frequências (100 e 125 Hz).

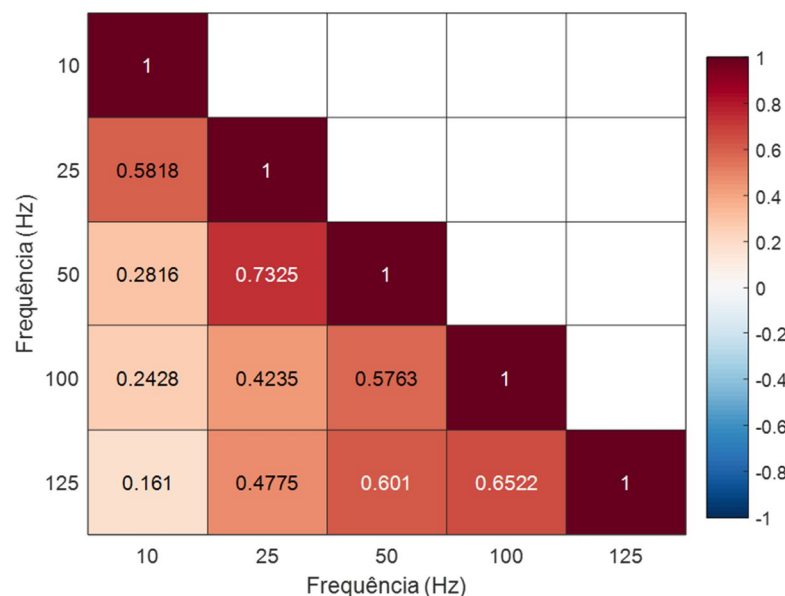


Figura 50 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação avaliando-se a soma dos descritores dos indivíduos com amputação.

Buscando-se verificar se os voluntários com amputação apresentavam um padrão de percepção sensorial similar ao apresentado pelos voluntários hígidos, realizou-se a projeção dos dados de percepção dos descritores dos voluntários amputados no espaço vetorial dos componentes principais dos voluntários sem amputação. Assim, a Figura 51 apresenta a distribuição dos dados no espaço PCA, com foco maior nos *scores* dos voluntários amputados para as diferentes frequências de estimulação. Nota-se que, em especial para os voluntários 1 e 2, os *scores* apresentam um arranjo passível de se traçar um paralelo com disposição dos dados dos voluntários hígidos. Percebe-se assim, a prevalência das baixas frequências no eixo positivo do PCA-1, enquanto as altas frequências estão dispostas no eixo negativo. Além disso, a maior distinção das respostas do voluntário 3 com relação aos dados dos voluntários hígidos pode estar associada a diversos fatores, tal como será discutido posteriormente.

Por fim, partindo-se dos dados correspondentes aos 20 primeiros componentes principais, realizou-se a redução do espaço dimensional dos dados dos voluntários com amputação. Com base nesses dados, a Figura 52 apresenta a comparação entre as matrizes de correlação baseada no espaço dos descritores e no espaço PCA para cada voluntário amputado. Verifica-se que não foi encontrada a mesma separação entre as baixas e altas frequências descrita para os voluntários hígidos na Figura 34. Apesar disso, para os voluntários 1 e 2, nota-se um aumento da correlação entre as altas frequências (50, 100 e 125 Hz) no espaço vetorial do PCA. Para o voluntário 3, observa-se um padrão de correlação muito elevado entre as frequências de 10 a 100 Hz em ambos os espaços. Destaca-se que esse voluntário não somente não finalizou as 5 tentativas de cada frequência, como também possui a percepção sensorial mais comprometida, assim como será discutido posteriormente.

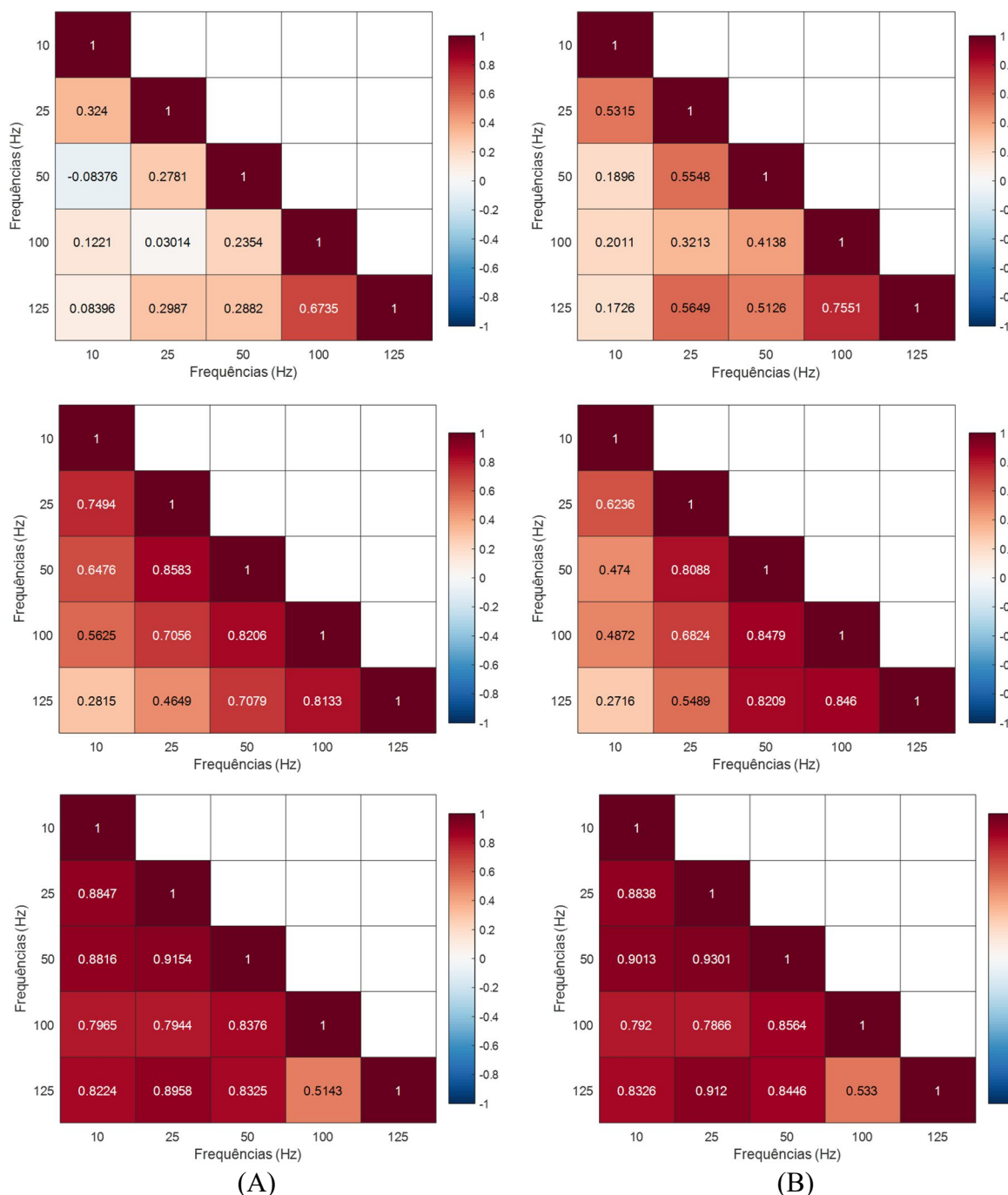


Figura 52 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação partindo-se (A) do espaço vetorial dos descritores e (B) do espaço vetorial dos PCs a partir dos dados dos voluntários 1 (gráfico superior), 2 (gráfico intermediário) e 3 (gráfico inferior).

Dessa forma, as análises apresentadas acerca das descrições subjetivas dos voluntários amputados apontam para duas conclusões: i) é possível traçar paralelos entre as percepções sensoriais de voluntários hígidos, respeitando-se particularidades individuais que estão presentes em ambos os grupos e impossibilitam generalizações e ii) apesar das correlações encontradas, é ainda mais complexo analisar as sensações evocadas por estímulos

eletrotáteis baseados somente na descrição subjetiva de indivíduos amputados. Tal como representado pelos resultados detalhados, esse grupo possui ainda maior dificuldade de percepção e categorização dos estímulos, muito provavelmente devido a todas as alterações anatomofisiológicas que tais sujeitos passaram após sofrer a amputação. Sendo assim, uma análise quantitativa de métricas corticais de percepção dos estímulos busca esclarecer pontos importantes dos processos de percepção e distinção dos estímulos, visando não somente a classificação correta desses, mas a confirmação de que sensações distintas foram evocadas, tal como desejado em sistemas de feedback sensorial.

4.3.3. Estudo das dinâmicas corticais

4.3.3.1. Análise descritiva dos potenciais evocados

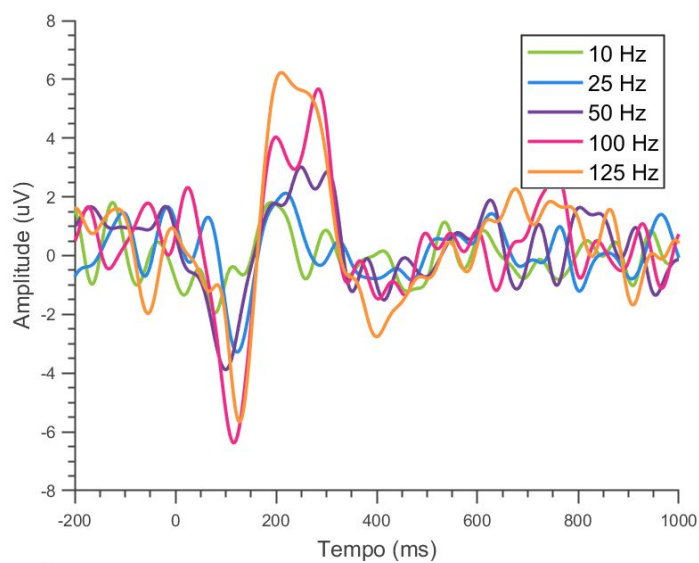
A investigação das dinâmicas corticais dos indivíduos com amputação possui um maior foco no diagnóstico individual de cada sujeito afim de considerar a diversidade anatofisiológica de cada voluntário. Dessa forma, realizou-se a promediação das épocas de cada indivíduo, considerando um número mínimo de 35 épocas válidas. A Figura 53 apresenta a resposta cortical média de cada voluntário no eletrodo central contralateral a apresentação do estímulo, ou seja, no eletrodo C3, para cada frequência de estimulação. Apesar de menos evidente, de maneira geral é possível identificar grande parte do complexo P100-N100-P200-N200-P300. Destaca-se que os ERPs apresentados na Figura 53 mostram uma maior variabilidade, assim como menor relação sinal-ruído, por se tratar da resposta individual de cada sujeito e não da resposta agregada, tal como apresentado para os voluntários hígidos. Apesar disso, percebem-se algumas tendências observadas na resposta global apresentada pelos voluntários não amputados nos ERPs apresentados na Figura 53. Em especial, observa-se uma predisposição do aumento da amplitude dos ERPs com o aumento da frequência de estimulação.

Observa-se uma diversidade na resposta tanto intra-sujeitos, ao considerar as diferentes frequências de estimulação, quanto inter-sujeitos, ao verificar as particularidades das dinâmicas de cada indivíduo. Como supracitado, a frequência de estimulação tende a provocar um aumento da amplitude, em especial em ERPs tardios. Considerando as distinções entre cada sujeito, para o voluntário 1, a frequência de estimulação parece ter tido alguma influência também na latência dos ERPs tardios. Enquanto isso, o voluntário 3 apresentou um componente P300 de maior latência, com pico mais próximo de 400 ms após a apresentação

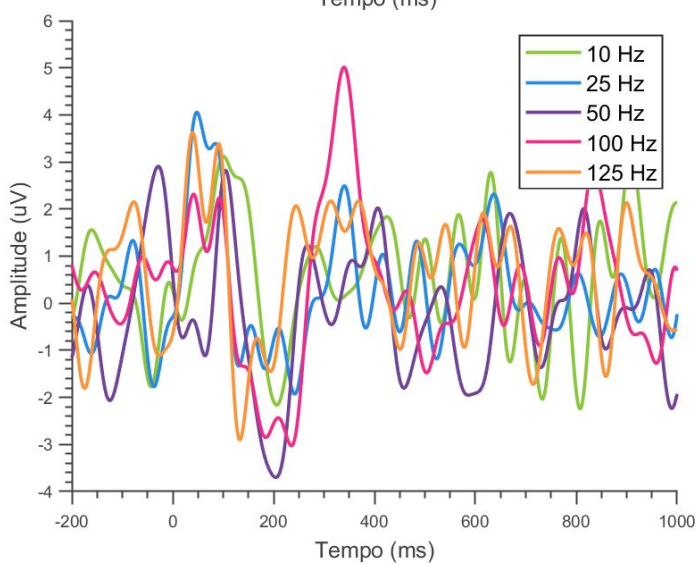
do estímulo. Por fim, o voluntário 2 apresentou a resposta com a pior relação sinal-ruído e com grande alterabilidade entre as respostas evocadas por cada estímulo eletrotátil.

A análise topográfica detalhada da evolução temporal dos ERPs foi realizada também para cada sujeito. Para tanto, utilizou-se uma janela abrangendo parte do período pré-estímulo e outras 6 janelas temporais incorporando momentos do pós-estímulo para contemplar as variações de latência dos indivíduos. Dessa forma, a Figura 54 apresenta a distribuição dos potenciais evocados pelo voluntário 1 para cada frequência de TENS. Nota-se a presença mais marcante dos potenciais P200 e P300, em especial para as altas frequências. Tais componentes, assim como esperado, apresentaram tendência centro-parietal. Além disso, percebe-se como componente negativo mais marcante o N100, que também apresentou tendência de aumento da amplitude com elevação da frequência. De maneira geral, as baixas frequências não evocaram ERPs tão significativos para esse voluntário.

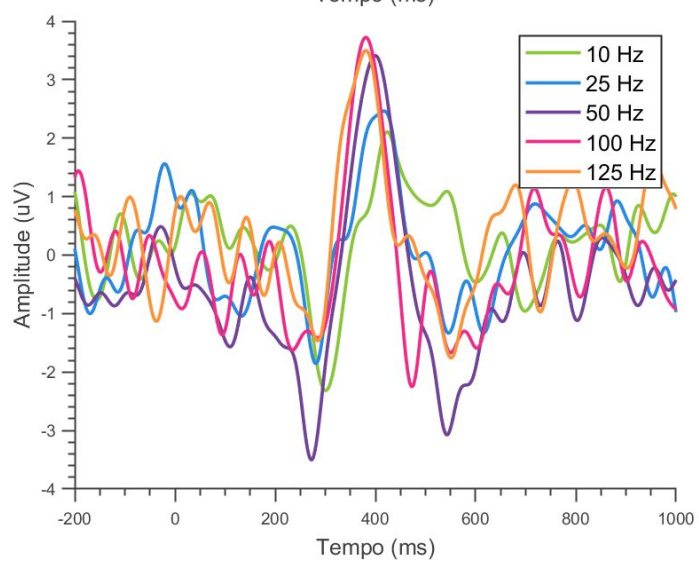
Por sua vez, tal como apresentado na Figura 55, o voluntário 2 apresentou maior variação da sua resposta cortical eliciada. Em especial observa-se a presença de P300 significativo para as frequências de 25 e 50 Hz. Além disso, componentes negativos, como N100 e N200 apresentaram maior prevalência para as altas frequências. Acrescenta-se que, tal sujeito apresentou componente P100 expressivo, em especial para 10 Hz. Por fim, a Figura 56 apresenta o resultado para o voluntário 3, no qual destaca-se um componente P300 de maior latência, com atividade média mais expressiva entre 400 e 450 ms. Ressalta-se que, esse sujeito apresentou componentes negativos mais expressivos, tal como N100 e N200. A tendência de aumento da amplitude dos ERPs com o aumento da frequência do estímulo não foi tão evidente para esses dois últimos sujeitos, tal como será discutido posteriormente.



(A)



(B)



(C)

Figura 53 – Resposta média do (A) voluntário 1, (B) voluntário 2 e (C) voluntário 3 no eletrodo central contralateral a apresentação do estímulo (C3) para as frequências de 10 Hz (curva verde), 25 Hz (curva azul), 50 Hz (curva rosa), 100 Hz (curva rosa) e 125 Hz (curva laranja).

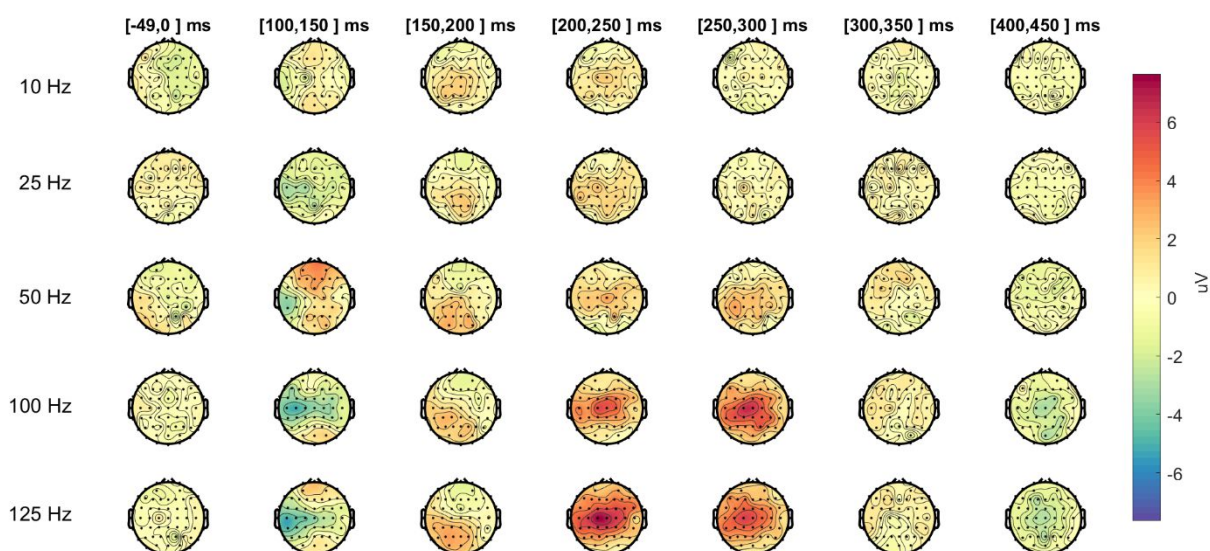


Figura 54 - Distribuição topográfica do sinal EEG em janelas de interesse para os ERPs para os diferentes estímulos apresentados na região do dedo fantasma do voluntário 1. Cada mapa topográfico representa a amplitude média do sinal na janela representada no topo. A primeira coluna representa o período pré-estímulo e as demais apresentam facetas do período pós-estímulo.

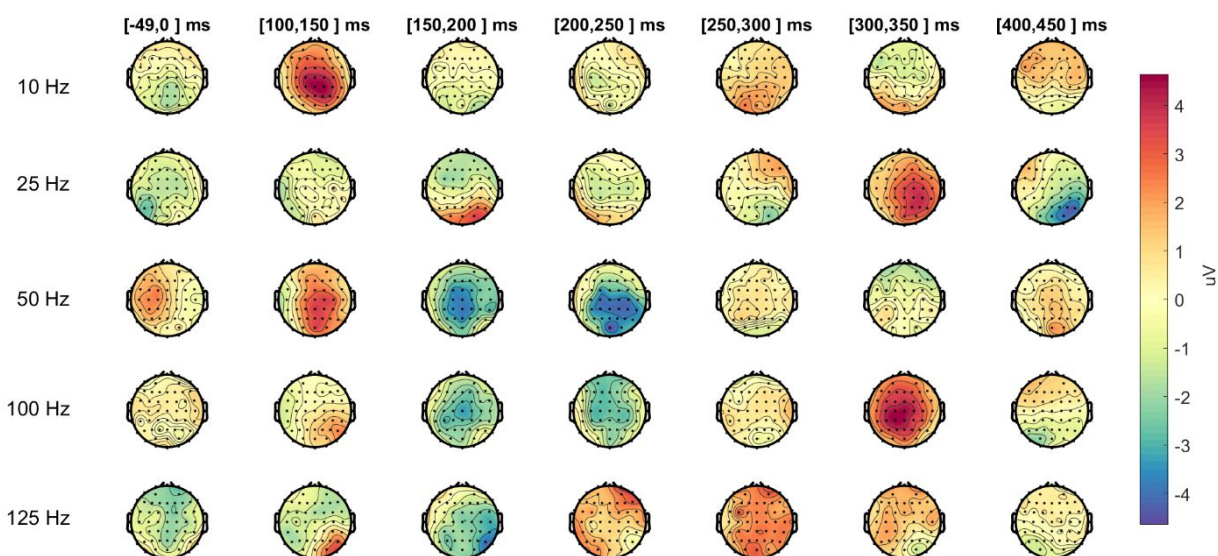


Figura 55 - Distribuição topográfica do sinal EEG em janelas de interesse para os ERPs para os diferentes estímulos apresentados na região do dedo fantasma do voluntário 2. Cada mapa topográfico representa a amplitude média do sinal na janela representada no topo. A primeira coluna representa o período pré-estímulo e as demais apresentam facetas do período pós-estímulo.

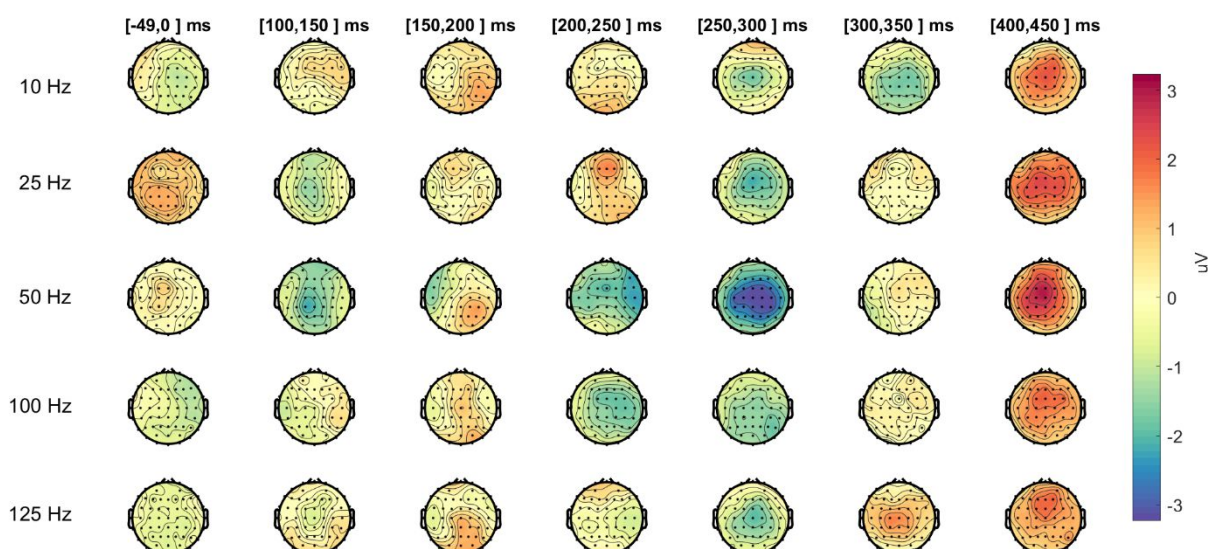


Figura 56 - Distribuição topográfica do sinal EEG em janelas de interesse para os ERPs para os diferentes estímulos apresentados na região do dedo fantasma do voluntário 3. Cada mapa topográfico representa a amplitude média do sinal na janela representada no topo. A primeira coluna representa o período pré-estímulo e as demais apresentam facetas do período pós-estímulo.

Para finalizar, buscou-se investigar se era possível distinguir as respostas corticais provenientes dos diferentes estímulos eletrodérmicos para cada voluntário. Para tanto utilizou-se a amplitude e latência do potencial P300 após a promediação de grupos de 10 épocas como atributo de entrada para uma SVM. A classificação foi realizada utilizando-se todos os 60 eletrodos de EEG e também o subconjunto especificado a partir da otimização com AG. Assim, a Figura 57 apresenta a matriz de confusão para cada sujeito. Infere-se que a classificação com os eletrodos otimizados possui um desempenho inferior, em especial para as baixas frequências. Contudo, ainda é possível observar uma alta taxa de verdadeiro positivo para todas as classes de todos os indivíduos. A acurácia média do voluntário 1 foi igual a 98,05% para todos os eletrodos e 95,12% para os eletrodos otimizados. O voluntário 2 apresentou 88,29% de acerto com todos os eletrodos e 78,05% para o grupo de eletrodos otimizados. Por fim, o voluntário 3 apresentou uma acurácia igual a 86,83% para todos os eletrodos e 84,88% para o subgrupo otimizado.

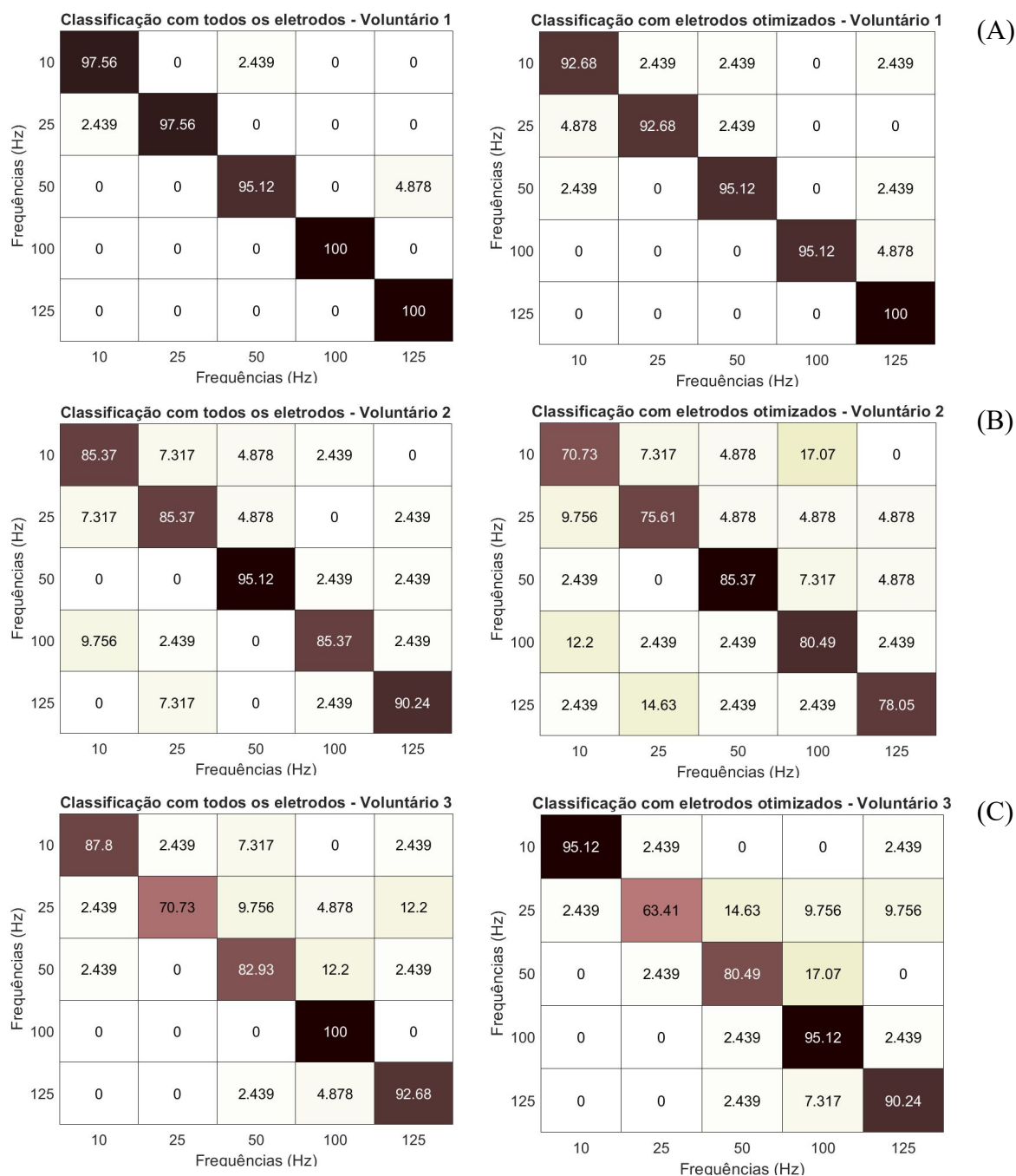


Figura 57 - Matriz de confusão para a classificação com SVM a partir dos atributos do P300 extraídos da promediação de grupos de 10 épocas, considerando os dados de (A) voluntário 1, (B) voluntário 2 e (C) voluntário 3. Os gráficos a direita apresentam a classificação utilizando os 60 eletrodos e a direita são apresentados os resultados da classificação com os eletrodos otimizados.

Verifica-se assim que, os resultados apresentados apontam para a eliciação de sensações distintas entre os diferentes estímulos eletrotáteis. Em consonância com as descrições subjetivas, percebe-se que os sujeitos amputados foram capazes de perceber distinções entre os estímulos apresentados, apesar de tais distinções serem menos evidentes

nas descrições subjetivas quando confrontado com os indivíduos hígidos. Dessa forma, para concluir as investigações analisadas, buscou-se verificar se também era possível encontrar relações entre os potenciais evocados neurais e os *scores* apresentados no espaço vetorial composto pelos coeficientes do PCA.

4.3.4. Potenciais evocados e percepções sensoriais

Dessa forma, visando verificar as relações entre as componentes subjetivas e quantitativas das investigações acerca da percepção sensorial realizou-se a regressão linear da variável dependente amplitude do potencial evocado médio de cada sujeito (considerando a média dos eletrodos centro-parietais já mencionados) e a variável independente *score* do PCA-1. O resultado de cada sujeito é apresentado a seguir, destacando-se as diferenças e similaridades entre sesses e os resultados apontados pelos sujeitos hígidos. Os principais pontos em comum consistem na predominância da discriminação nas extremidades da curva das baixas e altas frequências e um maior coeficiente de determinação associado à regressão da amplitude do potencial P300.

Assim, a Figura 58 apresenta o resultado da regressão considerando os dados do voluntário 1. Verifica-se um claro paralelo entre as curvas de tal voluntário e a tendência média dos indivíduos hígidos, tal como destacado pelas curvas crescentes para os ERPs P100 e N100 e decrescente para P200, N200 e P300. Além disso, em especial para os potenciais intermediários e tardios, observa-se a discriminação das extremidades com as baixas e altas frequências, tal como obtido para os voluntários sem amputação. Apesar do baixo coeficiente de determinação, exceto para o potencial P300, que apresentou um R^2 superior a 0,60, a distribuição dos pontos é representativa da distinção entre os estímulos apresentados e da correlação existente entre os descritores mais associados aos coeficientes positivos (batidinha, pulsando e toque) e negativos (formigamento, buzzer, vibração e choque elétrico) do PCA-1.

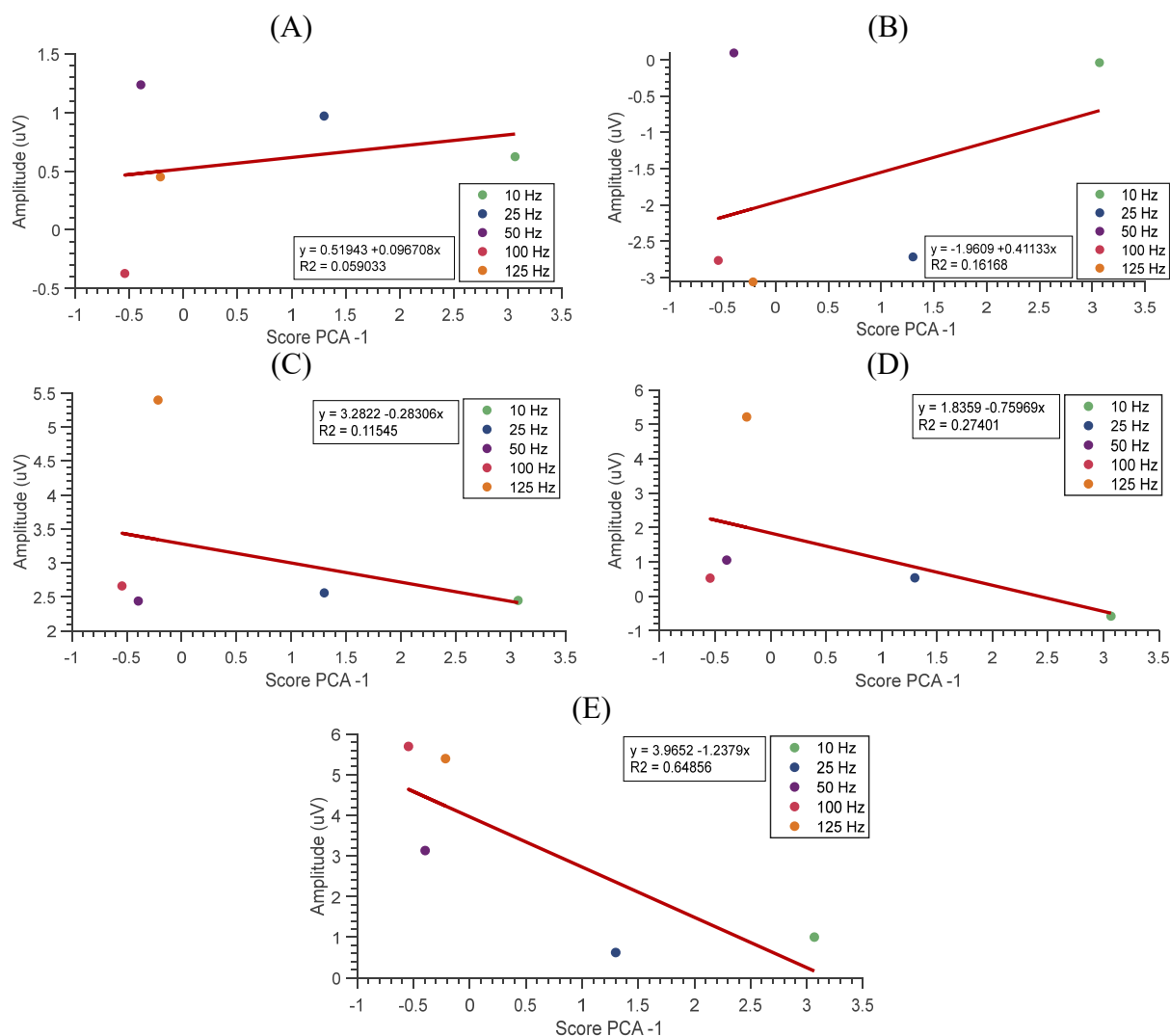


Figura 58 - Gráfico de dispersão e regressão linear da amplitude dos ERPs correspondentes ao voluntário amputado 1 (variável dependente) com relação aos *scores* mapeados para o espaço vetorial do PCA-1 (variável independente), para os potenciais (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300.

Por sua vez, a Figura 59 apresenta as curvas associadas aos potenciais evocados e à pontuação do PCA do voluntário 2. Destaca-se que tal voluntário apresentou as respostas corticais mais distintas, considerando tanto os voluntários sem amputação, quanto os próprios indivíduos com amputação. A coleta dos sinais EEG com menor relação sinal-ruído prejudicou um pouco a análise dos ERPs. Observa-se assim uma tendência decrescente da curva de regressão somente para os potenciais P100 e P300. Além disso, apesar dos baixos coeficientes de determinação, é possível verificar a tendência de separação tanto dos descritores quanto das amplitudes dos ERPs com relação as frequências de estimulação.

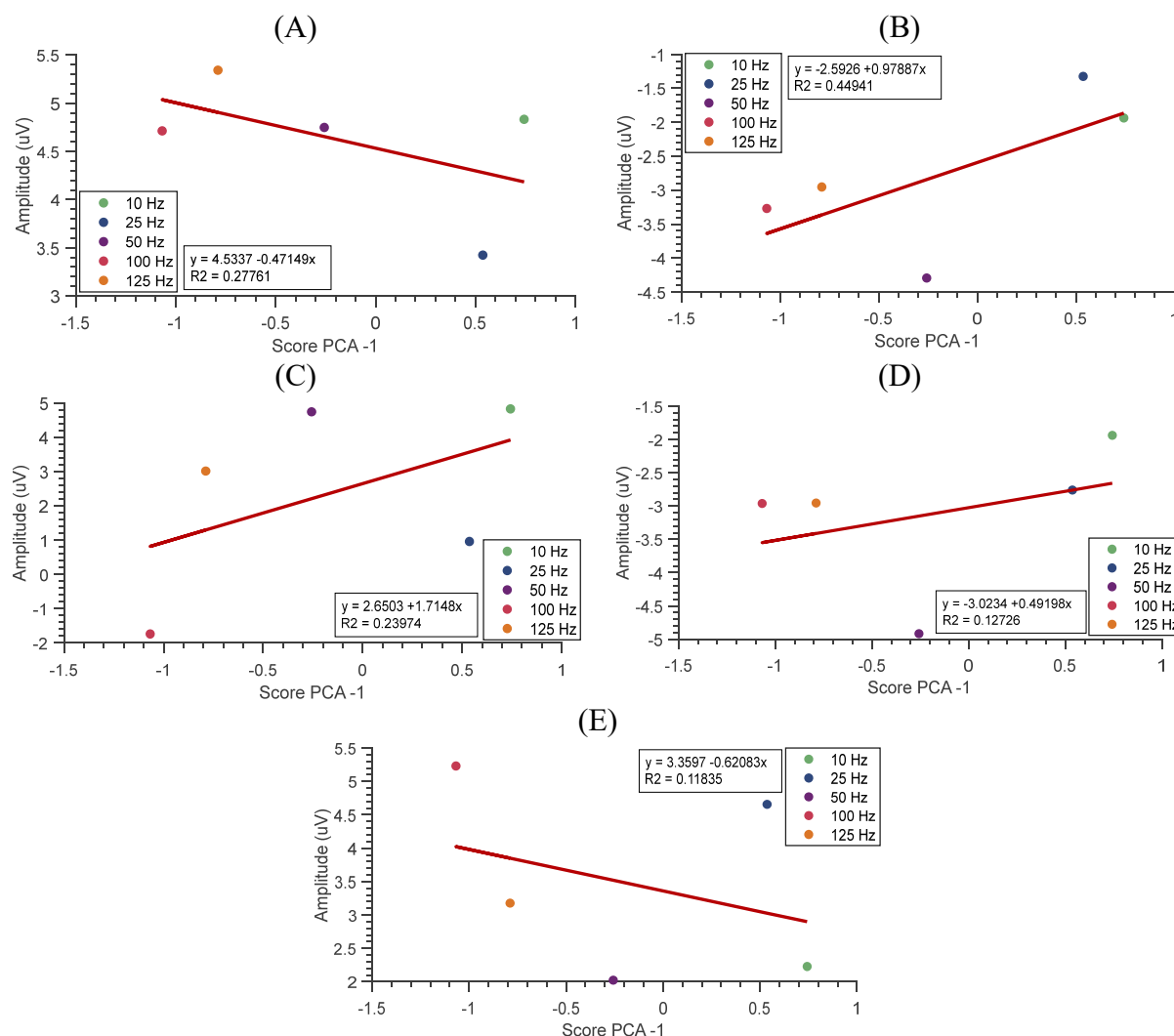


Figura 59 - Gráfico de dispersão e regressão linear da amplitude dos ERPs correspondentes ao voluntário amputado 2 (variável dependente) com relação aos scores mapeados para o espaço vetorial do PCA-1 (variável independente), para os potenciais (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300.

Por fim, a Figura 60 ilustra a relação existente entre os ERPs do voluntário 3 e seus respectivos *scores* no PCA-1. Não é possível perceber uma categorização tão clara dos estímulos, uma vez que os descritores utilizados para a frequência de 125 Hz aproximaram tal ponto mais das baixas do que da segunda maior frequência. Tal resultado evidencia como a análise subjetiva ainda é muito individual e de difícil generalização. Tal voluntário foi capaz de perceber esse estímulo como contínuo, mas, ainda assim, descreve-o com palavras mais comumente utilizada para estímulos discretos. Destaca-se que tal voluntário apresentou, com recorrência, os mesmos descritores (formigamento, pressão e toque) para os diferentes estímulos, mas que a combinação desse com os outros descritores utilizados ainda foi capaz

de diferenciar as frequências de estimulação eletrodérmica. Além disso, tal voluntário realizou somente 3 tentativas para cada frequência o que prejudicou a análise dos ERPs.

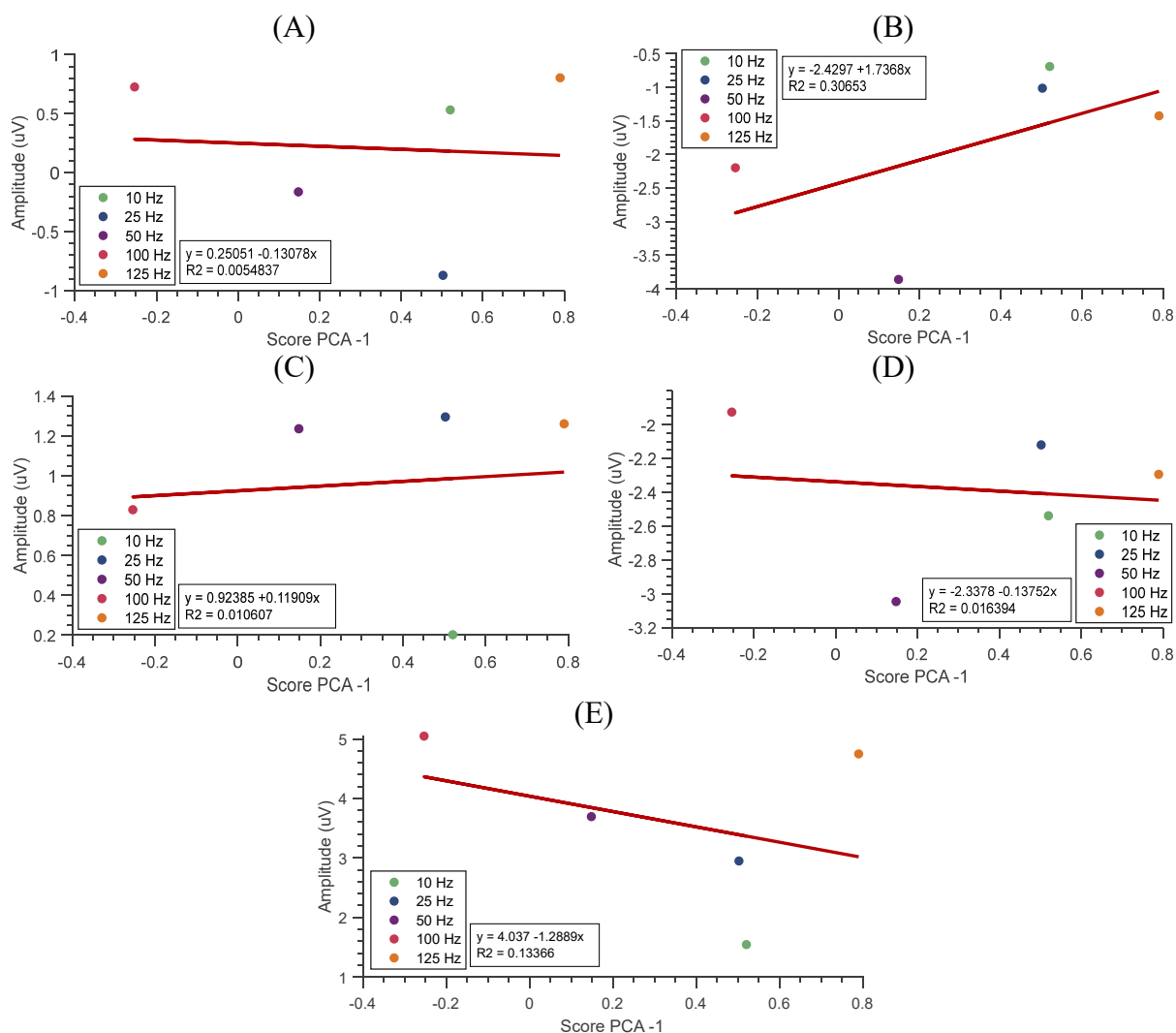


Figura 60 - Gráfico de dispersão e regressão linear da amplitude dos ERPs correspondentes ao voluntário amputado 3 (variável dependente) com relação aos scores mapeados para o espaço vetorial do PCA-1 (variável independente), para os potenciais (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300.

Portanto, assim como será discutido na próxima sessão, ressaltam-se os seguintes achados do presente estudo:

- i) a investigação dos processos neurais não somente torna possível a distinção de estímulos eletrotáteis, como também complementa as investigações subjetivas acerca das sensações evocadas, e
- ii) notam-se relações lineares entre as descrições subjetivas fornecidas pelos voluntários (através do espaço vetorial do PCA) e as respostas corticais

eliciadas pelos diferentes estímulos, sendo tais relações próximas das encontradas para voluntários hígidos.

Destaca-se que tais resultados apesar de apontar para possíveis generalizações não devem ser utilizados como “regra”, uma vez que as especificidades de cada indivíduo devem ser levadas em consideração para uma análise fidedigna das percepções sensoriais. Dessa forma, advoga-se pela investigação complementar das percepções sensoriais e dos processos neurais associados aos estímulos TENS, de maneira individualizada, tal como realizado no presente estudo.

5. DISCUSSÃO

O controle bidirecional de próteses de membro superior requer o desenvolvimento de uma interface neural intuitiva e com baixo esforço cognitivo (PASLUOSTA et al., 2022). Considerando a estimulação das vias aferentes para restauração das sensações, a TENS é amplamente utilizada para evocar sensações de maneira homóloga e somatotópica (QIN et al., 2022; ZHANG et al., 2022). Contudo, ainda não existe um consenso acerca de parâmetros e configurações que possibilitem eliciar sensações naturalísticas que mimetizem as percepções humanas (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; DA COSTA et al., 2022). Ademais dos desafios intrínsecos à técnica, não existem protocolos padronizados para acessar e avaliar tanto aspectos subjetivos das complexas sensações evocadas, quanto mais aspectos quantitativos (GONZALEZ et al., 2022). Nesse âmbito, o presente estudo teve como objetivo não somente identificar parâmetros da estimulação capazes de evocar sensações distintas, como também propor uma metodologia de investigação das percepções subjetivas e corticais em sistemas de feedback sensorial, tal como discutido a seguir.

5.1. Caracterização da percepção sensorial de indivíduos amputados

O presente design experimental teve como principal objetivo a análise da percepção sensorial de voluntários amputados e a comparação dessa com os achados de Costa et al. (2022) para voluntários hígidos. Assim, antes de mais nada, faz-se necessário elencar algumas particularidades dos voluntários amputados do estudo que podem apresentar questões chaves para os achados de toda a pesquisa. Nesse contexto, destaca-se que todos os voluntários relataram percepção do membro fantasma, sem efeito de telescopia. O fenômeno do membro fantasma é amplamente relatado e discutido na literatura relacionado à amputação e ao uso de próteses, embora ainda não exista um consenso sobre a incidência dessas sensações em amputados (PIROWSKA et al., 2014; STANKEVICIUS et al., 2020). Trabalhos recentes estimam que uma porcentagem próxima a 60% dos amputados sofrem de dor fantasma (ARSHAD et al., 2023; PIROWSKA et al., 2014) e entre 60 e 85% dos amputados experimentam alguma sensação fantasma ao longo da vida (ARSHAD et al., 2023).

Na literatura, o membro fantasma geralmente é descrito como ocupando um espaço corporal verídico, em uma postura e posição habitual (GIUMMARRA et al., 2007). Contudo, em unanimidade, os voluntários relataram sentir a mão predominantemente fechada

e tensionada, com essa tensão aumentando até possivelmente atingir características associadas à dor do membro fantasma. Essa característica já apresenta um desafio ao estudo proposto, não somente para localizar os dedos do membro fantasma (uma vez que esses se encontram muito próximos uns dos outros), como também para eliciar as sensações táteis. Um dos voluntários chegou a relatar: “a sensação precisa ser mais forte que o incômodo que já está para eu conseguir sentir”, ilustrando assim as dificuldades não somente do presente estudo, mas dos sistemas de feedback sensorial como um todo.

Além dos pontos comuns aos três sujeitos, destaca-se que o voluntário 3 apresentava a menor sensibilidade tátil em seu coto. Deve-se ressaltar que tal voluntário apresentou um grande trauma anterior à amputação, que acarretou a reconstrução de boa parte de seu braço com enxertos. Assim, acredita-se que tais características podem ter potencializado a formação de processos inflamatórios e neuromas das fibras nervosas (PIROWSKA et al., 2014), uma vez que tal voluntário constantemente relatava que os “nervos estavam agitados”, referindo-se à presença de incômodos associados a dor fantasma. Foi justamente devido a esses incômodos que a coleta dos sinais corticais foi interrompida, novamente ilustrando um desafio da restauração tátil uma vez que a estimulação deve ser forte o suficiente para provocar sensações claras, contudo sem apresentar risco de desconforto ao voluntário.

Dessa forma, os fenômenos fantasmas descritos apresentam-se como uma via de mão dupla, uma vez que esses podem estar associados tanto a um desconforto extremo, como no caso da dor do membro fantasma (PIROWSKA et al., 2014), quanto a uma janela fundamental para o restabelecimento de funcionalidades perdidas, tal como no uso da sensação do membro fantasma para gerar feedback sensorial (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020). Em outras palavras, o sistema neural que produz os fenômenos fantasma é a mesma maquinaria com a qual as próteses devem ser assimiladas para permitir uma restauração mais intuitiva das sensações hápticas (BLUMBERG; DOOLEY, 2017)

Neste contexto, sabe-se que vários fatores podem influenciar as sensações evocadas, desde a natureza da interface, até o local de estimulação e os parâmetros do estímulo (GONZALEZ et al., 2022). Assim, o presente design experimental buscou demonstrar não só como os parâmetros de amplitude e frequência do estímulo eletrotátil podem influenciar a informação sensorial percebida, mas também a relação entre a sensação evocada *in-loco* e a sensação referida no dedo alvo. Nesse contexto, verificou-se que a modulação da amplitude da estimulação foi fundamental para atingir sensação referida no dedo fantasma dos voluntários para todas as frequências. Sabe-se que o feedback sensorial

somatotópico na região da projeção do dedo permite um melhor desempenho em tarefas de discriminação tátil (ZHANG et al., 2015), por isso é de extrema importância garantir que o intervalo de parâmetros possibilite atingir esse objetivo. A amplitude de 80% do limiar de dor foi a única que possibilitou as sensações referidas para todos os estímulos TENS, destacando-se que essa é adaptada para as percepções de cada sujeito.

Com relação à qualidade das sensações evocadas, estudos anteriores demonstraram uma relação linear entre a amplitude da corrente e a intensidade sensorial evocada (CHAI et al., 2015). No presente estudo, os voluntários foram capazes de relatar um aumento na intensidade da sensação (tanto *in-loco* quanto referida ao dedo) com o aumento da corrente de estimulação ao longo dos três blocos experimentais. Vale ressaltar que a utilização de amplitudes relacionadas a porcentagens dos limiares de sensação e de dor de cada indivíduo busca possibilitar a evocação de sensações qualitativamente semelhantes, mas que considerem as particularidades de cada sujeito. Essas diferenças individuais são encontradas em vários estudos, com alterações individuais que vão desde a capacidade de discriminar diferentes amplitudes (CORDON et al., 2012) até diferentes limiares para cada sujeito (CHAI et al., 2015; D'ANNA et al., 2017; ZHANG et al., 2022). Tais variabilidades estão associadas, entre outros fatores, como as propriedades elétricas da pele, que estão em constante mudança (LIN et al., 2022), e devem ser consideradas durante o desenvolvimento de um sistema de feedback sensorial.

Dessa forma, considerando uma mesma amplitude, ou seja, um mesmo bloco experimental, buscou-se verificar se a percepção de intensidade de cada voluntário seguia o mesmo comportamento logarítmico descrito por Costa et al. (2022) (DA COSTA et al., 2022). Assim, essa relação foi apresentada o melhor resultado durante o bloco experimental 3, o mesmo que evocou as sensações referidas no dedo fantasma ao longo de todos os estímulos eletrodérmicos. Destaca-se novamente que as baixas amplitudes foram mais difíceis de serem percebidas, sendo a necessidade de alocação de uma maior quantidade de recursos atencionais para a percepção um dos possíveis motivos dos comportamentos de intensidade descritos para os blocos 1 e 2. Além disso, assim como descrito por (DA COSTA et al., 2022; GRACZYK et al., 2018), os aumentos e decrementos sequenciais na frequência do estímulo TENS provocaram um comportamento de histerese durante o último bloco experimental.

Com relação à frequência de estimulação, em geral os estudos indicam para uma relação mais complexa entre esse parâmetro e as sensações evocadas. A variação na frequência é por vezes mais difícil de ser discriminada, categorizada e descrita do que a variação na amplitude (CORDON et al., 2012). Além disso, o presente estudo corrobora com

os resultados encontrados na literatura sobre uma relação não linear entre a intensidade sensorial percebida e a frequência de estimulação, reforçando a complexidade da percepção de tal parâmetro (CHAI et al., 2015; DA COSTA et al., 2022). A multiplicidade da influência da frequência de estimulação ao eliciar sensações por meio da TENS está relacionada não apenas ao modelo logarítmico de sua relação com a intensidade da sensação, mas também à percepção de incrementos e decrementos ao longo de sua variação. O trabalho de Cordon et al. (2012) demonstrou uma capacidade de discriminação distinta entre indivíduos variando de 5 a 30 Hz/sensação (CORDON et al., 2012).

O presente estudo demonstrou que os indivíduos são capazes de diferenciar mudanças de frequência inferiores a 5 Hz, porém essa habilidade não é igual em todo o espectro de frequências utilizado. Assim, a habilidade de discriminação parece ser maior nas frequências mais baixas, como evidenciado pelo menor erro no início e no final das fases incremental e decremental. Porém, em altas frequências, observa-se uma menor capacidade de diferenciação dos estímulos, tanto na intensidade da sensação quanto na variação da frequência, demonstrando a dificuldade dos indivíduos em discriminar, por exemplo, estímulos em 125 Hz e 111,11 Hz. Na literatura, já encontra-se descrito a menor sensibilidade humana para discriminar vibrações táteis mais altas (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; GRACZYK et al., 2022). Dessa forma, em um primeiro momento, pode-se argumentar que a utilização de baixas frequências permite eliciar uma maior gama de sensações, tal como desejável em sistemas de feedback sensorial. Contudo, tal como demonstrado pelos resultados do segundo design experimental, as altas frequências também possibilitam evocar sensações distintas e importantes para compor o espectro de sensações humanas.

Além disso, estudos já apontavam para a influência da frequência do estímulo na área da sensação evocada (D'ANNA et al., 2017). Assim, o presente estudo pode comprovar como, assim como a amplitude, a frequência de estimulação pode influenciar na capacidade da TENS em atingir as terminações nervosas relacionadas à projeção do membro no coto de indivíduos amputados. Neste contexto, considerando a amplitude constante do bloco 2, as frequências mais baixas não foram capazes de eliciar sensações referidas nem durante a fase incremental nem durante a fase decremental. Ademais, foi relatado, pelos indivíduos 1 e 2, um aumento da área de sensação referida no dedo com o aumento da frequência durante a tentativa 2 e 3. Nesse sentido, um dos fatores que explicam as frequências mais altas estarem relacionadas a uma área de sensação maior ou a uma sensação referida aumentada é o modelo de impedância elétrica da pele, que funciona como um filtro passa-alta e permite a penetração de altas frequências para estimulação dos nervos (LIN et al., 2022). Além disso, o aumento da

frequência dos estímulos elétricos está associado a um aumento concomitante da taxa de disparo da população neuronal (GRACZYK et al., 2022).

Por fim, as sensações táteis evocadas com TENS são comumente classificadas entre sensações discretas e sensações contínuas. Nesse contexto, o parâmetro que mais se destaca por influenciar na categorização da sensação evocada em uma dessas duas classes é a frequência do estímulo. Diferentes estudos encontraram resultados distintos quanto ao limiar entre essas categorias. Osborn et al. (2018) aplicaram TENS no nervo ulnar e mediano de um voluntário amputado com largura de pulso de 5 ms e amplitude de 1,6 mA e encontraram limiares de frequência discretos próximos a 20 Hz (OSBORN et al., 2018). Enquanto isso, Zhang et al. (2016), usando uma amplitude de 1,5 mA e larguras de pulso entre 200 e 300 us, foram capazes de evocar sensações contínuas a partir de 75 Hz (ZHANG et al., 2016).

O presente estudo encontrou valores diferentes para os limiares discreto-contínuo e contínuo-discreto, além de apontar para diferenças significativas entre os indivíduos. Vale destacar que o voluntário 3 apresentou limiares incomumente baixos, se comparado aos resultados relatados por Costa et al. (2022) e os outros sujeitos do presente trabalho. De maneira geral, os voluntários apresentaram uma certa dificuldade inicial na compreensão do conceito de frequência da estimulação. Parte dessa dificuldade deve-se à configuração de apresentação em blocos do estímulo, ou seja, da presença de intervalos entre o período de estimulação. Além dessa dificuldade inicial, o voluntário 3 realizou com sucesso somente o último bloco experimental, contribuindo para um menor nível de aprendizagem acerca dos tipos de estímulo e os parâmetros que estavam sendo avaliados.

Portanto, no presente protocolo experimental, buscou-se avaliar as sensações evocadas pela eletroestimulação cutânea por meio de testes psicofisiológicos em voluntários amputados. Os resultados apontam para diferenças individuais significativas, além de distinções entre as sensações evocadas em voluntários com amputação adquirida e sujeitos hígidos. Apesar das diferenças entre os sujeitos, os resultados implicam em alguns pontos comuns, como:

- i) a utilização de uma amplitude de corrente igual ou superior a 80% do limiar de dor para evocar sensações referidas nos dedos do membro fantasma;
- ii) maior clareza para distinguir a intensidade da sensação evocada durante a fase decremental do que durante a fase incremental;

- iii) maior facilidade de diferenciação de baixas frequências do que de altas frequências, tanto em termos de intensidade do estímulo como em termos de frequência de estimulação, e
- iv) utilização de frequências superiores a 50 Hz para evocar sensações contínuas.

Assim, os resultados encontrados também confirmam a relação entre percepções de sensações evocadas em voluntários amputados e com voluntários não amputados, conforme apresentado no trabalho de Costa et al. (2022). Algumas diferenças podem ser destacadas, como o sentido de sensação referida em membro fantasma e menor limiar de diferenciação entre frequências discretas e contínuas. Contudo, apesar de tais diferenças, pode-se traçar paralelos entre as sensações evocadas no dedo de sujeitos hígidos e aquelas sentidas no membro fantasma de voluntários amputados. Em especial, destaca-se a importância do modelo logaritmo encontrado para a possível aproximação da percepção sensorial de um indivíduo, partindo-se da análise de poucos pontos de frequência. Essa relação mostrou-se verdadeira tanto para sujeitos hígidos quanto amputados. E justamente por apresentar como a relação entre frequência de estimulação e as sensações evocadas pode ser complexa, que o próximo protocolo experimental buscou avaliar melhor a influência da frequência nas percepções subjetivas e corticais de indivíduos.

5.2. Tarefa de discriminação tátil com análise de dinâmicas corticais – indivíduos hígidos

Primeiramente, buscou-se analisar e validar a metodologia de avaliação de percepção tátil evocada por TENS com voluntários hígidos. Assim, o primeiro ponto estudado consistiu na verificação do efeito da lateralidade de apresentação do estímulo e do sexo do voluntário nos limiares de dor e sensação. Tais limiares, são a base de todo o protocolo experimental, uma vez que a corrente de estimulação utilizada é igual a 80% do limiar de dor e deve ser superior ao limiar de sensação do voluntário. Nesse contexto, o presente estudo não encontrou efeito da lateralidade nos limiares analisados. Em outras palavras, a dominância da mão dos indivíduos não influenciou nem na sua sensibilidade nem na sua tolerância a estímulos nocivos. Tal resultado é importante, uma vez que grande parte das amputações são unilaterais e sabe-se que taxas de abandono ainda maiores são observadas entre indivíduos que perderam sua mão dominante (SALMINGER et al., 2022).

Adentrando nas análises subjetivas e qualitativas das sensações evocadas ao longo do protocolo experimental, assim como discutido previamente, a categorização de estímulos como discreto ou contínuos possui grande variabilidade entre sujeitos. No presente estudo, foi observada uma tendência geral de classificação das frequências iguais ou superiores a 50 Hz como contínuas. Esse resultado também foi encontrado em outros estudos (DA COSTA et al., 2022; GRACZYK et al., 2022). Contudo, essa tendência não foi observada em todos os indivíduos hígidos, apesar de outros resultados também apontarem para uma maior semelhança entre 50 Hz e altas frequências. Além disso, essa categorização é somente uma das várias faces das sensações evocadas com TENS.

Uma investigação muito mais complexa das percepções sensoriais consiste na qualidade sensorial, que está associada tanto ao padrão espaço-temporal específico de ativação desencadeada no sistema nervoso (GRACZYK et al., 2022) quanto a subjetividade de cada indivíduo. O trabalho de Graczyk et al. (2022) apresentou o efeito da frequência na qualidade sensorial, evidenciando-se um maior efeito em frequências inferiores a 50 Hz (GRACZYK et al., 2022). Mais do que isso, o estudo (utilizado como base para a avaliação realizada na presente pesquisa) mostrou que os descritores utilizados por sujeitos diferentes se alteram drasticamente entre eles, mas apesar disso, através da análise de componentes principais, foi possível uma representação da qualidade sensorial próxima entre os indivíduos (GRACZYK et al., 2022).

Assim como no estudo de Graczyk et al. (2022), o presente estudo também demonstrou como é fundamental a criação de um espaço vetorial que ultrapasse as nuances subjetivas de cada indivíduo. Sendo assim, o PCA foi capaz aproximar descritores semelhantes (tal como evidenciado pela análise de correlação) e distanciar palavras associadas a sensações diferentes. Dessa forma, foi possível demonstrar a manutenção da correlação entre as diferentes frequências e os principais descritores utilizados, como baixas frequências e batidinhas, pulsando e toque e altas frequências e sensações de formigamento, buzzer, vibração e choque elétrico. Alguns desses descritores foram semelhantes aos encontrados por Graczyk et al. (2022) para baixas e altas frequências, mas destaca-se como diferenças culturais podem impactar significativamente na escolha das descrições perceptivas. Assim, reforçam-se os achados de Graczyk et al. (2022) acerca indivíduos diferentes descreverem sensações semelhantes com palavras distintas e da importância de um processo de avaliação baseado em técnicas como PCA para agregar essas diferenças individuais.

Contudo, diferentemente do postulado por Graczyk et al. (2022), acredita-se que frequências acima de 50 Hz evocam sensações semelhantes, contudo não idênticas, tanto no

domínio subjetivo quanto no domínio quantitativo. Os resultados apontam para a forte correlação existente entre os descritores utilizados para as frequências de 100 e 125 Hz, contudo esses estão mais distante dos utilizados para as frequências de 50 Hz. Os gráficos de distribuição dos pontos tanto no espaço PCA (Figura 33) quanto considerando a amplitude dos ERPs e o PCA-1 (Figura 44), mostram que existem diferenças entre as descrições subjetivas e as respostas corticais evocadas para as frequências 50, 100 e 125 Hz. Mais do que somente uma variação de intensidade da sensação, assim como descrito por (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; GRACZYK et al., 2022), advoga-se que as percepções para tais frequências foram distintas. Mesmo que semelhantes, as pequenas diferenças encontradas podem ser utilizadas para descrever sensações parecidas, tal como o toque em tecidos distintos. É justamente nos pormenores perceptivos que nasce a ampla gama de sensações percebidas pela mão humana que se busca mimetizar.

Além das análises psicofisiológicas realizadas, o presente estudo buscou também investigar métricas quantitativas do processo de percepção sensorial, utilizando-se, portanto, das dinâmicas corticais captadas pela eletroencefalografia. Assim, outros estudos já demonstraram a presença das deflexões do complexo P100-N100-P200-N200-P300 ou subgrupos desse complexo em protocolos de estimulação tátil com TENS (LIANG et al., 2022, 2023; LIU et al., 2021; ZHANG et al., 2016). Um maior foco é dado aos componentes P200, N200 e P300 devido à estreita associação desses ERPs com os processos cognitivos de percepção, julgamento e classificação de estímulos e atenção seletiva (IBANEZ et al., 2012; PATEL; AZZAM, 2005; POLICH, 2004, 2007; SUR; SINHA, 2009). Nesse contexto, o trabalho de Zhang et al. (2016) demonstraram a possibilidade de discriminação de sensações de vibração e pressão a partir dos potenciais N200 e P300 (ZHANG et al., 2016). Liu et al. (2021) avaliaram os potenciais P200 e P300 durante a estimulação aplicada ao nervo mediano, e descreveram o P200 como o componente mais significativo para a diferenciação de sensações táteis multiníveis e uma correlação do P300 e o julgamento subjetivo da sensação tátil (LIU et al., 2021).

No presente estudo, diversos resultados corroboram para a utilização dos potenciais tardios para análises em protocolos de feedback sensorial e percepção tátil. Iniciando-se pelo tamanho do efeito da frequência de estimulação na amplitude dos ERPs demonstrado pela ANOVA, perpassando pelos resultados da classificação com SVM e culminando no coeficiente de determinação da regressão linear entre a amplitude dos ERPs e o PCA-1, a pesquisa apresenta fortes indícios sobretudo da utilização do N200 ou P300. As correlações demonstradas estão de acordo com os correlatos neurais de tais potenciais. Os

potenciais P200 e N200 estão intrinsecamente relacionados aos processos de julgamento subjetivo, categorização dos estímulos e alocação de recursos atencionais (GHANI et al., 2020; IBANEZ et al., 2012; LIU et al., 2021; ZHANG et al., 2016). Em consonância com tais processos, o potencial P300 atua como um elo entre as características do estímulo e a atenção (PATEL; AZZAM, 2005), além de estar relacionado a atualização da memória de trabalho (GHANI et al., 2020; IBANEZ et al., 2012; LUCK; KAPPENMAN, 2011; POLICH, 2004; WOODMAN, 2010) e aspectos cognitivos e psicofísicos (LIU et al., 2021; ZHANG et al., 2016). Portanto, o presente estudo demonstra por diversas vias como tais potenciais podem ser utilizados como biomarcadores para a análise de discriminação de estímulos eletrotáteis com base nas respostas corticais.

Detalhando-se o resultado encontrado com a classificação dos potenciais evocados pelos voluntários hígidos pela SVM verifica-se boas métricas de resposta do classificador. Em especial, nota-se uma boa distinção mesmo entre a classe de 100 e 125 Hz, reforçando a segregação das sensações percebidas também a nível cognitivo. Tal como já demonstrado na literatura (LIU et al., 2021; TAYEB et al., 2020; ZHANG et al., 2016) os estágios posteriores do processamento tátil, representados pelos ERPs tardios, demonstram ser sensíveis a variações nos parâmetros da estimulação permitindo assim a distinção das respostas corticais oriundas de estímulos táteis distintos. Primordialmente, destaca-se a metodologia proposta para seleção de eletrodos e os bons resultados encontrados para as análises com o número reduzido de canais. Além disso, os eletrodos selecionados estão em consonância com as áreas corticais encontradas na literatura para as origens dos ERPs analisados (FATHIMA; KORE, 2021), reforçando a assim a relação entre a distribuição topográfica de tais potenciais e a tarefa executada. Reforça-se que a determinação de um menor número de eletrodos para análises dos potenciais corticais não somente reduz os custos computacionais (ALOTAIBY et al., 2015; IDOWU et al., 2021), como também permite definir sistemas mais simples e confortáveis para os usuários (ALBASRI; ABDALI-MOHAMMADI; FATHI, 2019; KEE; PONNAMBALAM; LOO, 2015), aprimorando também o tempo de preparação e coleta dos dados (KEE; PONNAMBALAM; LOO, 2015).

As investigações realizadas culminam na relação linear encontrada entre a amplitude dos ERPs e os scores do PCA-1 utilizados para descrever as sensações evocadas. As distribuições dos pontos de cada frequência apresentadas na Figura 44 já indicam quão fortemente a amplitude do potencial evocado, a frequência de estimulação e as sensações relatadas estão associadas. Essa relação ilustra a conexão entre os processos somatossensoriais de percepção, julgamento e classificação dos estímulos as respostas

qualitativas fornecidas pelos voluntários. O modelo de regressão linear é uma demonstração simples de como os ERPs podem ser utilizados para avaliar as sensações percebidas, uma vez que mais do que permitirem a distinção dos estímulos (através, por exemplo, da SVM), suas características estão intrinsecamente relacionadas aos relatos perceptivos do indivíduo. Essa relação mostrou-se mais forte justamente para os ERPs tardios, que estão mais associados aos processos cognitivos avaliados, apresentando assim evidências fortes da utilização de tais potenciais como métricas de caracterização da percepção tátil de indivíduos submetidos a TENS.

5.3. Tarefa de discriminação tátil com análise de dinâmicas corticais – indivíduos amputados

Apesar das contribuições das análises realizadas com indivíduos hígidos para o campo da neurociência da compreensão dos processos somatossensoriais, essas só possuem aplicação prática no escopo do presente estudo se puderem ser transladadas ao estudo das sensações evocadas em voluntários amputados. Isso se deve ao fato de que esses são os usuários finais dos sistemas que se deseja avaliar, ou seja, as próteses dotadas de feedback sensorial. Além disso, sabe-se que tanto aspectos anatomofisiológicos quanto cognitivos são diferentes nesse grupo e, portanto, respostas distintas não somente podem ocorrer como são esperadas. Dessa forma, buscar-se-á elencar os principais pontos de semelhanças e diferenças encontrados entre os dois grupos experimentais ao longo da validação das análises propostas.

Assim como infracitado, os voluntários amputados apresentaram algumas dificuldades com o procedimento experimental. Nesse contexto, o voluntário 1 não conseguiu compreender a distinção entre estímulos discretos e contínuos, descrevendo, em sua totalidade, os estímulos como discretos. Além disso, o voluntário 3 não finalizou as cinco tentativas de cada frequência devido a desconforto durante a coleta de dados. Apesar disso, percebe-se a mesma tendência que para os voluntários hígidos, com a prevalência de discriminação de estímulos como contínuos para frequências iguais ou superiores a 50 Hz.

Por sua vez, a análise dos descritores mostrou-se mais complexa devido as singularidades apresentadas pelas respostas de cada indivíduo. Em um primeiro momento, foi possível perceber diferenças importantes entre os descritores utilizados pelos indivíduos com amputação tanto dentro do próprio grupo experimental, quanto considerando as respostas médias de voluntários sem amputação. Apesar disso, semelhanças entre as respostas fornecidas pelos dois grupos foram elencadas na Tabela 20, que apresentou descritores que

possuíam correlação positiva, destacando-se aqueles que foram selecionadas pelos dois grupos amostrais. Contudo, apesar das diferenças a Análise de Componentes Principais foi capaz de demonstrar que tais componentes qualitativas permitiam a distinção das frequências de estimulação com distribuição no plano PCA semelhante à de voluntários hígidos. Nota-se que a maioria dos voluntários sem amputação apresentaram um score negativo da PCA-2, ao contrário dos voluntários amputados. Apesar disso, sujeitos sem amputação encontram-se representados nos mesmos quadrantes que voluntários com amputação e com pontuações semelhantes entre tais grupos.

Essa semelhança entre as respostas subjetivas dos voluntários com e sem amputação indicam dois pontos muito importantes para as pesquisas de feedback sensorial:

- i) a TENS é capaz de eliciar sensações semelhantes no dedo de voluntários hígidos e no dedo fantasma de voluntários com amputação, reforçando o potencial de tal técnica para restauração de informações táteis, e
- ii) pesquisas com indivíduos sem amputação podem continuar sendo realizadas e possibilitam transladar os achados de um grupo experimental para o outro.

Destaca-se que apesar das generalizações realizadas, é sempre fundamental considerar as diferenças individuais de cada sujeito. Para garantir a usabilidade, robustez e eficiência de próteses bidirecionais é fundamental adaptar os sistemas as preferências e particularidades de cada usuário final.

O estudo das respostas corticais de voluntários com amputação ressaltou mais algumas distinções entre esse grupo e o grupo de voluntários hígidos. Em primeiro lugar, destaca-se como as baixas frequências eliciaram, especialmente para o voluntário 1 e 2, ERPs de menores amplitude. Isso pode estar associado ao fato de que tais frequências evocavam sensações mais fracas, requerendo maiores recursos atencionais para sua percepção. E como já mencionada, os voluntários com amputação relataram um desconforto quase contínuo do membro fantasma, requerendo fortes sensações para sobrepor a essa condição basal. Além disso, o voluntário 3 apresentou maior latência do potencial P300, que pode estar associado, dentre outros fatores, a um maior limiar de voltagem necessário para ativar os feixes nervosos (ZHANG et al., 2016). Apesar das distinções apontadas, o sistema de classificação das dinâmicas corticais proposto foi robusto o suficiente para apresentar resultados satisfatórios para os indivíduos desse grupo experimental. Tal resultado aponta para a consolidação da avaliação dos ERPs em protocolos de feedback sensorial, assim como a confirmação do P300

como um biomarcador para distinção de percepções evocadas por estímulos eletrotáteis distintos.

Por fim, o modelo linear proposto para analisar a relação entre os *scores* do PCA-1 e a amplitude dos ERPs consagra as análises realizadas ao demonstrar associações entre os 3 componentes em estudo (frequência de estimulação, resposta cortical e resposta qualitativa). Mais do que isso, a dispersão dos pontos nos gráficos e a regressão linear mostram como é possível traçar paralelos entre as sensações evocadas em voluntários hígidos e voluntários com amputação, em especial ao se analisar a amplitude do potencial P300. Demonstra-se assim que a TENS foi capaz de transmitir informações sensoriais relevantes para o dedo da mão perdida de voluntários amputados e por vias de entrega ao córtex semelhantes à de voluntários hígidos. Essa validação confirma o potencial da TENS para sistemas de feedback sensorial, tal como apontado por outros estudos na literatura (LIANG et al., 2022, 2023; QIN et al., 2022; ZHANG et al., 2022).

Para finalizar, ressalta-se as pesquisas com sistemas protéticos com restauração de feedback sensorial não somente é um amplo campo de pesquisa como uma demanda constante entre os usuários de prótese (CORDELLA et al., 2016; KUMAR et al., 2019; SMAIL et al., 2020). Dentro das funcionalidades mais buscadas pelos usuários destaca-se o feedback contínuo e proporcional a força de preensão, feedback de posicionamento da prótese e interpretação fácil e intuitiva dos estímulos provenientes pelo sistema de feedback (DIMANTE et al., 2020). Os ganhos com essas neuropróteses bidirecionais incluem a redução da dependência de feedback visual (DIMANTE et al., 2020; GONZALEZ et al., 2022), aumento da sensação de incorporação da prótese (D'ANNA et al., 2017; DIMANTE et al., 2020; KIM, 2022) e melhora de desempenho em tarefas funcionais, especialmente as que requerem um controle mais fino (GONZALEZ et al., 2022). Para tanto, faz-se necessário acoplar um conjunto de sensores artificiais na mão protética capazes de codificar informações táteis em estimulação elétrica que será apresentada ao indivíduo para eliciar as sensações desejadas (RASPOPOVIC; VALLE; PETRINI, 2021).

Nesse contexto, a modulação de parâmetros como amplitude e frequência, tal como realizado no presente estudo, é fundamental para eliciar sensações naturalísticas e proporcionais às informações capturadas pelos sensores táteis artificiais (DA COSTA et al., 2022). Por exemplo, sensações de toque e pressão, mais associadas as baixas frequências, são críticas para o amputado perceber se os dedos protéticos estão em contato com algum objeto (CHAI et al., 2015). Enquanto isso, sensações de formigamento e vibração, como as eliciadas por altas frequências, podem carregar informações sobre o força de contato e deslizamento de

um objeto visando manter a compreensão necessária para que esse não caia (CHAI et al., 2015; ZHANG et al., 2022). Mesmo sensações desconfortáveis podem ser fundamentais para indicar condições indesejadas que podem prejudicar a preservação do sistema protético (TAYEB et al., 2020; ZHANG et al., 2022), tal como na prótese proposta em (OSBORN et al., 2018). Em todos os casos, devido as limitações do número de canais e dos sistemas eletrônicos, busca-se evocar padrões de ativação neuronal que sejam úteis pra a manipulação de objetos (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020). Nesse âmbito, o presente trabalho apresentou não somente formas de se manipular parâmetros de estimulação para evocar sensações distintas, como métodos de investigação e validação dessas a nível subjetivo e cortical.

Dentre as limitações do presente estudo destacam-se alguns procedimentos experimentais, tal como o longo tempo de preparação dos eletrodos e coleta de dados, que pode gerar cansaço e alterar as percepções sensoriais. Além disso, o equipamento utilizado possui alguns limites de configuração que não puderam ser superados, tal como o fornecimento de somente pulsos retangulares monofásicos. Além disso, o grupo amostral de voluntários com amputação possui uma pequena quantidade de indivíduos, o que prejudica as análises estatísticas e maiores generalizações dos resultados encontrados.

6. CONCLUSÃO

O presente estudo buscou trazer à luz aspectos qualitativos e quantitativos dos processos de percepção sensorial tanto a nível subjetivo da qualidade das sensações evocadas, quanto das dinâmicas neurais de processamento e codificação de tais percepções. Para tanto utilizou-se tanto de medidas psicofisiológicas, através de questionários e relatos individuais, quanto de técnicas de imageamento da atividade cortical. A combinação dos procedimentos utilizados foi capaz de elucidar pontos importantes acerca da qualidade multifacetadas das sensações evocadas por estímulos TENS, assim como correlacionar esses achados com aspectos bem consolidados das respostas corticais provenientes de dados de EEG.

Mais especificamente, na primeira parte dessa dissertação buscou-se avaliar as sensações evocadas pela eletroestimulação cutânea por meio de testes psicofisiológicos em voluntários amputados. A influência da amplitude e frequência da estimulação foi acessada por meio da intensidade da sensação evocada, percepção das transições na frequência e tipo de sensação, além da relação entre esses parâmetros e a região em que a sensação pode ser percebida (*in-loco* ou referida nos dedos do membro fantasma). Os resultados apontam para diferenças individuais significativas, além de pontos de divergência entre as sensações evocadas em indivíduos com e sem amputação. Nesse contexto, algumas diferenças podem ser destacadas, como o menor limiar de diferenciação entre frequências discretas e contínuas, o que resultou em menor amplitude de percepção das frequências como contínuas. Além disso, esse design experimental foi fundamental para determinar a amplitude de estimulação como 80% do limiar de dor de cada indivíduo para eliciar sensações referidas.

Com relação ao segundo protocolo experimental, os resultados apontam para métodos e métricas importantes para a avaliação de sensações evocadas por protocolos de eletroestimulação como um todo, em especial para sistemas de restauração sensorial. Os principais achados desta pesquisa consistem na consolidação da análise subjetiva da qualidade das sensações através do espaço vetorial PCA e da correlação entre essas métricas e a amplitude dos potenciais evocados, que possibilitaram também a distinção dos estímulos táteis. Por fim, pode-se concluir que os resultados apresentados no trabalho são de fundamental importância para protocolos de feedback sensorial tátil que visam proporcionar diferentes sensações por meio da estimulação eletrotátil. Assim, o estudo apresenta tanto tendências gerais que podem ser utilizadas como ponto de partida para selecionar a faixa de frequências e amplitudes a serem utilizadas para eliciar diferentes sensações, como também

indica a necessidade de verificação individual de cada sujeito para acessar os parâmetros que melhor adaptam o sistema às preferências e particularidades de cada

7. TRABALHOS FUTUROS

Por fim, em face dos resultados encontrados, em trabalhos futuros buscar-se-á:

- Verificação da influência da largura de pulso do estímulo TENS nas sensações evocadas e a relação desse parâmetro com a frequência de estimulação e amplitude da corrente para aumentar a gama de sensações eliciadas;
- Aumentar o grupo amostral de voluntários com amputação de membro superior buscando resultados mais robustos;
- Realizar os protocolos propostos com indivíduos com amputação congênita, confrontando os resultados encontrados com tal grupo com as respostas obtidas para os grupos de sujeitos hígidos e com amputação adquirida;
- Avaliar outros aspectos das dinâmicas corticais evocadas pela eletroestimulação tátil, evidenciando-se abordagens no domínio da frequência;
- Implementação de um sistema embarcado de feedback sensorial em uma prótese de membro superior, com aplicação das análises das respostas corticais em tempo real visando tomada de decisão e validação das informações táteis restauradas;
- Utilização de estímulos distintos, tal como estimulação neuromórfica, visando verificar como a modulação da frequência e amplitude podem auxiliar na construção de modelos de estimulação táteis bioinspirados.

8. PUBLICAÇÕES

Publicações em congressos e simpósios

- **XIII SEB (2021):**
 - Bregantin, Mariana Morete; Mello, Júlia Nepomuceno; Soares, Alcimar Barbosa; Silva, Kerolayne Meneses da; Santana, Narrayanni

Isabelly David; Oliveira, Sérgio Ricardo de Jesus. Os2 - Desenvolvimento de uma proposta de um assistente virtual para monitoramento de pacientes com COVID-19. In: XIII SEB Simpósio de Engenharia Biomédica, 2021, Uberlândia. XIII SEB, 2021.

- Mello, Júlia Nepomuceno; Siqueira Júnior, Ailton Luiz Dias; Costa, Ana Clara Pereira Resende da; Soares, Alcimar Barbosa. Utilização de algoritmos genéticos para seleção de áreas corticais ótimas em ICMs auditivas. In: XIII SEB Simpósio de Engenharia Biomédica, 2021, Uberlândia. XIII SEB, 2021.
- Bregantin, Mariana Morete; Mello, Júlia Nepomuceno; Soares, Alcimar Barbosa; Silva, Kerolayne Meneses da; Santana, Narrayanni Isabelly David. AEREO - Proposta de jogo sério com neurofeedback para tratamento de pacientes com TDAH. In: XIII SEB Simpósio de Engenharia Biomédica, 2021, Uberlândia. XIII SEB, 2021.

- **CLAIB&CBEB (2022)**

- Mello, Júlia Nepomuceno; Costa, Ana Clara Pereira Resende da; Garcia, Mariane Rodrigues; Soares, Alcimar Barbosa. Evaluation of evoked potentials features during electrodermal stimulation for somatosensory feedback protocols. In: CLAIB&CBEB 2022 IX Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica e XXVIII Congresso Brasileiro de Engenharia de Engenharia Biomédica, 2022. Florianópolis. CLAIB&CBEB, 2022.
- Mello, Júlia Nepomuceno; Garcia, Mariane Rodrigues; Soares, Alcimar Barbosa; Jandre, Frederico Caetano. Bioinspired PID controller based on Izhikevich neurons optimized by differential evolution for neuromorphic implementations. In: CLAIB&CBEB 2022 IX Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica e XXVIII Congresso Brasileiro de Engenharia de Engenharia Biomédica, 2022. Florianópolis. CLAIB&CBEB, 2022.
- Mello, Júlia Nepomuceno; Spirandeli, Amanda Franco; Neto, Henrique de Castro; Amorim, César Borges; Soares, Alcimar Barbosa. Methodology for Selection of Ideal Sound Stimulation Frequencies for BMIs Applications Based on the Oddball Auditory Paradigm. In: CLAIB&CBEB 2022 IX Congresso Latino-Americano de Engenharia

Biomédica e XXVIII Congresso Brasileiro de Engenharia de Engenharia Biomédica, 2022. Florianópolis. CLAIB&CBEB, 2022.

- **XIV SEB (2022):**

- Garcia, Mariane Rodrigues; Mello, Júlia Nepomuceno; Costa, Ana Clara Pereira Resende da; Soares, Alcimar Barbosa. Avaliação de potenciais corticais evocados por estimulação eletrotátil: uma questão para ICMs. In: XIV SEB Simpósio de Engenharia Biomédica, 2022, Uberlândia. XIV SEB, 2022.
- Paula, Jonathan Ferreira; Mello, Julia Nepomuceno; Zanini, Vinicius; Soares, Alcimar Barbosa. A influência do treinamento físico no reflexo do tendão patelar em idosos. In: XIV SEB Simpósio de Engenharia Biomédica, 2022, Uberlândia. XIV SEB, 2022.

- **XV SEB (2023):**

- Garcia, Mariane Rodrigues; Mello, Júlia Nepomuceno; Macedo, Yuri Pio; Soares, Alcimar Barbosa. Algoritmo Genético aplicado a seleção de canais de EEG para uma ICM tátil em Realidade Aumentada (trabalho submetido).
- Macedo, Yuri Pio; Mello, Júlia Nepomuceno; Garcia, Mariane Rodrigues; Soares, Alcimar Barbosa. Análise estatística aplicada em P300 para avaliação de frequências de estimulação em ICMs táteis (trabalho submetido).
- Mello, Júlia Nepomuceno; Garcia, Mariane Rodrigues; Soares, Alcimar Barbosa. Avaliação quali-quantitativa de percepções sensoriais em protocolos de estimulação eletrotátil (trabalho submetido).

Publicações em revista:

- **Research on Biomedical Engineering**

- Mello, Júlia Nepomuceno; Garcia, Mariane Rodrigues; Costa, Ana Clara Pereira Resende da; Soares, Alcimar Barbosa. Analysis of amplitude and frequency modulation of electrotactile stimulation in amputee for optimum somatotopic sensory feedback protocol. Research on Biomedical Engineering (trabalho submetido).

9. REFERÊNCIAS

- ABDI, H.; WILLIAMS, L. J. Principal component analysis. **Wiley Interdisciplinary Reviews: Computational Statistics**, v. 2, n. 4, p. 433–459, jul. 2010.
- ALBASRI, A.; ABDALI-MOHAMMADI, F.; FATHI, A. EEG electrode selection for person identification thru a genetic-algorithm method. **Journal of Medical Systems**, v. 43, n. 9, 2019.
- ALOTAIBY, T. et al. A review of channel selection algorithms for EEG signal processing. **Eurasip Journal on Advances in Signal Processing**, v. 2015, n. 1, 2015.
- AMORUSO, L.; COUTO, B.; IBÁÑEZ, A. Beyond extrastriate body area (EBA) and fusiform body area (FBA): context integration in the meaning of actions. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 5, p. 124, 2011.
- ANDOH, J. et al. Neural correlates of evoked phantom limb sensations. **Biological Psychology**, v. 126, n. February, p. 89–97, maio 2017.
- ARSHAD, N. et al. Frequency of phantom limb pain, limb sensation and stump pain among amputees. **International Journal of Health Sciences**, v. 6, n. 10, p. 1176–1181, 2023.
- BAO, B. et al. Parietal Lobe Reorganization and Widespread Functional Connectivity Integration in Upper-Limb Amputees: A rs-fMRI Study. **Frontiers in Neuroscience**, v. 15, n. July, p. 1–10, 20 jul. 2021.
- BAYKARA, E. et al. Effects of training and motivation on auditory P300 brain-computer interface performance. **Clinical Neurophysiology**, v. 127, n. 1, p. 379–387, 2016.
- BEAUCHAMP, C. M.; STELMACK, R. M. The chronometry of mental ability: An event-related potential analysis of an auditory oddball discrimination task. **Intelligence**, v. 34, n. 6, p. 571–586, 2006.
- BENSMAIA, S. J.; TYLER, D. J.; MICERA, S. Restoration of sensory information via bionic hands. **Nature Biomedical Engineering**, p. 1–13, 23 nov. 2020.
- BERLUCCHI, G.; AGLIOTI, S. M. The body in the brain revisited. **Experimental Brain Research**, v. 200, p. 25–35, jan. 2010.
- BLUMBERG, M. S.; DOOLEY, J. C. Phantom Limbs, Neuroprosthetics, and the Developmental Origins of Embodiment. **Trends in Neurosciences**, v. 40, n. 10, p. 603–612, out. 2017.
- BORICH, M. R. et al. Understanding the role of the primary somatosensory cortex: Opportunities for rehabilitation. **Neuropsychologia**, v. 79, p. 246–255, dez. 2015.
- BRAGANÇA, G. F. F. **Relações entre sensações sinestésicas, estados emocionais e**

estruturas musicais. [s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2014.

CAMÕES-COSTA, V.; ERJAVEC, M.; HORNE, P. J. Comprehension and production of body part labels in 2- to 3-year-old children. **British Journal of Developmental Psychology**, v. 29, n. 3, p. 552–571, set. 2011.

CHAI, G. et al. Characterization of evoked tactile sensation in forearm amputees with transcutaneous electrical nerve stimulation. **Journal of Neural Engineering**, v. 12, n. 6, p. 066002, 1 dez. 2015.

CHAI, G. H. et al. Phantom finger perception evoked with transcutaneous electrical stimulation for sensory feedback of prosthetic hand. **International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, NER**, n. October 2015, p. 271–274, 2013.

CHAI, G.; ZHANG, D.; ZHU, X. Developing non-somatotopic phantom finger sensation to comparable levels of somatotopic sensation through user training with electrotactile stimulation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 25, n. 5, p. 469–480, 2017.

CHAUDHARY, U.; BIRBAUMER, N.; RAMOS-MURGUIALDAY, A. Brain-computer interfaces for communication and rehabilitation. **Nature Reviews Neurology**, v. 12, n. 9, p. 513–525, 2016.

CHAUMON, M.; BISHOP, D. V. M.; 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.

CORDELLA, F. et al. Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users. **Frontiers in Neuroscience**, v. 10, n. MAY, p. 1–14, 12 maio 2016.

CORDON, S. M. G. et al. Current and frequency modulation for the characterization of electrically-elicited tactile sensations. **International Journal of Precision Engineering and Manufacturing**, v. 13, n. 11, p. 2051–2058, nov. 2012.

COSTA, A. C. P. R. DA. **Modelo neuromórfico para estimulação transcutânea e otimização dos níveis de percepção sensorial.** [s.l.] Universidade Federal de Uberlândia, 2020.

D'ANNA, E. et al. A somatotopic bidirectional hand prosthesis with transcutaneous electrical nerve stimulation based sensory feedback. **Scientific Reports**, v. 7, n. 1, p. 1–15, 7 set. 2017.

DA COSTA, A. C. P. R. et al. Electrodermal stimulation variant analysis for optimum perception in somatosensory feedback protocols. **Research on Biomedical Engineering**, v. 38, n. 2, p. 451–463, 27 jun. 2022.

DE FREITAS, A. M. et al. EEG artifact correction strategies for online trial-by-trial analysis. **Journal of Neural Engineering**, v. 17, n. 1, p. 016035, 24 jan. 2020.

DE HAAN, E. H. F.; DIJKERMAN, H. C. Somatosensation in the Brain: A Theoretical Re-evaluation and a New Model. **Trends in Cognitive Sciences**, v. 24, n. 7, p. 529–541, jul. 2020.

DEFLORIO, D.; DI LUCA, M.; WING, A. M. Skin and Mechanoreceptor Contribution to Tactile Input for Perception: A Review of Simulation Models. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 16, n. June, p. 1–19, 2 jun. 2022.

DELHAYE, B. P.; LONG, K. H.; BENSMAIA, S. J. Neural Basis of Touch and Proprioception in Primate Cortex. **Comprehensive Physiology**, v. 8, n. 4, p. 1575–1602, 2018.

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, mar. 2004.

DESMOND, D. M. et al. Limb Amputation. In: KENNEDY, P. (Ed.). **The Oxford Handbook of Rehabilitation Psychology**. [s.l.] Oxford University Press, 2012. p. 0.

DIMANTE, D. et al. Sensory Feedback in Upper Limb Prostheses. **Proceedings of the Latvian Academy of Sciences. Section B. Natural, Exact, and Applied Sciences.**, v. 74, n. 5, p. 308–317, 1 out. 2020.

DING, K. et al. Sensory stimulation for upper limb amputations modulates adaptability of cortical large-scale systems and combination of somatosensory and visual inputs. **Scientific Reports**, v. 12, n. 1, p. 20467, 28 nov. 2022.

DUNCAN, C. C. et al. Event-related potentials in clinical research: Guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400. **Clinical Neurophysiology**, v. 120, n. 11, p. 1883–1908, 2009.

ELSAYED, N.; SAAD, Z.; BAYOUMI, M. Brain Computer Interface: EEG Signal Preprocessing Issues and Solutions. **International Journal of Computer Applications**, v. 169, n. 3, p. 12–16, 2017.

FATHIMA, S.; KORE, S. K. Formulation of the Challenges in Brain-Computer Interfaces as Optimization Problems—A Review. **Frontiers in Neuroscience**, v. 14, n. January, p. 1–13, 2021.

FATOURECHI, M. et al. EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey. **Clinical Neurophysiology**, v. 118, n. 3, p. 480–494, mar. 2007.

FORST, J. C. et al. Surface electrical stimulation to evoke referred sensation. **Journal**

of **Rehabilitation Research and Development**, v. 52, n. 4, p. 397–406, 2015.

GATES, D. H.; ENGDAHL, S. M.; DAVIS, A. Recommendations for the Successful Implementation of Upper Limb Prosthetic Technology. **Hand Clinics**, v. 37, n. 3, p. 457–466, 2021.

GENNA, C. et al. Spatiotemporal Dynamics of the Cortical Responses Induced by a Prolonged Tactile Stimulation of the Human Fingertips. **Brain Topography**, v. 30, n. 4, p. 473–485, 2017.

GENNA, C. et al. Bilateral cortical representation of tactile roughness. **Brain Research**, v. 1699, p. 79–88, nov. 2018.

GHANI, U. et al. ERP based measures of cognitive workload: A review. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 118, n. March, p. 18–26, nov. 2020.

GIUMMARRA, M. J. et al. Central mechanisms in phantom limb perception: The past, present and future. **Brain research reviews**, v. 54, n. 1, p. 219–232, 2007.

GOMES, M. Bases fisiológicas do eletroencefalograma. **Rev Bras Neurol.**, v. 51, n. 1, p. 12–7, 2015.

GONZALEZ, M. et al. Artificial referred sensation in upper and lower limb prosthesis users: a systematic review. **Journal of Neural Engineering**, v. 19, n. 5, p. 051001, 1 out. 2022.

GRACZYK, E. L. et al. Home Use of a Neural-connected Sensory Prosthesis Provides the Functional and Psychosocial Experience of Having a Hand Again. **Scientific Reports**, v. 8, n. 1, p. 9866, 29 jun. 2018.

GRACZYK, E. L. et al. Frequency Shapes the Quality of Tactile Percepts Evoked through Electrical Stimulation of the Nerves. **The Journal of Neuroscience**, v. 42, n. 10, p. 2052–2064, 9 mar. 2022.

GRANATA, G. et al. Brain reactions to the use of sensorized hand prosthesis in amputees. **Brain and Behavior**, v. 10, n. 11, p. 1–12, 19 nov. 2020.

GUO, M. et al. The anterior contralateral response improves performance in a single trial auditory oddball BMI. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 22, p. 74–84, 2015.

HALL, J. E. **Tratado de fisiología médica**. 12. ed. Rio de Janeiro, Brazil: Elsevier, 2011.

HANDLER, A.; GINTY, D. D. The mechanosensory neurons of touch and their mechanisms of activation. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 22, n. 9, p. 521–537, 26 set. 2021.

HASAN, I. H.; RAMLI, A. R.; AHMAD, S. A. Utilization of Genetic Algorithm for Optimal EEG Channel Selection in Brain-Computer Interface Application. **Proceedings - 2014 4th International Conference on Artificial Intelligence with Applications in Engineering and Technology, ICAIET 2014**, p. 97–102, 2014.

HODZIC, A. et al. Distinct cortical networks for the detection and identification of human body. **NeuroImage**, v. 45, p. 1264–1271, 2009.

HOLMES, G. L.; KHAZIPOV, R. Basic Neurophysiology and the Cortical Basis of EEG. **The clinical neurophysiology primer**, p. 19–33, 2007.

HONGYU, K. **Comparação do GGEbiplot ponderado e AMMI-ponderado com outros modelos de interação genótipo × ambiente**. [s.l.] Universidade de São Paulo, 2015.

IBANEZ, A. et al. What event-related potentials (ERPs) bring to social neuroscience? **Social Neuroscience**, v. 7, n. 6, p. 632–649, nov. 2012.

IDOWU, O. P. et al. Neuro-evolutionary approach for optimal selection of EEG channels in motor imagery based BCI application. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 68, n. March, 2021.

JIANG, X.; BIAN, G.-B.; TIAN, Z. Removal of Artifacts from EEG Signals: A Review. **Sensors**, v. 19, n. 5, p. 987, 26 fev. 2019.

JOHNSON, K. The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 11, n. 4, p. 455–461, 1 ago. 2001.

JOHNSON, M. I. **Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS)**. eLS. John Wiley & Sons, Ltd: Chichester., , 2012.

JOLLIFFE, I. T.; CADIMA, J. Principal component analysis: a review and recent developments. **Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, v. 374, n. 2065, p. 20150202, 13 abr. 2016.

KANDEL, E. R. et al. **Princípios de Neurociências**. 5. ed. Porto Alegre: AMGH, 2014a.

KANDEL, E. R. et al. **Princípios de neurociências**. 5. ed. Porto Alegre: AMGH, 2014b.

KEE, C. Y. et al. Genetic algorithm and Bayesian linear discriminant analysis based channel selection method for P300 BCI. **Communications in Computer and Information Science**, v. 330 CCIS, p. 226–235, 2012.

KEE, C. Y.; PONNAMBALAM, S. G.; LOO, C. K. Multi-objective genetic algorithm as channel selection method for P300 and motor imagery data set. **Neurocomputing**, v. 161, p. 120–131, 2015.

KELLER, T.; KUHN, A. Electrodes for transcutaneous (surface) electrical stimulation. **Journal of Automatic Control**, v. 18, n. 2, p. 35–45, 2008.

KIM, K. A review of haptic feedback through peripheral nerve stimulation for upper extremity prosthetics. **Current Opinion in Biomedical Engineering**, v. 21, p. 100368, mar. 2022.

KITADA, R. The Brain Network for Haptic Object Recognition. In: KAJIMOTO, H.; SAGA, S.; KONYO, M. (Eds.). **Pervasive Haptics**. Tokyo: Springer Japan, 2016. p. 21–37.

KUMAR, D. K. et al. Prosthetic hand control: A multidisciplinary review to identify strengths, shortcomings, and the future. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 53, p. 101588, ago. 2019.

LAN, N. et al. Next-Generation Prosthetic Hand: from Biomimetic to Biorealistic. **Research**, v. 2021, p. 10–13, jan. 2021.

LIANG, W. et al. **EEG Feature in Amputee with Five Projected Fingers : A Comparison Study**. 2022 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO). **Anais...IEEE**, 2022.

LIANG, W. et al. Study of Tactile Sensation Somatotopy and Homology Between Projected Fingers in Residual Limb and Natural Fingers in Intact Limb. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 31, p. 636–645, 2023.

LIN, W. et al. Super-resolution wearable electrotactile rendering system. **Science Advances**, v. 8, n. 36, p. 1–12, 9 set. 2022.

LIU, Y. et al. Quantifying the Generation Process of Multi-Level Tactile Sensations via ERP Component Investigation. **International Journal of Neural Systems**, v. 31, n. 12, 12 dez. 2021.

LIU, Y. et al. Effect of neuromorphic transcutaneous electrical nerve stimulation (nTENS) of cortical functional networks on tactile perceptions: an event-related electroencephalogram study. **Journal of Neural Engineering**, v. 19, n. 2, p. 026017, 1 abr. 2022.

LONGO, M. R.; AZAÑÓN, E.; HAGGARD, P. More than skin deep: Body representation beyond primary somatosensory cortex. **Neuropsychologia**, v. 48, n. 3, p. 655–668, fev. 2010.

LUCK, S. J. Event-related potentials. In: **APA handbook of research methods in psychology, Vol 1: Foundations, planning, measures, and psychometrics**. Washington: American Psychological Association, 2012. v. 1p. 523–546.

LUCK, S. J. **An introduction to the event-related potential technique**. [s.l: s.n.].

LUCK, S. J.; GASPELIN, N. How to Get Statistically Significant Effects in Any ERP Experiment (and Why You Shouldn't). **Psychophysiology**, v. 54, n. 1, p. 146–157, 2017.

LUCK, S. J.; KAPPENMAN, E. S. **The Oxford handbook of event-related potential components**. [s.l: s.n.].

MAIMON-MOR, R. O.; MAKIN, T. R. Is an artificial limb embodied as a hand? Brain decoding in prosthetic limb users. **PLOS Biology**, v. 18, n. 6, p. e3000729, 8 jun. 2020.

MAK, J. N.; WOLPAW, J. R. Clinical Applications of Brain – Computer Interfaces : Current State and Future Prospects. v. 2, p. 187–199, 2009.

MAKIN, T. R.; BENSMAIA, S. J. Stability of Sensory Topographies in Adult Cortex. **Trends in Cognitive Sciences**, v. 21, n. 3, p. 195–204, mar. 2017.

MAKIN, T. R.; FLOR, H. Brain (re)organisation following amputation: Implications for phantom limb pain. **NeuroImage**, v. 218, n. September 2019, p. 116943, set. 2020.

MENDEZ, V. et al. Current Solutions and Future Trends for Robotic Prosthetic Hands. **Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems**, v. 4, p. 595–627, 2021.

MOCTEZUMA, L. A.; MOLINAS, M. Towards a minimal EEG channel array for a biometric system using resting-state and a genetic algorithm for channel selection. **Scientific Reports**, v. 10, n. 1, p. 1–14, 2020.

MOGNON, A. et al. ADJUST: An automatic EEG artifact detector based on the joint use of spatial and temporal features. **Psychophysiology**, v. 48, n. 2, p. 229–240, fev. 2011.

MURET, D. et al. Beyond body maps: Information content of specific body parts is distributed across the somatosensory homunculus. **Cell Reports**, v. 38, n. 11, p. 110523, mar. 2022.

MURET, D.; MAKIN, T. R. The homeostatic homunculus: rethinking deprivation-triggered reorganisation. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 67, p. 115–122, abr. 2021.

OLEJNICZAK, P. Neurophysiologic Basis of EEG. **Journal of clinical neurophysiology**, v. 23, n. 3, p. 186–189, 2006.

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. 1–9, 2011.

OSBORN, L. E. et al. Prosthesis with neuromorphic multilayered e-dermis perceives touch and pain. **Science Robotics**, v. 3, n. 19, 2018.

PASLUOSTA, C. et al. Bidirectional bionic limbs: a perspective bridging technology and physiology. **Journal of Neural Engineering**, v. 19, n. 1, p. 013001, 1 fev. 2022.

PATEL, S. H.; AZZAM, P. N. Characterization of N200 and P300: Selected Studies of the Event-Related Potential. **International Journal of Medical Sciences**, v. 2, n. 4, p. 147–154, 2005.

PIROWSKA, A. et al. Phantom phenomena and body scheme after limb amputation: A literature review. **Neurologia i Neurochirurgia Polska**, v. 48, n. 1, p. 52–59, jan. 2014.

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, 2004.

POLICH, J. Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b. **Clinical Neurophysiology**, v. 118, n. 10, p. 2128–2148, 2007.

QIN, C. et al. EEG Features of Evoked Tactile Sensation: Two Cases Study. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 16, 2022.

RAFFIN, E. The various forms of sensorimotor plasticity following limb amputation and their link with rehabilitation strategies. **Revue Neurologique**, v. 177, n. 9, p. 1112–1120, nov. 2021.

RAIMO, S. et al. The development of body representations in school-aged children. **Applied Neuropsychology: Child**, v. 10, n. 4, p. 327–339, out. 2021.

RAMADAN, R. A.; VASILAKOS, A. V. Brain computer interface: control signals review. **Neurocomputing**, v. 223, n. August 2016, p. 26–44, 2017.

RASPOPOVIC, S.; VALLE, G.; PETRINI, F. M. Sensory feedback for limb prostheses in amputees. **Nature Materials**, v. 20, p. 925–939, 2021.

ROSLAN, N. S. et al. Review of EEG and ERP studies of extraversion personality for baseline and cognitive tasks. **Personality and Individual Differences**, v. 119, p. 323–332, 2017.

ROUX, F.-E.; DJIDJELI, I.; DURAND, J.-B. Functional architecture of the somatosensory homunculus detected by electrostimulation. **The Journal of physiology**, v. 596, n. 5, p. 941–956, 2018.

SALMINGER, S. et al. Current rates of prosthetic usage in upper-limb amputees – have innovations had an impact on device acceptance? **Disability and Rehabilitation**, v. 44, n. 14, p. 3708–3713, 2022.

SATHIAN, K. Analysis of haptic information in the cerebral cortex. **Journal of Neurophysiology**, v. 116, n. 4, p. 1795–1806, 1 out. 2016.

SATHIAN, K.; LACEY, S. Cross-Modal Interactions of the Tactile System. **Current Directions in Psychological Science**, v. 31, n. 5, p. 411–418, 25 out. 2022.

SCHOFIELD, J. S. et al. Long-Term Home-Use of Sensory-Motor-Integrated

Bidirectional Bionic Prosthetic Arms Promotes Functional, Perceptual, and Cognitive Changes. **Frontiers in Neuroscience**, v. 14, n. February, p. 1–20, 19 fev. 2020.

SHAHSAVARI, H. et al. Upper limb amputation ; Care needs for reintegration to life : An integrative review. **International journal of orthopaedic and trauma nursing**, v. 38, 2020.

SHEHATA, A. W. et al. Mechanotactile Sensory Feedback Improves Embodiment of a Prosthetic Hand During Active Use. **Frontiers in Neuroscience**, v. 14, n. March, 26 mar. 2020.

SLAUGHTER, V. et al. Origins and early development of human body knowledge. **Monographs of the Society for Research in Child Development**, p. i–113, 2004.

SMAIL, L. C. et al. Comfort and function remain key factors in upper limb prosthetic abandonment: findings of a scoping review. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 16, n. 8, p. 821–830, 2020.

SOROUT, J. et al. Correlation of Auditory Event Related Potential (P300) and Mini Mental State Examination to Measure Cognitive Function in Healthy Young Adults: A Pilot Study. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, n. June 2019, p. 2018–2020, 2020.

STANKEVICIUS, A. et al. Prevalence and incidence of phantom limb pain , phantom limb sensations and telescoping in amputees : A systematic rapid review. **European Journal of Pain**, v. 25, n. 1, p. 23–38, 2020.

SU, S. et al. Electrical stimulation-induced SSSEP as an objective index to evaluate the difference of tactile acuity between the left and right hand. **Journal of Neural Engineering**, v. 17, n. 1, p. 016053, 12 fev. 2020.

SUGG, M. J.; POLICH, J. P300 from auditory stimuli: intensity and frequency effects. **Biological Psychology**, v. 41, n. 3, p. 255–269, 1995.

SUR, S.; SINHA, V. Event-related potential: An overview. **Industrial Psychiatry Journal**, v. 18, n. 1, p. 70, 2009.

TAYEB, Z. et al. Decoding of Pain Perception using EEG Signals for a Real-Time Reflex System in Prostheses: A Case Study. **Scientific Reports**, v. 10, n. 1, p. 4–8, 2020.

TOMASSINI, M. A survey of genetic algorithms. **Annual reviews of computational physics III**, p. 87–118, 1995.

VALLE, G. et al. Biomimetic Intraneural Sensory Feedback Enhances Sensation Naturalness, Tactile Sensitivity, and Manual Dexterity in a Bidirectional Prosthesis. **Neuron**, v. 100, n. 1, p. 37–45.e7, out. 2018.

VALYEAR, K. F. et al. Interhemispheric transfer of post-amputation cortical plasticity

within the human somatosensory cortex. **NeuroImage**, v. 206, n. September 2019, p. 116291, fev. 2020.

VESCO, K. K. et al. P300 in young and elderly subjects: Auditory frequency and intensity effects. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials**, v. 88, n. 4, p. 302–308, 1993.

WANG, L. et al. Human Somatosensory Processing and Artificial Somatosensation. **Cyborg and Bionic Systems**, v. 2021, jan. 2021.

WEISS, T.; KOEHLER, H.; CROY, I. Pain and Reorganization after Amputation: Is Interoceptive Prediction a Key? **The Neuroscientist**, p. 107385842211125, 11 ago. 2022.

WESSELINK, D. B. et al. Obtaining and maintaining cortical hand representation as evidenced from acquired and congenital handlessness. **eLife**, v. 8, p. 1–19, 5 fev. 2019.

WIDMANN, A.; SCHRÖGER, E.; MAESS, B. Digital filter design for electrophysiological data – a practical approach. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 250, p. 34–46, jul. 2015.

WOODMAN, G. F. A brief introduction to the use of event-related potentials in studies of perception and attention. **Attention, Perception, & Psychophysics**, v. 72, n. 8, p. 2031–2046, nov. 2010.

ZBINDEN, J.; LENDARO, E.; ORTIZ-CATALAN, M. Prosthetic embodiment: systematic review on definitions, measures, and experimental paradigms. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 19, n. 1, p. 37, 28 dez. 2022.

ZHANG, D. et al. Somatotopical feedback versus non-somatotopical feedback for phantom digit sensation on amputees using electrotactile stimulation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 44, 2 dez. 2015.

ZHANG, D. et al. Quantifying Different Tactile Sensations Evoked by Cutaneous Electrical Stimulation Using Electroencephalography Features. **International Journal of Neural Systems**, v. 26, n. 02, p. 1650006, 21 mar. 2016.

ZHANG, J. et al. Evaluation of multiple perceptual qualities of transcutaneous electrical nerve stimulation for evoked tactile sensation in forearm amputees. **Journal of Neural Engineering**, v. 19, n. 2, 2022.

10. ANEXO A

Voluntário: 1	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,63 mA
Limiar de dor dedo direito	6,23 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,67 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	5,80 mA
Dedo estimulado primeiro	Esquerdo
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	95,12 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	84,39 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Direito
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central e Centro-Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[200 – 250] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[200 – 250] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (3)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (4)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (4)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Pinicando, Agulhamento, Alfinetada, Batidinha, Latejando
25 Hz lado direito	Pinicando, Agulhamento, Batidinha, Latejando
50 Hz lado direito	Agulhamento, Vibração, Pulsando, Batidinha, Tremores
100 Hz lado direito	Pressão, Cãibras, Espremendo, Pulsando, Tremores
125 Hz lado direito	Formigamento, Pinicando, Pressão, Cãibras, Vibração, Tremores
10 Hz lado esquerdo	Pinicando, Agulhamento, Batidinha
25 Hz lado esquerdo	Pinicando, Agulhamento, Alfinetada, Pulsando, Batidinha, Tremores, Latejando
50 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pinicando, Agulhamento, Alfinetada, Espremendo, Vibração, Batidinha, Tremores
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pinicando, Espremendo, Vibração, Tremores, Latejando
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Espremendo, Vibração, Tremores, Latejando

Voluntário: 2	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,63 mA
Limiar de dor dedo direito	1,93 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,60 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	2,00 mA
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	90,73 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	93,17 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Direito
Dedo maior energia janela P300	Direito
Frequência de maior energia janela P300	100 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central e Centro-Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[200 – 250] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[300 – 350] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[300 – 350] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	DISCRETO (4)
50 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Pulsando, Batidinha
25 Hz lado direito	Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Batidinha
50 Hz lado direito	Choque elétrico, Vibração, Buzzer, Batidinha
100 Hz lado direito	Choque elétrico, Pressão, Vibração, Buzzer
125 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Pressão, Vibração, Buzzer, Tensionar/Tracionar
10 Hz lado esquerdo	Toque, Batidinha
25 Hz lado esquerdo	Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Batidinha
50 Hz lado esquerdo	Choque elétrico, Pressão, Vibração, Buzzer
100 Hz lado esquerdo	Choque elétrico, Pressão, Espremendo, Vibração, Buzzer
125 Hz lado esquerdo	Choque elétrico, Pressão, Espremendo, Vibração, Buzzer

Voluntário: 3	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,70 mA
Limiar de dor dedo direito	2,33 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,56 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	1,40 mA
Dedo estimulado primeiro	Esquerdo
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	91,22 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	94,63 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Direito
Dedo maior energia janela P300	Direito
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[150 – 200] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[150 – 200] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (4)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (4)
50 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (3)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Pulsando, Batidinha, Latejando
25 Hz lado direito	Batidinha, Tremores, Latejando
50 Hz lado direito	Pinicando, Coceira
100 Hz lado direito	Formigamento, Pinicando, Vibração
125 Hz lado direito	Formigamento, Vibração
10 Hz lado esquerdo	Pulsando, Batidinha, Latejando
25 Hz lado esquerdo	Batidinha
50 Hz lado esquerdo	Vibração, Buzzer, Tremores
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Vibração, Buzzer
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pinicando, Vibração

Voluntário: 4	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,50 mA
Limiar de dor dedo direito	3,73 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,50 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	3,07 mA
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	95,12 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	93,66 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Esquerdo
Dedo maior energia janela P300	Direito
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Centro-Parietal e Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[200 – 250] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[250 – 300] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (4)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (4)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (3)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Toque, Vibração, Pulsando, Beliscões, Batidinha, Movimento, Tremores, Contração
25 Hz lado direito	Choque mecânico, Cãibras, Vibração, Pulsando, Beliscões, Buzzer, Chocalar, Batidinha, Tremores, Contração, Puxando
50 Hz lado direito	Formigamento, Choque mecânico, Cãibras, Vibração, Pulsando, Buzzer, Tremores, Contração, Latejando
100 Hz lado direito	Formigamento, Choque mecânico, Cãibras, Vibração, Pulsando, Buzzer, Tremores, Contração, Puxando, Latejando, Batidas fortes
125 Hz lado direito	Choque mecânico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Tremores, Contração, Latejando, Batidas fortes
10 Hz lado esquerdo	Toque, Vibração, Pulsando, Tremores, Contração
25 Hz lado esquerdo	Vibração, Pulsando, Beliscões, Tremores, Contração
50 Hz lado esquerdo	Choque mecânico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Tremores, Contração
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Tremores, Contração, Latejando
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Cãibras, Vibração, Pulsando, Contração, Latejando, Batidas fortes

Voluntário: 5	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,60 mA
Limiar de dor dedo direito	3,97 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,50 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	2,47 mA
Dedo estimulado primeiro	Esquerdo
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	93,17 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	95,12 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Direito
Dedo maior energia janela P300	Direito
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central, Centro-Parietal e Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[50 – 100] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[300 – 350] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[300 – 350] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (4)
25 Hz lado direito	DISCRETO (4)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (4)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
50 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Batidinha
25 Hz lado direito	Espremendo, Batidinha
50 Hz lado direito	Formigamento, Agulhamento, Efervescente, Pressão
100 Hz lado direito	Formigamento, Agulhamento, Efervescente, Pressão, Buzzer
125 Hz lado direito	Formigamento, Pressão, Buzzer
10 Hz lado esquerdo	Batidinha
25 Hz lado esquerdo	Choque elétrico, Batidinha
50 Hz lado esquerdo	Efervescente, Buzzer, Batidinha
100 Hz lado esquerdo	Efervescente, Buzzer
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Efervescente, Vibração

Voluntário: 6	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,60 mA
Limiar de dor dedo direito	1,87 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,57 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	2,13 mA
Dedo estimulado primeiro	Esquerdo
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	82,93 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	93,17 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Esquerdo
Dedo maior energia janela P300	Direito
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central e Centro-Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[0 – 50] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[200 – 250] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[200 – 250] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (3)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (4)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Choque elétrico, Toque, Batidinha, Contração
25 Hz lado direito	Pulsando, Batidinha, Tremores, Contração
50 Hz lado direito	Vibração, Tremores
100 Hz lado direito	Formigamento, Pressão, Vibração, Buzzer
125 Hz lado direito	Formigamento, Pressão, Vibração
10 Hz lado esquerdo	Toque, Batidinha, Batidas fortes
25 Hz lado esquerdo	Toque, Batidinha, Tremores, Contração
50 Hz lado esquerdo	Vibração, Buzzer, Tremores
100 Hz lado esquerdo	Vibração
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pressão, Espremendo, Vibração, Dolorido

Voluntário: 7	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,57 mA
Limiar de dor dedo direito	1,93 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,73 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	1,83 mA
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	91,22 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	88,29 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Direito
Dedo maior energia janela P300	Direito
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central, Centro-Parietal e Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[250 – 300] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (3)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (3)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Toque, Pulsando, Batidinha
25 Hz lado direito	Toque, Pulsando, Batidinha
50 Hz lado direito	Alfinetada, Vibração, Buzzer
100 Hz lado direito	Formigamento, Pinicando, Choque elétrico, Agulhamento, Alfinetada, Vibração, Buzzer
125 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Agulhamento, Alfinetada, Vibração, Buzzer
10 Hz lado esquerdo	Toque, Pulsando, Batidinha
25 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pulsando, Batidinha, Coceira
50 Hz lado esquerdo	Pinicando, Agulhamento, Pulsando, Batidinha, Picada, Coceira
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Agulhamento, Alfinetada, Vibração, Buzzer, Picada, Coceira, Dolorido
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pinicando, Choque elétrico, Agulhamento, Alfinetada, Vibração, Buzzer, Dolorido

Voluntário: 8	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,57
Limiar de dor dedo direito	2,43
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,63
Limiar de dor dedo esquerdo	2,17
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	81,46 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	90,73 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Esquerdo
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim (altas freq.)
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central e Centro-Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[150 – 200] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[250 – 300] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (3)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (3)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Batidinha
25 Hz lado direito	Pulsando, Batidinha
50 Hz lado direito	Pulsando
100 Hz lado direito	Vibração, Pulsando, Contração, Puxando, Latejando
125 Hz lado direito	Formigamento, Vibração, Pulsando, Contração
10 Hz lado esquerdo	Batidinha, Contração, Tensionar/Tracionar
25 Hz lado esquerdo	Vibração, Pulsando, Batidinha, Puxando
50 Hz lado esquerdo	Formigamento, Vibração, Pulsando, Batidinha, Latejando
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Agulhamento, Vibração, Pulsando, Puxando, Latejando
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Vibração, Pulsando, Latejando

Voluntário: 9	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,50 mA
Limiar de dor dedo direito	1,90 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,50 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	1,50 mA
Dedo estimulado primeiro	Esquerdo
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	89,27 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	91,22 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Similares
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	100 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central e Centro-Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[50 – 100] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[250 – 300] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (4)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (4)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (4)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (3)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Formigamento, Pressão, Toque, Espremendo, Vibração, Buzzer, Batidinha, Movimento, Tremores, Contração, Tensionar/Tracionar, Latejando
25 Hz lado direito	Espremendo, Vibração, Pulsando, Buzzer, Chocalar, Batidinha, Movimento, Tremores, Contração, Latejando
50 Hz lado direito	Formigamento, Efervescente, Pressão, Toque, Espremendo, Vibração, Pulsando, Buzzer, Chocalar, Batidinha, Tremores, Contração, Latejando
100 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Efervescente, Pressão, Espremendo, Vibração, Buzzer, Chocalar, Movimento, Tremores, Contração, Latejando
125 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Efervescente, Pressão, Espremendo, Vibração, Pulsando, Buzzer, Chocalar, Batidinha, Movimento, Tremores, Contração, Tensionar/Tracionar, Latejando
10 Hz lado esquerdo	Formigamento, Efervescente, Pressão, Toque, Espremendo, Vibração, Buzzer, Chocalar, Batidinha, Movimento, Tremores
25 Hz lado esquerdo	Formigamento, Efervescente, Pressão, Toque, Vibração, Buzzer, Chocalar, Tremores, Contração, Tensionar/Tracionar, Latejando
50 Hz lado esquerdo	Formigamento, Efervescente, Pressão, Toque, Espremendo, Vibração, Pulsando, Buzzer, Chocalar, Batidinha, Movimento, Tremores, Contração

100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Efervescente, Pressão, Toque, Espremendo, Vibração, Pulsando, Buzzer, Chocalar, Movimento, Tremores, Tensionar/Tracionar, Latejando
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Efervescente, Pressão, Espremendo, Vibração, Buzzer, Chocalar, Tremores, Contração, Latejando

Voluntário: 10	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,60 mA
Limiar de dor dedo direito	1,50 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,70 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	1,50 mA
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	93,17 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	87,32 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Similar
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Centro-Parietal e Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[150 – 200] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[250 – 300] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (4)
50 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (4)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (3)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Batidinha
25 Hz lado direito	Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Batidinha
50 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Latejando
100 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Pressão, Vibração, Pulsando, Buzzer, Latejando
125 Hz lado direito	Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Latejando
10 Hz lado esquerdo	Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Batidinha
25 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Batidinha
50 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Latejando
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Pressão, Vibração, Buzzer, Latejando
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Agulhamento, Pressão, Vibração, Pulsando, Buzzer, Latejando

Voluntário: 11	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,87 mA
Limiar de dor dedo direito	1,77 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,77 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	1,90 mA
Dedo estimulado primeiro	Esquerdo
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	80,98 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	88,29 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Esquerdo
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim CP
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[150 – 200] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[150 – 200] e [250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[150 – 200] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (4)
25 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (3)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
50 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Vibração, Pulsando, Buzzer
25 Hz lado direito	Vibração, Pulsando, Buzzer
50 Hz lado direito	Vibração, Buzzer
100 Hz lado direito	Choque elétrico, Vibração, Buzzer
125 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Buzzer
10 Hz lado esquerdo	Vibração, Pulsando, Batidinha, Tremores
25 Hz lado esquerdo	Vibração, Pulsando, Buzzer
50 Hz lado esquerdo	Choque elétrico, Vibração, Buzzer
100 Hz lado esquerdo	Choque elétrico, Vibração, Buzzer
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Buzzer

Voluntário: 12	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,60 mA
Limiar de dor dedo direito	6,83 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,43 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	6,80 mA
Dedo estimulado primeiro	Esquerdo
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	98,05 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	98,05 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Direito
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	100 HZ
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central e Centro-Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[100 – 150] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	DISCRETO (5)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (4)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Pulsando, Batidinha, Tremores, Latejando
25 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Pulsando, Batidinha, Tremores, Latejando
50 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Batidinha, Tremores, Contração, Latejando
100 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Pressão, Vibração, Buzzer, Tensionar/Tracionar
125 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Pressão, Vibração, Buzzer, Tensionar/Tracionar
10 Hz lado esquerdo	Toque, Pulsando, Batidinha, Latejando
25 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Pulsando, Batidinha, Tremores, Latejando
50 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Pulsando, Batidinha, Tremores, Contração, Latejando
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Buzzer, Tensionar/Tracionar
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Buzzer

Voluntário: 13	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,53 mA
Limiar de dor dedo direito	6,63 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,50 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	5,07 mA
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	91,22 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	87,80 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Direito
Dedo maior energia janela P300	Direito
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[150 – 200] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[150 – 200] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	DISCRETO (3)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (4)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (4)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Batidinha
25 Hz lado direito	Toque, Movimento
50 Hz lado direito	Cãibras, Vibração, Buzzer, Movimento, Tremores
100 Hz lado direito	Choque elétrico, Cortante
125 Hz lado direito	Choque elétrico, Vibração, Contração, Latejando
10 Hz lado esquerdo	Batidinha
25 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pulsando, Batidinha, Movimento, Puxando, Tensionar/Tracionar, Picada
50 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pressão, Vibração, Pulsando, Buzzer, Movimento, Puxando
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Vibração, Buzzer, Puxando, Latejando, Dolorido
125 Hz lado esquerdo	Choque elétrico, Buzzer, Dolorido

Voluntário: 14	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,60 mA
Limiar de dor dedo direito	2,33 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,60 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	2,43 mA
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	95,12 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	90,24 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Similar
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central e Centro-Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[150 – 200] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[100 – 150] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	DISCRETO (5)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Agulhamento, Alfinetada, Toque, Pulsando, Batidinha
25 Hz lado direito	Alfinetada, Toque, Pulsando, Batidinha
50 Hz lado direito	Vibração, Buzzer, Batidinha
100 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Efervescente, Espremendo, Latejando, Batidas fortes, Dolorido
125 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Efervescente, Espremendo, Latejando, Dolorido
10 Hz lado esquerdo	Agulhamento, Alfinetada, Toque, Batidinha, Picada
25 Hz lado esquerdo	Pinicando, Agulhamento, Alfinetada, Toque, Pulsando, Batidinha, Picada, Coceira
50 Hz lado esquerdo	Pinicando, Vibração, Pulsando, Buzzer, Picada
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Efervescente, Pressão, Espremendo, Contração, Tensionar/Tracionar, Latejando, Batidas fortes, Dolorido
125 Hz lado esquerdo	Pressão, Espremendo, Contração, Tensionar/Tracionar, Latejando, Batidas fortes, Dolorido

Voluntário: 15	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,70 mA
Limiar de dor dedo direito	2,00 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,67 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	2,07 mA
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	86,83 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	82,93 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Esquerdo
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	100 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Centro-Parietal e Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[200 – 250] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[100 – 150] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
50 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Choque mecânico, Toque, Vibração, Pulsando, Chocalar, Batidinha
25 Hz lado direito	Choque mecânico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Batidinha, Tremores
50 Hz lado direito	Vibração, Buzzer, Tremores
100 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Vibração
125 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Vibração
10 Hz lado esquerdo	Choque mecânico, Toque, Pulsando, Chocalar, Batidinha
25 Hz lado esquerdo	Choque mecânico, Vibração, Pulsando, Batidinha, Tremores
50 Hz lado esquerdo	Vibração, Buzzer, Tremores
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Buzzer
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Buzzer

Voluntário: 16	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,63 mA
Limiar de dor dedo direito	2,23 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,50 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	1,67 mA
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	86,83 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	81,46 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Esquerdo
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	100 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim CP
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central, Centro-Parietal e Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[100 – 150] e [250 – 300] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	DISCRETO (4)
50 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (3)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (4)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Pulsando, Batidinha, Tremores, Latejando
25 Hz lado direito	Vibração, Batidinha, Tremores
50 Hz lado direito	Vibração, Pulsando, Batidinha
100 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Pulsando, Buzzer, Tremores
125 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Buzzer
10 Hz lado esquerdo	Vibração, Batidinha, Tremores
25 Hz lado esquerdo	Choque elétrico, Vibração, Batidinha, Tremores
50 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Buzzer
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Buzzer, Tremores
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Buzzer, Tremores

Voluntário: 17	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,73
Limiar de dor dedo direito	2,2
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,63
Limiar de dor dedo esquerdo	2,37
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	84,88 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	82,44 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Direito
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Centro-Parietal e Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[300 – 350] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[100 – 150] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (4)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (4)
50 Hz lado direito	DISCRETO (3)
50 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (4)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Choque mecânico, Batidinha
25 Hz lado direito	Batidinha
50 Hz lado direito	Vibração
100 Hz lado direito	Choque elétrico, Dolorido
125 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico
10 Hz lado esquerdo	Choque mecânico, Batidinha
25 Hz lado esquerdo	Batidinha
50 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Cocegas
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Vibração, Dolorido

Voluntário: 18	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,60 mA
Limiar de dor dedo direito	4,03 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,50 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	2,83 mA
Dedo estimulado primeiro	Direito
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	95,12 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	94,15 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Esquerdo
Dedo maior energia janela P300	Esquerdo
Frequência de maior energia janela P300	100 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Centro-Parietal e Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[50 – 100] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[250 – 300] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (3)
50 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (4)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Pinicando, Choque elétrico, Pulsando, Batidinha
25 Hz lado direito	Formigamento, Pinicando, Choque elétrico, Agulhamento, Pulsando, Batidinha
50 Hz lado direito	Formigamento, Vibração, Contração
100 Hz lado direito	Formigamento, Pinicando, Pressão, Vibração, Contração, Latejando
125 Hz lado direito	Formigamento, Choque elétrico, Pressão, Vibração, Contração, Dolorido
10 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pulsando, Batidinha
25 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pinicando, Pressão, Vibração, Pulsando, Batidinha, Movimento
50 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pressão, Vibração, Pulsando, Contração
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pressão, Vibração, Contração, Latejando
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pressão, Espremendo, Vibração, Pulsando, Contração

Voluntário: 19	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,63 mA
Limiar de dor dedo direito	1,87 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,57 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	1,57 mA
Dedo estimulado primeiro	Esquerdo
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	92,20 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	88,29 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Esquerdo
Dedo maior energia janela P300	Direito
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central, Centro-Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[50 – 100] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[250 – 300] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	DISCRETO (5)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Pressão, Vibração, Pulsando, Batidinha, Tremores, Latejando
25 Hz lado direito	Pressão, Vibração, Pulsando, Batidinha, Tremores, Latejando
50 Hz lado direito	Formigamento, Pressão, Vibração, Pulsando, Batidinha, Tremores, Latejando
100 Hz lado direito	Formigamento, Pinicando, Agulhamento, Alfinetada, Pressão, Vibração, Pulsando, Latejando
125 Hz lado direito	Formigamento, Pinicando, Agulhamento, Alfinetada, Pressão, Vibração, Pulsando, Latejando
10 Hz lado esquerdo	Pressão, Vibração, Pulsando, Batidinha, Tremores, Latejando
25 Hz lado esquerdo	Pressão, Vibração, Pulsando, Batidinha, Tremores, Latejando
50 Hz lado esquerdo	Pressão, Vibração, Pulsando, Batidinha, Tremores
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pinicando, Agulhamento, Alfinetada, Vibração
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Pinicando, Agulhamento, Alfinetada, Vibração

Voluntário: 20	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,70 mA
Limiar de dor dedo direito	2,40 mA
Limiar de sensação dedo esquerdo	0,57 mA
Limiar de dor dedo esquerdo	2,40 mA
Dedo estimulado primeiro	Esquerdo
Processamento EEG	
Acurácia média dedo direito P300 (10 épocas)	92,20 %
Acurácia média dedo esquerdo P300 (10 épocas)	90,73 %
Dedo maior amplitude eletrodo contralateral	Direito
Dedo maior energia janela P300	Direito
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim CP
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central, Centro-Parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[250 – 300] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
10 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado esquerdo	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	DISCRETO (4)
50 Hz lado esquerdo	DISCRETO (4)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
100 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado esquerdo	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Pinicando, Cortante, Pressão, Espremendo, Pulsando, Batidinha, Movimento, Puxando, Picada, Coceira, Latejando
25 Hz lado direito	Formigamento, Pinicando, Cortante, Efervescente, Alfinetada, Pressão, Toque, Batidinha, Movimento, Contração, Picada, Coceira
50 Hz lado direito	Formigamento, Cortante, Pressão, Espremendo, Vibração, Buzzer, Contração, Puxando, Tensionar/Tracionar
100 Hz lado direito	Formigamento, Pinicando, Choque elétrico, Efervescente, Pressão, Espremendo, Vibração, Contração, Puxando, Tensionar/Tracionar, Coceira
125 Hz lado direito	Formigamento, Pinicando, Choque elétrico, Cortante, Efervescente, Pressão, Espremendo, Vibração, Contração, Puxando, Tensionar/Tracionar, Coceira
10 Hz lado esquerdo	Cortante, Pressão, Pulsando, Batidinha, Movimento, Contração, Puxando, Latejando
25 Hz lado esquerdo	Cortante, Toque, Pulsando, Batidinha, Movimento, Contração, Puxando, Tensionar/Tracionar, Latejando
50 Hz lado esquerdo	Cortante, Pressão, Espremendo, Vibração, Pulsando, Batidinha, Contração, Tensionar/Tracionar
100 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Pressão, Espremendo, Vibração, Buzzer, Tremores, Tensionar/Tracionar
125 Hz lado esquerdo	Formigamento, Choque elétrico, Cortante, Pressão, Espremendo, Vibração, Contração, Tensionar/Tracionar, Dolorido

Voluntário amputado: 1	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	1,00 mA
Limiar de dor dedo direito	3,97 mA
Amplitude do estímulo	3,00 mA
Processamento EEG	
Acurácia média P300 (10 épocas)	98,05%
Acurácia média P300 (10 épocas) eletrodos reduzidos	95,12%
Frequência de maior energia janela P300	125 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central, centro-parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[100 – 150] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[200 – 250] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[200 – 250] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (5)
50 Hz lado direito	DISCRETO (5)
100 Hz lado direito	DISCRETO (5)
125 Hz lado direito	DISCRETO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Pulsando, Beliscões, Batidinha
25 Hz lado direito	Agulhamento, Beliscões, Picada
50 Hz lado direito	Pinicando, Movimento, Picada, Latejando
100 Hz lado direito	Pinicando, Efervescente
125 Hz lado direito	Pinicando, Agulhamento, Beliscões

Voluntário amputado: 2	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	1,17 mA
Limiar de dor dedo direito	3,37 mA
Amplitude do estímulo	2,70 mA
Processamento EEG	
Acurácia média P300 (10 épocas)	88,29%
Acurácia média P300 (10 épocas) eletrodos reduzidos	78,05%
Frequência de maior energia janela P300	100 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[150 – 200] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[300 – 350] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[300 – 350] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (5)
25 Hz lado direito	DISCRETO (3)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (3)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (5)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Vibração, Batidinha, Picada, Batidas fortes
25 Hz lado direito	Pinicando, Vibração, Picada, Batidas fortes
50 Hz lado direito	Agulhamento, Vibração, Picada, Batidas fortes
100 Hz lado direito	Pinicando, Vibração, Tremores, Picada
125 Hz lado direito	Pinicando, Choque elétrico, Agulhamento, Vibração, Tremores, Picada

Voluntário amputado: 3	
Informações coleta	
Limiar sensação dedo direito	0,60 mA
Limiar de dor dedo direito	4,23 mA
Amplitude estímulo	3,10 mA
Processamento EEG	
Acurácia média P300 (10 épocas)	86,83%
Acurácia média P300 (10 épocas) eletrodos reduzidos	84,88%
Frequência de maior energia janela P300	50 Hz
P300 com tendência centro-parietal e contralateral	Sim
Aumento da amplitude com aumento da frequência	Sim
Sinais de antecipação do estímulo	Não
Região de maior ativação positiva	Central, centro-parietal
Janela mais frequente maior amp. média negativa	[250 – 300] ms
Janela mais frequente maior amp. média positiva	[400 – 450] ms
Janela mais frequente maior energia do sinal	[400 – 450] ms
Percepção de frequência	
10 Hz lado direito	DISCRETO (3)
25 Hz lado direito	DISCRETO (2)
50 Hz lado direito	CONTÍNUO (3)
100 Hz lado direito	CONTÍNUO (2)
125 Hz lado direito	CONTÍNUO (2)
Principais descritores	
10 Hz lado direito	Pressão, Toque
25 Hz lado direito	Pressão, Toque, Pulsando, Puxando
50 Hz lado direito	Pressão, Toque
100 Hz lado direito	Pressão, Toque, Puxando
125 Hz lado direito	Pressão, Toque, Pulsando

11. ANEXO B

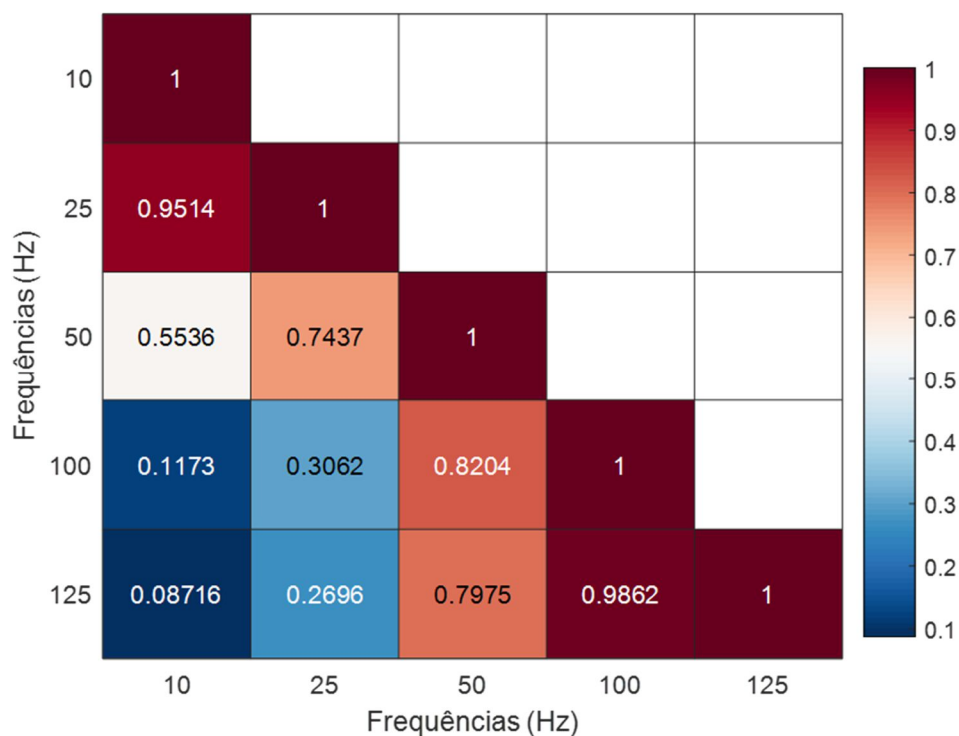


Figura 61 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação avaliando-se a soma dos descritores de todos os indivíduos para o dedo direito.

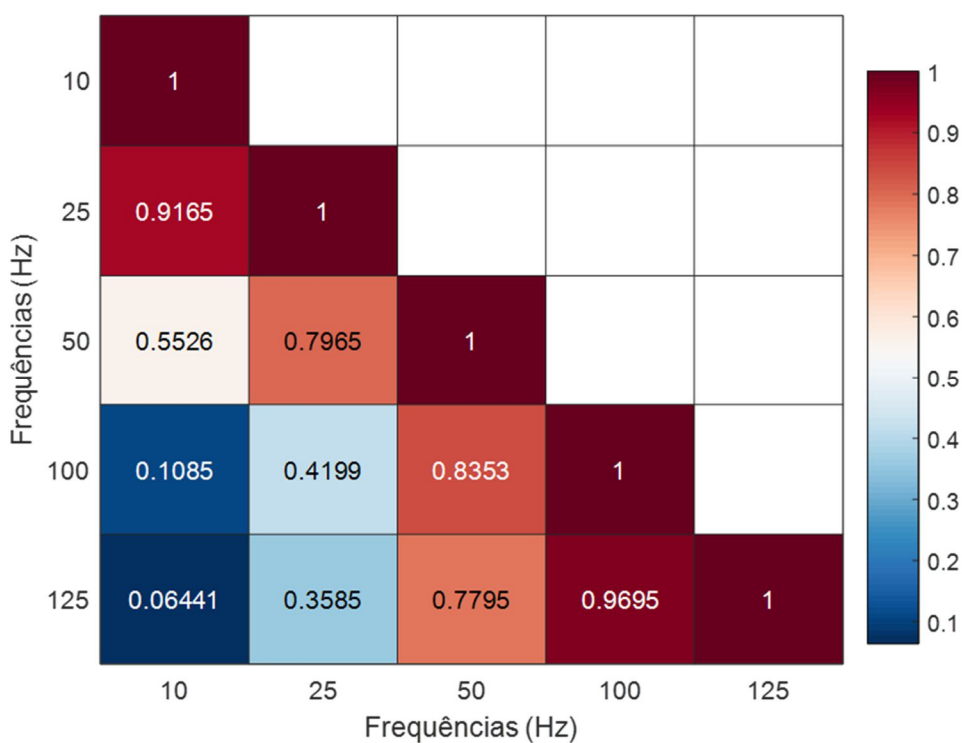


Figura 62 - Matriz de correlação entre as frequências de estimulação avaliando-se a soma dos descritores de todos os indivíduos para o dedo esquerdo.

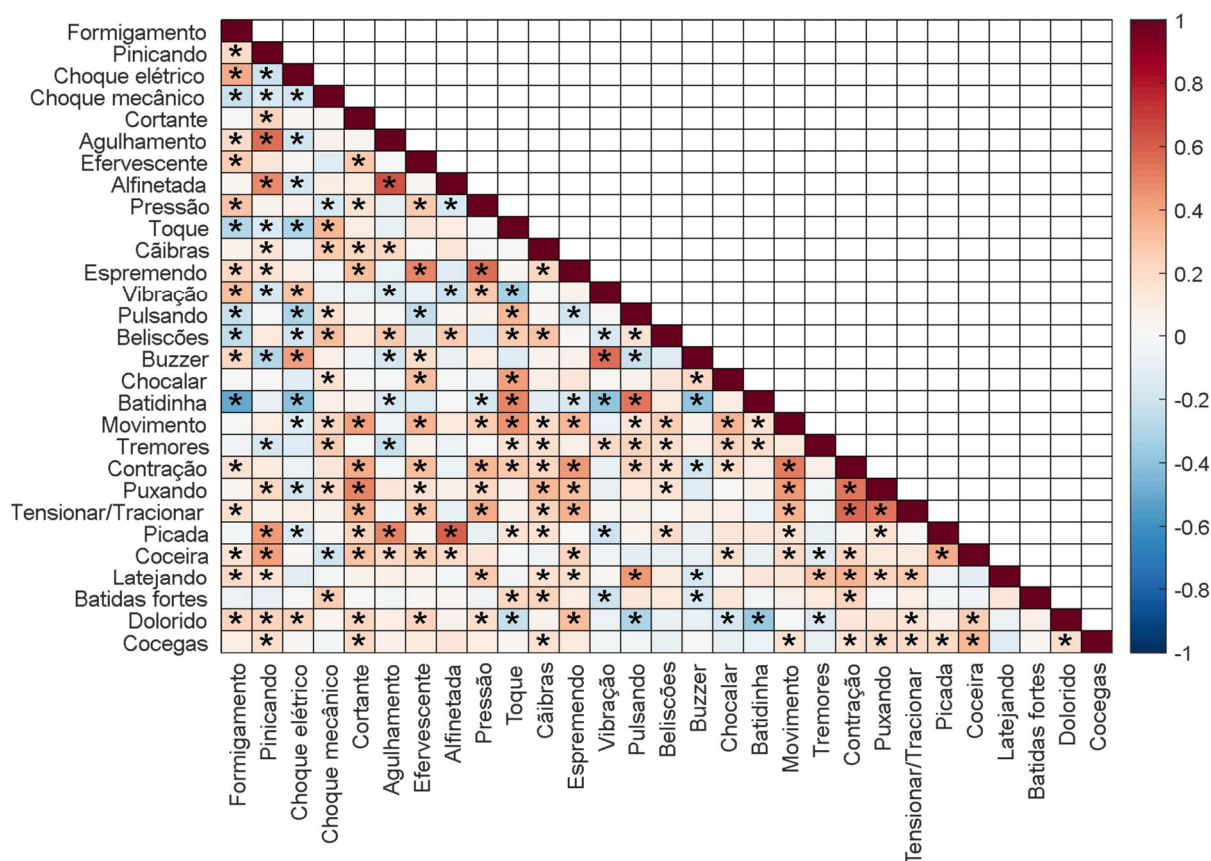


Figura 63 - Matriz de Correlação de Spearman dos descritores da qualidade das sensações considerando os estímulos apresentados no dedo indicador direito. O asterisco representa correlações que possuem significância estatística (p-valor < 0.05)

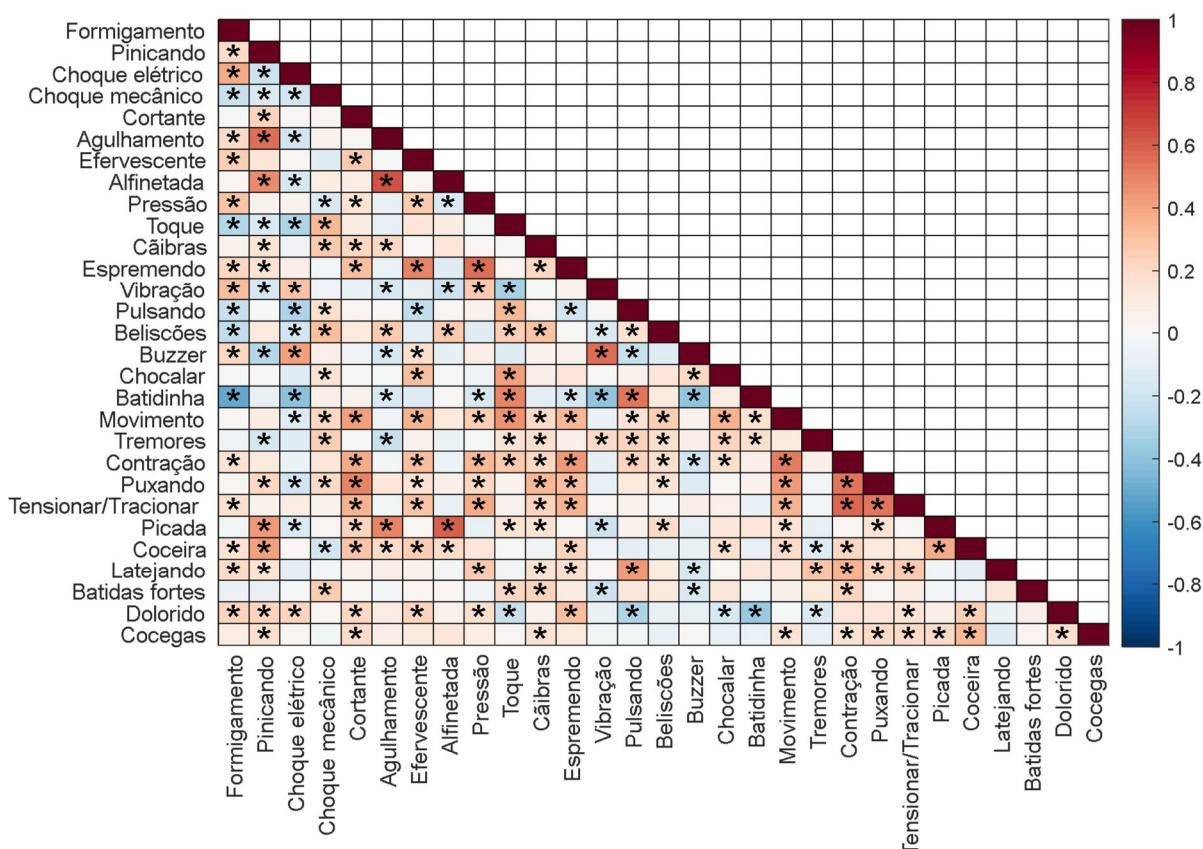


Figura 64 - Matriz de Correlação de Spearman dos descritores da qualidade das sensações considerando os estímulos apresentados no dedo indicador esquerdo. O asterisco representa correlações que possuem significância estatística ($p\text{-valor} < 0.05$).

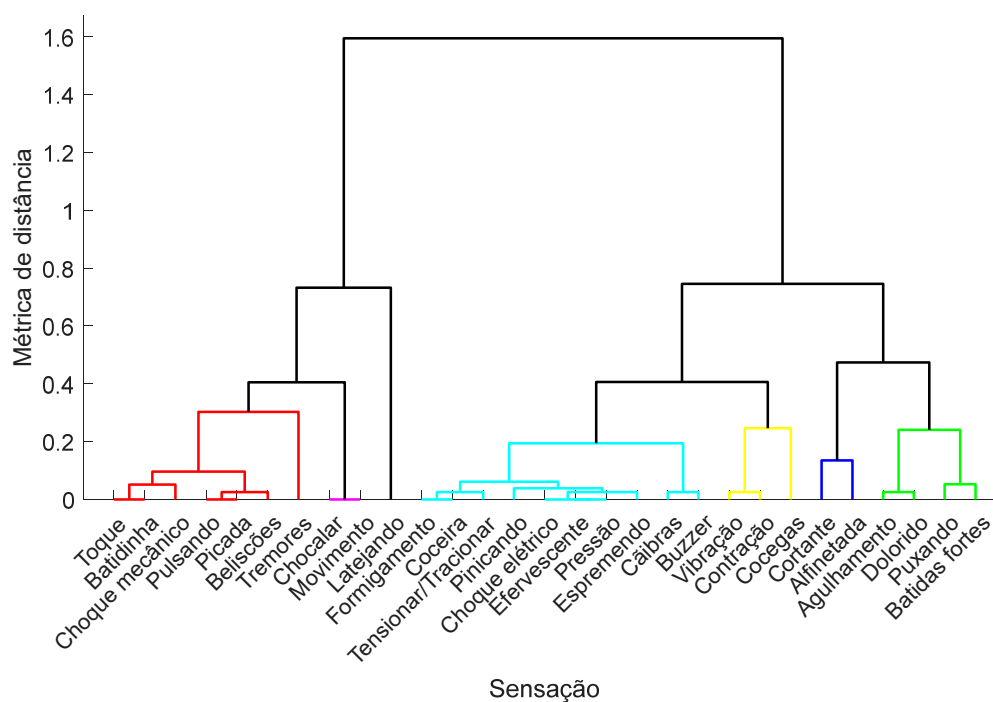


Figura 65 - Dendrograma representando as relações entre as sensações considerando os dados provenientes dos descritores fornecidos pelos 20 voluntários hígidos para os dedos direito e esquerdo.

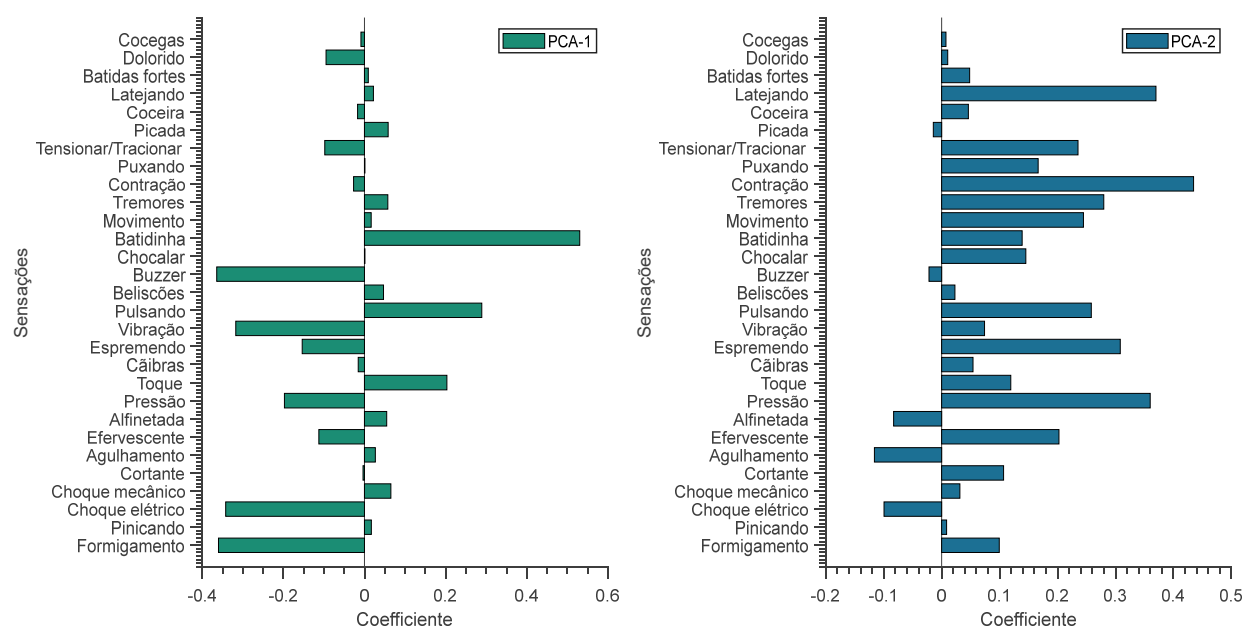


Figura 66 - Gráfico de barras da contribuição de cada descritor para as duas primeiras componentes do PCA.

Tabela 21 - Coeficiente de determinação para as regressões realizadas com os dados individuais de cada voluntário hígido, considerando cada ERP como variável independente.

Voluntário	P100	N100	P200	N200	P300
V1	0,1832	0,3309	0,4856	0,1138	0,2165
V2	0,0888	0,0001	0,2497	0,0043	0,7569
V3	0,1347	0,2422	0,5816	0,5175	0,6347
V4	0,0294	0,0505	0,0040	0,0397	0,6981
V5	0,0299	0,0144	0,5432	0,2107	0,5059
V6	0,1026	0,1968	0,0726	0,0323	0,1157
V7	0,1995	0,2977	0,6029	0,5380	0,2544
V8	0,6263	0,0000	0,6480	0,0357	0,6288
V9	0,0003	0,2050	0,1110	0,1514	0,2015
V10	0,1119	0,4162	0,1119	0,0241	0,3145
V11	0,0057	0,1041	0,0039	0,0028	0,0494
V12	0,2979	0,3297	0,0244	0,3306	0,3369
V13	0,3849	0,4518	0,0632	0,6421	0,5596
V14	0,2746	0,6680	0,6164	0,0030	0,2331
V15	0,0321	0,0006	0,0030	0,0226	0,2098
V16	0,1100	0,0675	0,0153	0,0267	0,7471
V17	0,3788	0,5147	0,0053	0,3482	0,6095
V18	0,0158	0,0122	0,0651	0,0490	0,0367
V19	0,1810	0,1834	0,2786	0,0000	0,7461
V20	0,0417	0,6516	0,6815	0,8739	0,7350

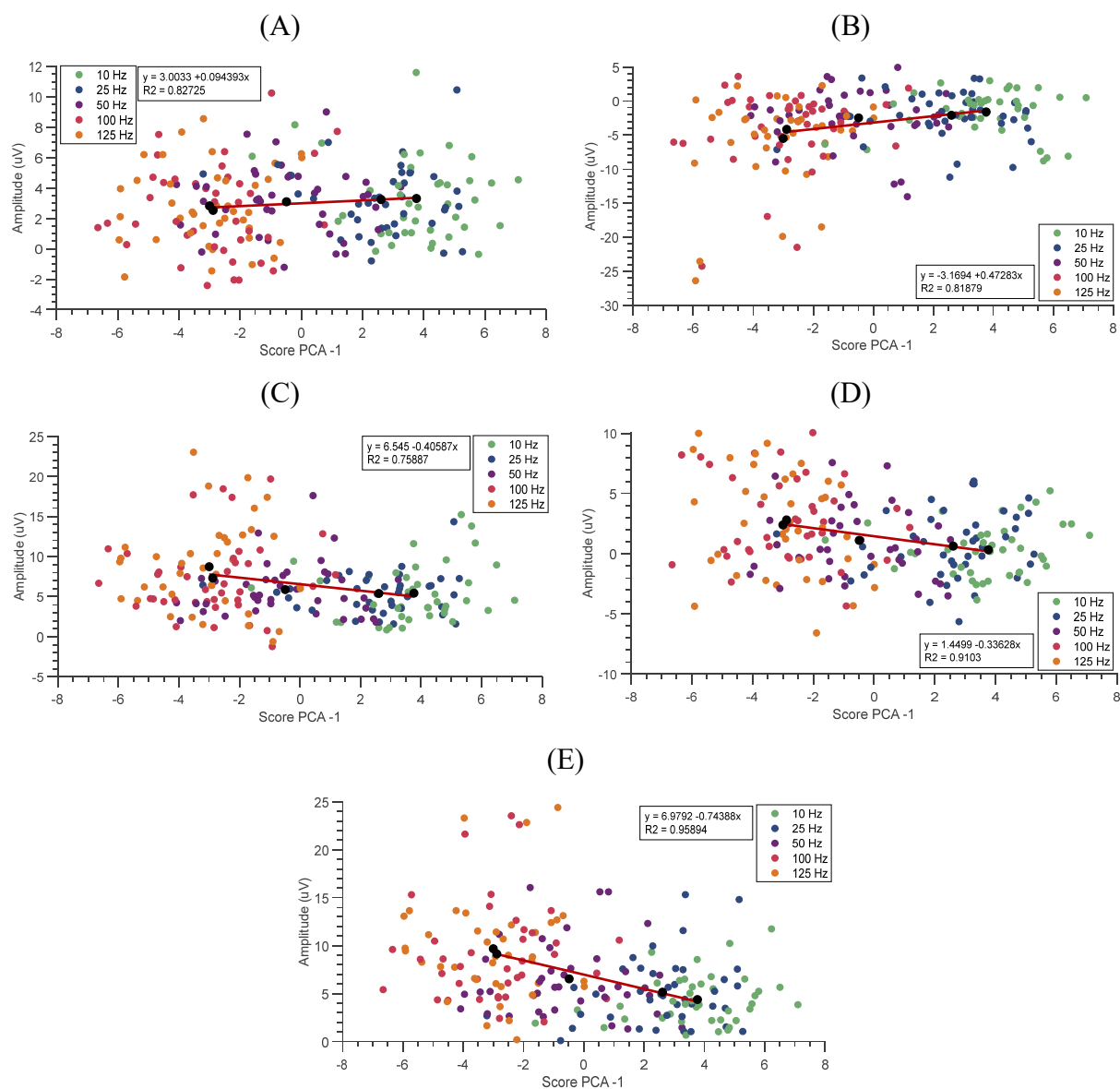


Figura 67 - Gráfico de dispersão da relação entre a amplitude dos potenciais evocados (A) P100, (B) N100, (C) P200, (D) N200 e (E) P300 com relação aos scores do PCA-1 para cada voluntário e frequência de estimulação (do dedo direito e esquerdo), assim como a regressão linear realizada com as medidas centrais de cada classe.