

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

ANA CLARA PEREIRA RESENDE DA COSTA

**Modelo Neuromórfico para Estimulação Transcutânea e
Otimização dos Níveis de Percepção Sensorial**

Uberlândia - MG

2020

ANA CLARA PEREIRA RESENDE DA COSTA

**Modelo Neuromórfico para Estimulação Transcutânea e
Otimização dos Níveis de Percepção 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

Coorientador: Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira

Uberlândia - MG

2020

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

C837 2021	<p>Costa, Ana Clara Pereira Resende da, 1996- Modelo Neuromórfico para Estimulação Transcutânea e Otimização dos Níveis de Percepção Sensorial [recurso eletrônico] / Ana Clara Pereira Resende da Costa. - 2021.</p> <p>Orientador: Alcimar Barbosa Soares. Coorientador: Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2021.24 Inclui bibliografia.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. Soares, Alcimar Barbosa, 1965-, (Orient.). II. Oliveira, Sérgio Ricardo de Jesus, 1967-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 62:61</p>
--------------	--

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091



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, 072, PPGEB				
Data:	vinte e oito de janeiro de dois mil e vinte e um	Hora de início:	09:05h	Hora de encerramento:	12:50h
Matrícula do Discente:	11822EBI008				
Nome do Discente:	Ana Clara Pereira Resende da Costa				
Título do Trabalho:	Modelo Neuromórfico para Estimulação Transcutânea e Otimização dos Níveis de Percepção Sensorial				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Engenharia de Reabilitação e Tecnologias Assistivas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Integração Sensorio-Motora e Cognitiva: Modelos Para Potencialização do Reaprendizado Motor de Pacientes Paréticos Pós-AVE				

Reuniu-se em web conferência pela plataforma Conferenciaweb em conformidade com a PORTARIA Nº 36, DE 19 DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, composta pelos Professores Doutores: Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira - FEELT/UFU coorientador da candidata; Marcus Fraga Vieira - UFG; Ailton Luiz Dias Siqueira Júnior - IFTM; Alcimar Barbosa Soares - FEELT/UFU orientador da candidata.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Alcimar Barbosa Soares, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu à 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(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

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 28/01/2021, às 12:52, 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 **Marcus Fraga Vieira, Usuário Externo**, em 28/01/2021, às 12:52, 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 **Sergio Ricardo de Jesus Oliveira, Membro de Comissão**, em 28/01/2021, às 12:54, 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 **Ailton Luiz Dias Siqueira Junior, Usuário Externo**, em 28/01/2021, às 12:54, 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 **2528142** e o código CRC **4AB78CE4**.

Dedico este trabalho a minha família, pelo estímulo, carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Ao meu orientador Prof. PhD. Alcimar Barbosa Soares, pelo incentivo, motivação, orientação, paciência e confiança. Meu muito obrigado por todas as oportunidades de crescimento que me concedeu durante esse período.

Agradeço especialmente ao Prof. Dr. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira e ao Prof. Dr. Ailton Luiz Dias Siqueira Júnior, por todas as orientações e auxílio que foram fundamentais para o desenvolvimento e conclusão deste trabalho.

Ao Filipe A. Oliveira que me ajudou com o desenvolvimento do trabalho.

Aos meus colegas do Biolab por fazerem esse período ser mais leve e por sempre me auxiliarem quando tive dúvidas ou precisei de ajuda. Agradecimentos especiais ao Andrei Nakagawa, a Amanda Medeiros e Najara N. Zago por sempre retirarem minhas dúvidas.

Aos meus amigos de laboratório, Amanda Rosa, Gabrielle Macedo, Samara Pavan, Júlia Nepomuceno, que compartilharam comigo nestes dois anos diversas risadas, suas dificuldades, por me escutarem e apoiarem.

Aos meus amigos pelo apoio emocional e momentos vividos, Érika H. Hasui por todos os almoços e cafés compartilhados, Adriana J. Sampaio e Luca B. Silva por sempre estarem presentes e me escutarem e Natalia R. Silva pela amizade de tantos anos.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) pela oportunidade.

Agradeço a minha mãe, Dulce A. Pereira, e ao meu Pai, Antônio Augusto R. M. da Costa, pela oportunidade da vida, amor recebido e incentivo.

E por último, agradeço especialmente a minha família por todo amor recebido, carinho, compreensão e paciência que me valeste durante esses dois anos. Agradeço a minha vó Doralice D. M. Pereira e a minha tia Deize A. Pereira. E agradeço em especial a minha tia Fabiana A. Pereira, por todas as vezes que me ajudou, me tirando dúvidas, corrigindo um texto, me escutando e sendo minha amiga e irmã de todas as horas. Pois sem elas eu não teria conseguido.

“De todos os sentidos, a vista é o mais superficial.

O ouvido, o mais orgulhoso. O olfato, o mais voluptuoso. O gosto, o mais inconstante. E o tato, o mais profundo.”

Denis Diderot

“Não há nada na nossa inteligência que não tenha passado pelos sentidos.”

Aristóteles

RESUMO

Estima-se que no Brasil cerca de 16.064 pessoas sofreram algum tipo de amputação ou desarticulação de membro superior nos últimos 10 anos. Na tentativa de restaurar partes das funcionalidades motoras e sensoriais perdidas com a amputação se faz necessário uso de próteses, porém mesmo as próteses comerciais mais avançadas, tais como as mioelétricas, não são capazes de restaurar importantes funcionalidades, resultando em um alto índice de abandono do uso do membro protético. Estudos apontam que um dos principais motivos desse abandono é a ausência do *feedback* sensorial tátil, o qual é responsável por estimar a textura, a forma e a complacência de diferentes materiais, permitindo ao usuário ajustar as forças necessárias na manipulação de objetos, evitando assim o escorregamento. Na ausência do *feedback* tátil, os usuários se tornam dependentes de outros tipos de *feedback*, como visual ou auditivo, que nem sempre são eficazes. Existe assim, a necessidade de desenvolver estratégias capazes de fornecer uma retroalimentação tátil informativa àqueles usuários. A eletroestimulação de superfície pode ser uma técnica viável na restauração dessa funcionalidade, uma vez que a técnica é capaz de fornecer diferentes modalidades de sensação, tais como pressão e vibração. Entretanto, ainda existe a necessidade de desenvolver um modelo capaz de combinar a saída de sensores táteis artificiais de alta densidade em poucos canais de eletroestimulação, e determinar qual a melhor modulação dos parâmetros de estimulação para fornecer estímulos eletrotáteis discrimináveis. Visando superar essa limitação, esse trabalho propõe um modelo neuromórfico, inspirado na dinâmica intracelular do núcleo cuneiforme, capaz de codificar e otimizar informações provenientes de sensores táteis artificiais de alta densidade, que poderá futuramente ser utilizado na restauração da retroalimentação sensorial tátil em amputados. Esse modelo foi implementado visando combinar sinais advindos de 16 taxels, modelados como aferentes primários cutâneos do tipo 1, em uma única saída de *spikes*. Em sequência este estudo busca caracterizar a sensação causada por eletroestimulação transcutânea modulada em frequência e amplitude, para viabilizar a otimização da percepção sensorial dos estímulos gerados pelo modelo bioinspirado. Os resultados desse trabalho demonstram que o modelo neuromórfico proposto possui a capacidade de fornecer uma saída de disparo distinta para diferentes tipos de estímulos, aqui foi avaliado a capacidade desse modelo separar oito texturas naturalísticas, reforçando a imensa capacidade de segregação e generalização de informações do neurônio cuneiforme modelado. Evidenciando que esse modelo é capaz de restabelecer a restauração adequada da retroalimentação tátil que

possibilitaria ao usuário, inclusive, distinguir diferentes grupos de texturas naturalísticas com apenas um canal de eletroestimulação, desde que considerado a percepção sensorial do usuário final. Uma vez que, foi demonstrado que a percepção a eletroestimulação varia individualmente e que a amplitude de estimulação influencia diretamente na percepção de variação de frequência. Sendo necessário determinar individualmente, a depender do local de estimulação e largura de pulso, a amplitude e faixa de frequência de estimulação, para a devida otimização das percepções sensoriais e modulação da saída do modelo bioinspirado aqui proposto para uma restauração adequada do *feedback* sensorial tátil.

Palavras-chave: Amputados de Membro Superior. *Feedback* sensorial tátil. Modelo Neuromórfico. Percepção Sensorial. Eletroestimulação Transcutânea.

ABSTRACT

It is estimated that in Brazil about 16,064 people have suffered some kind of amputation or disarticulation of the upper limb in the last 10 years. To restore parts of motor and sensory functionalities lost with amputation it is necessary to use prostheses, however, even the most advanced commercial prostheses, such as myoelectrics, are not able to restore important functionalities, resulting in a high rate of abandonment of the prosthetic limb. Studies indicate that one of the main reasons for abandonment is the absence of tactile sensory feedback, which is responsible for estimating the texture, shape, and complacency of different materials, allowing the user to adjust the forces required in the manipulation of objects, thus avoiding slipping. In the absence of tactile feedback, users become dependent on other types of feedback, such as visual or auditory, which are not always effective. Thus, it is necessary to develop strategies capable of providing informative tactile feedback to those users. Surface electrostimulation can be a viable technique in restoring this functionality, since it is capable of provide different modalities of sensation, such as pressure and vibration. However, it is necessary to develop a model capable to combine the output of high density artificial tactile sensors into a few electro-stimulation channels and determine the best modulation of the stimulation parameters to provide discriminable electrotactile stimuli. Aiming to overcome this limitation, this work proposes a neuromorphic model, inspired by the intracellular dynamics of the cuneiform nucleus, capable of coding and optimizing information coming from high-density artificial tactile sensors, which can be used in the future to restore the tactile feedback in amputees. This model was implemented combining signals from 16 taxels, modeled as primary afferents of type 1, into a single spike output. In sequence, this study seeks to characterize the sensation caused by transcutaneous electro-stimulation modulated in frequency and amplitude, to enable the optimization of the sensory perception of the stimuli generated by the bioinspired model. The results of this work demonstrate that the proposed neuromorphic model can provide a distinct triggering output for different types of stimuli, here the capacity of this model to separate eight naturalistic textures was evaluated, reinforcing the immense capacity of segregation and generalization of information of the cuneiform neuron modeled. Evidencing that this model can reestablish the adequate restoration of tactile feedback that would even allow the user to distinguish different groups of naturalistic textures with only one channel of electro-stimulation, provided that the sensory perception of the end-user is considered. Since it has been demonstrated that the perception of electro-stimulation varies individually, and that the amplitude of stimulation directly influences the perception of frequency variation. It is

necessary to determine individually, depending on the stimulation site and pulse width, the stimulation amplitude, and frequency range, for the proper optimization of the sensorial perceptions and modulation of the output of the bioinspired model proposed here for the adequate restoration of the tactile sensory feedback.

Keywords: Superior Member Amputees. Tactile sensory feedback. Neuromorphic Model. Sensory Perception. Transcutaneous Electro Stimulation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1- Proposta de um sistema neuromórfico capaz restaurar a percepção sensorial tátil dos usuários de próteses de membro superior, a partir da eletroestimulação transcutânea. Adaptado de OSBORN et al. (2018).	14
Figura 2.1 - Métodos de Retroalimentação Sensorial tátil. Fonte: A autora.	19
Figura 3.1 - Diferentes tipos de axônio dos aferentes primários. Fonte: Bear et al., (2008). ...	31
Figura 3.2 - Curva de intensidade-duração para as diferentes fibras nervosas. Fonte: Prentice, (2014).	31
Figura 3.3 - Propagação de um potencial de ação em ambas as direções de um nervo. Fonte: (Hall; Hall, 2020).	33
Figura 3.4 - Propagação de um impulso nervoso em um nervo após estímulo elétrico. Fonte: A autora.	33
Figura 3.5 - Diferentes formas de onda de eletroestimulação. Fonte: Prentice (2014)	34
Figura 3.6 - Eletrodos utilizados em protocolos de TENS. A) Eletrodos de carbono siliconado Fonte: Presmam. Disponível em: http://www.presmam.com.br/eletrodo_silicone.asp . B) Eletrodos de hidrogel autoadesivos. Fonte: Shopfisio. Disponível em: https://www.shopfisio.com.br/eletrodo-auto-adesivo-9x5cm-4-un-p1065002	38
Figura 3.7 - Exemplo de uma onda de estímulo pulsátil de perfil retangular (EPPR) e seus parâmetros de estimulação. A) Amplitude. B) Largura de Pulso. C) Intervalo entre estímulos. Fonte: A autora.	39
Figura 3.8 - Elementos principais de um dispositivo TENS padrão. Adaptado de Johnson, (2012).	40
Figura 4.1- Receptores do sistema somatossensorial. Fonte: Bear et al. (2008).	42
Figura 4.2 - Resposta dos receptores presentes na pele glabra da mão de acordo com o tamanho do seu campo receptivo e tempo de adaptação. Fonte: Bear et al. (2008).	43

Figura 4.3 - Via da transmissão da informação tátil ao córtex somatossensorial. Fonte: Bear et al. (2008).....	45
Figura 4.4 - Modelo hipotético baseado na detecção de coincidências de potenciais de ação (spikes neurais) para o rápido processamento de informações aferentes. Fonte: Adaptado de Johansson; Flanagan, (2009).	46
Figura 5.1 - Modelo neuromórfico para retroalimentação tátil. Os sinais táteis, coletados por um sensor tátil posicionado na ponta do dedo da prótese, são processados pelo modelo neuromórfico e convertidos em Spikes. A saída do modelo é então modulada conforme as necessidades do usuário, e enviadas ao sistema de eletroestimulação (TENS). Fonte: A autora.	50
Figura 5.2 - Resposta do modelo de Izhikevich para fibras AL1. Fonte: A autora.....	53
Figura 5.3 - Ilustração do eletrodo de eletroestimulação utilizado – com anodo e catodo confeccionados em carbono siliconado. Fonte: A autora.....	59
Figura 5.4 - Etapas do procedimento experimental. Fonte: A autora.....	59
Figura 6.1 - A) Sensores táteis. B) Placa de aquisição dos dados dos sensores táteis. Fonte: SILVA, (2020).....	62
Figura 6.2 - Texturas naturalísticas presentes no banco de dados. a) Piso 1, b) Piso 2 e c) Piso 3, piso de cerâmica com diferentes perfis de superfície, d) Papel Ondulado, e) Piso de Borracha, f) Tapete Têxtil, g) Espoja (Scotch Brite) e h) Isopor. Fonte: GUPTA et al., (2020).	63
Figura 6.3 - Sinais táteis associados aos diversos taxels durante a palpação de oito texturas diferentes. Fonte: A autora.	64
Figura 6.4 - Sinal tátil do Piso de Borracha após o pré-processamento. Fonte: A autora.....	65
Figura 6.5 - Saída do Modelo de Izhikevich para neurônios AL1 (azul) e AR1 (vermelho) para o primeiro segundo da palpação do piso de borracha de um taxel (roxo). Fonte: A autora.	66
Figura 6.6 - Evolução dos pesos sinápticos excitatórios (para cada uma das 32 sinapses) para cada treinamento. Fonte: A autora.....	67

Figura 6.7 - Pesos sinápticos excitatórios finais para cada um dos quatro folds de treinamento. Fonte: A autora.	67
Figura 6.8 - Evolução do peso sináptico inibitório total para os quatro treinamentos. Fonte: A autora.	68
Figura 6.9 - Variação do potencial de membrana (V_m) do neurônio cuneiforme para cada uma das texturas. A) Piso 1; B) Piso 2; C) Piso 3; D) Papel Ondulado; E) Tapete Têxtil; F) Piso de Borracha; G) Espoja; H) Isopor. Fonte: A autora.....	69
Figura 6.10 - Variação da quantidade de spikes gerados pelo modelo (em janelas deslizantes de 150 ms) para cada uma das 20 coletas das oitos texturas: A) Piso 1; B) Piso 2; C) Piso 3; D) Papel Ondulado; E) Tapete Têxtil; F) Piso de Borracha; G) Espoja; H) Isopor. Fonte: A autora.	70
Figura 6.11 - Espaço de características para todas a vinte as amostras de cada texturas para o primeiro fold de teste (treinamento 1). Fonte: A autora.....	71
Figura 6.12 - Resultado da classificação das oito texturas por SVM para o primeiro fold de teste (treinamento 1). Fonte: A autora.	72
Figura 6.13 - Resultado da classificação das sete texturas por SVM para o primeiro fold de teste (treinamento 1). Fonte: A autora.	73
Figura 6.14 - Resultado da classificação das 6 texturas por SVM para o primeiro fold de teste (treinamento 1). Fonte: A autora.	73
Figura 6.15 - A) Equipamento Neuropack S1; B) Somato Control Box RY – 441B. Fonte: A autora.	74
Figura 6.16 - Representação da posição da voluntária e posicionamento do eletrodo durante o procedimento experimental. Fonte: A Autora	75
Figura 6.17 - Percepção sensorial de estímulo contínuo e discreto com a variação da frequência de estimulação para o sexo feminino. A) Percepção de estímulo contínuo e discreto para cada voluntário nas diferentes frequências de estimulação no incremento e no decremento da frequência para os três blocos experimentais. B) Boxplot do limiar de percepção sensorial estímulo contínuo no incremento da frequência e C) Boxplot do limiar de percepção sensorial	

estímulo discreto no decréscimo de frequência de estimulação nos diferentes blocos. Fonte: A autora.77

Figura 6.18 - Percepção sensorial de estímulo contínuo e discreto com a variação da frequência de estimulação para o sexo masculino. A) Percepção de estímulo contínuo e discreto para cada voluntário nas diferentes frequências de estimulação no incremento e no decréscimo da frequência para os três blocos experimentais. B) Boxplot do limiar de percepção sensorial estímulo contínuo no incremento da frequência e C) Boxplot do limiar de percepção sensorial estímulo discreto no decréscimo de frequência de estimulação nos diferentes blocos. Fonte: A autora.79

Figura 6.19 - Percepção sensorial de estímulo contínuo e discreto com a variação da frequência de estimulação, para toda a população em estudo. A) Boxplot do limiar de percepção sensorial estímulo contínuo no incremento da frequência e B) Boxplot do limiar de percepção sensorial estímulo discreto no decréscimo de frequência de estimulação nos diferentes blocos. Fonte: A autora.80

Figura 6.20 - Percepção média de intensidade de estimulação com a variação da frequência de estimulação para os voluntários do sexo feminino. A) Intensidades percebidas para corrente de estimulação de 1 mA, B) para corrente de 1,5 mA e C) para a corrente de 2 mA. Fonte: A autora.82

Figura 6.21 - Percepção média de intensidade de estimulação com a variação da frequência de estimulação para os voluntários do sexo masculino. A) Intensidades percebidas para corrente de estimulação de 1 mA, B) para corrente de 1,5 mA e C) para a corrente de 2 mA. Fonte: A autora.83

Figura 6.22 - Percepção média de intensidade de estimulação com a variação da frequência de estimulação para os voluntários de ambos os sexos. A) Intensidades percebidas para corrente de estimulação de 1 mA, B) para corrente de 1,5 mA e C) para a corrente de 2 mA. Fonte: A autora.85

Figura 6.23 - Curvas de ajuste de intensidade média por frequência, as curvas em preto descrevem o incremento da frequência e em vermelho o decréscimo. A) Curvas do Bloco 1; B) Bloco 2; C) Bloco 3. Fonte: A autora.....88

Figura 6.24 - Percepção sensorial de variação de frequência de estimulação para o sexo feminino. A) Percepção sensorial das diferentes voluntárias. B) Erro percentual na percepção de transição de frequência para os diferentes blocos. C) Erro percentual médio das voluntárias na percepção da variação de frequência para cada bloco de estimulação. Fonte: A autora.90

Figura 6.25 - Percepção sensorial de variação de frequência de estimulação para o sexo masculino. A) Percepção sensorial dos diferentes voluntários. B) Erro percentual na percepção de transição de frequência para os diferentes blocos. C) Erro percentual médio dos voluntários na de variação de frequência para cada bloco de estimulação. Fonte: A autora.91

Figura 6.26 - Erro na percepção sensorial de variação de frequência de estimulação para ambos os sexos. A) Erro percentual na percepção de transição de frequência para os diferentes blocos. B) Erro percentual médio dos voluntários na de variação de frequência para cada bloco de estimulação. Fonte: A autora.93

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Influência dos parâmetros de estimulação no <i>feedback</i> eletrotátil invasivo.	24
Tabela 2.2 - Influência dos parâmetros de estimulação no <i>feedback</i> eletrotátil superficial.	28
Tabela 5.1 - Valores recomendados para as variáveis do modelo de Izhikevich para comportamento de neurônios em geral, e para obtenção de respostas AL1 e AR1.	52
Tabela 5.2 - Definições dos parâmetros das equações que descrevem as correntes de entrada do neurônio cuneiforme proposto por Rongala et al. (2018).....	55
Tabela 6.1 - Resultados da análise estatística para o teste de Wilcoxon rank-sum na comparação entre os blocos de eletroestimulação para os limiares de percepção contínua e discreta. Fonte: A Autora.	81
Tabela 6.2 - Resultados da análise estatística para o teste de Wilcoxon rank-sum na comparação entre os blocos de eletroestimulação para percepção sensorial de intensidade.	86
Tabela 6.3 - Resultados da análise estatística para o teste de Wilcoxon rank-sum na comparação entre os blocos para os erros percepção sensorial de variação de frequência de estimulação.	94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AL1	Adaptação Lenta do Tipo 1
AL2	Adaptação Lenta do Tipo 2
AR 1	Adaptação Rápida do Tipo 1
AR 2	Adaptação Rápida do Tipo 2
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento De Pessoal De Nível Superior
CEP	Comitê de Ética Em Pesquisa
CV-IS	Coeficiente de Variação Entre <i>Spikes</i>
EEG	Eletroencefalografia
EENM	Estimulação Elétrica Neuromuscular
EIF	<i>Exponential Integrate and Fire</i>
EMG	Sinais Eletromiográficos
EPPR	Estímulo pulsátil de perfil retangular
FES	Estimulação Elétrica Funcional
FINE	<i>Flat Interface Nerve Electrodes</i>
FN	<i>Feedback</i> Não Somatótopico
FS	<i>Feedback</i> Somatótopico
HNM-1	Neuromodulação Híbrida 1
HNM-2	Neuromodulação Híbrida 2
ICMS	Microestimulação Intracortical
KNN	K-Nearest Neighbors Algorithm
S1	Córtex Somatossensorial Primário
SUS	Sistema Único de Saúde
TENS	Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea
TES	Estimulação Elétrica Transcutânea
TIME	<i>Transverse Intrafascicular Multichannel Electrode</i>
TMS	Taxa Média de <i>Spikes</i>
UFU	Universidade Federal De Uberlândia
VP	Núcleo Ventral Posterior

SUMÁRIO

CAPÍTULO I.....	12
INTRODUÇÃO	12
1.1 Objetivo	15
1.2 Estrutura da Dissertação	16
CAPÍTULO II.....	18
RESTAURAÇÃO DE FEEDBACK SENSORIAL TÁTIL – ESTADO DA ARTE.....	18
2.1 Métodos Para Retroalimentação Sensorial Tátil.....	18
2.1.1 Feedback Eletrotátil Invasivo	20
2.1.2 Feedback Eletrotátil Não Invasivo.....	24
CAPÍTULO III	30
TÉCNICAS DE ELETROESTIMULAÇÃO – ESTADO DA ARTE.....	30
3.1 Efeitos da Estimulação Elétrica no Sistema Nervoso Periférico	30
3.2 Correntes de Estimulação	34
3.3 Eletroterapia e Técnicas de Estimulação Elétrica	35
3.3.1 Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM).....	35
3.3.2 Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea (TENS)	37
3.4 Eletrodos de Eletroestimulação.....	38
3.5 Equipamentos de Eletroestimulação Convencional	38
CAPÍTULO IV.....	41
SISTEMA SOMATOSSENSORIAL	41
4.1 Subsistema Tátil.....	42
4.2 Núcleo Cuneiforme	46
4.3 Percepção de Texturas	47
CAPÍTULO V	49
PROPOSTA DE MODELO NEUROMÓRFICO PARA ESTIMULAÇÃO TRANSCUTÂNEA E RESTAURAÇÃO DE FEEDBACK TÁTIL	49
5.1 O Modelo Proposto	49

5.1.1	Informações Táteis.....	51
5.1.2	Modelo Neuromórfico – 1ª Camada: Aferentes Primários.....	51
5.1.3	Modelo Neuromórfico – 2ª Camada: Modelo de Aprendizado Sináptico e Dinâmica Intracelular dos Neurônios do Núcleo Cuneiforme	53
5.1.4	Validação do Modelo Neuromórfico	56
5.1.5	Caracterização da Percepção Sensorial Para Ajuste dos Parâmetros do Protocolo Modulador de Eletroestimulação	57
5.1.5.1	<i>Voluntários</i>	58
5.1.5.2	<i>Eletroestimulador</i>	58
5.1.5.3	<i>Eletrodos</i>	58
5.1.5.4	<i>Experimentos</i>	59
5.1.5.5	<i>Análise dos Dados</i>	60
CAPÍTULO VI.....		62
PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS E RESULTADOS.....		62
6.1	Modelo neuromórfico para retroalimentação tátil.....	62
6.1.1	Sensor Tátil e Sistema de Aquisição de Dados.....	62
6.1.2	Pré-Processamento.....	65
6.1.3	Modelo Neuromórfico – 1ª Camada: Aferentes Primários	65
6.1.4	Modelo Neuromórfico – 2ª Camada: Modelo de Aprendizado Sináptico e Dinâmica Intracelular dos Neurônios do Núcleo Cuneiforme	66
6.1.5	Validação do Modelo Neuromórfico	70
6.2	Caracterização da Percepção Sensorial para Ajuste dos Parâmetros do Protocolo Modulador de Eletroestimulação	74
6.2.1	Eletroestimulador.....	74
6.2.2	Protocolo experimental.....	75
6.2.3	Percepção Sensorial de Estimulação Discreta ou Contínua.....	76
6.2.4	Percepção Sensorial de Intensidade	81
6.2.5	Percepção Sensorial de Variações na Frequência de Estimulação – Capacidade de Discriminação de Estímulos	88
CAPÍTULO VII.....		95
DISCUSSÃO		95
7.1	Proposta de Modelo Bioinspirado Para Retroalimentação Tátil	95

7.2 Caracterização de Percepção Sensorial.....	98
CAPÍTULO VIII.....	104
CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	104
8.1 Trabalhos Futuros	106
REFERÊNCIAS.....	108
APÊNDICE A – RESULTADOS DO TREINAMENTO 2.....	118
APÊNDICE B – RESULTADOS DO TREINAMENTO 3	121
APÊNDICE C – RESULTADOS DO TREINAMENTO 4.....	124

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Segundo dados do Sistema Único de Saúde (SUS), estima-se que no Brasil cerca de 16.064 pessoas sofreram algum tipo de amputação ou desarticulação de membro superior entre os anos de 2009 a 2019 (DATASUS, 2020). Essas pessoas passam por um grande trauma devido a amputação, que ainda é associado com incapacidades e limitações em atividades diárias devido a perda da função sensorial e motora (ANTFOLK et al., 2013). Além disso, muitos amputados enfrentam dificuldades no meio profissional em virtude da ausência do membro, fazendo com que a grande maioria troque de emprego e alguns até parem de trabalhar (DATTA; SELVARAJAH; DAVEY, 2004; JANG et al., 2011; SHIN et al., 2018).

As próteses se caracterizam como elementos importantes na tentativa de restaurar parte das funções perdidas pela amputação e facilitar a reintegração do indivíduo à sociedade. Porém, as próteses comerciais existentes ainda não conseguem restaurar importantes funcionalidades sensoriais e motoras, o que leva a uma elevada taxa de rejeição ou uso apenas para fins estéticos (DAVIDSON, 2002; JANG et al., 2011; WIJK; CARLSSON, 2015). Um estudo realizado no Reino Unido demonstrou que cerca de 33,75% dos amputados de membro superior abandonavam o uso das próteses e que a grande maioria as utilizavam apenas para fins estéticos (DATTA; SELVARAJAH; DAVEY, 2004). Resultados semelhantes foram encontrados na Coreia Sul, onde apenas 44,7% dos amputados de membro superior usavam suas próteses por oito ou mais horas por dia e, dentre esses, 76,9% a usavam apenas para fins estéticos (JANG et al., 2011); Já na Austrália, 56% dos entrevistados não utilizavam ou raramente utilizavam suas próteses (DAVIDSON, 2002).

O alto índice de rejeição dos dispositivos protéticos evidencia a necessidade de desenvolver novas tecnologias que facilitem seu uso, tornando seu manuseio mais natural e confortável, e possibilitando a realização de tarefas diárias que exijam controle motor e sensorial, tais como amarrar o cadarço de um sapato, abrir uma garrafa ou utilizar uma tesoura (BIDDISS; CHAU, 2007a; JANG et al., 2011). Ao longo das últimas décadas, os avanços tecnológicos trouxeram uma grande evolução no desenvolvimento de próteses mioelétricas. Tais próteses são controladas por sinais eletromiográficos (EMG) provenientes de músculos

residuais. Este mecanismo de controle permite ao usuário aumentar consideravelmente suas capacidades e possibilidades de manipulação de objetos diversos. Entretanto, o esforço cognitivo para controle de próteses mais avançadas, com diversos graus de liberdade, ainda é alto devido, principalmente, à ausência do *feedback* sensorial tátil (BIDDISS; CHAU, 2007b; CHAI et al., 2014; MIOTON; DUMANIAN, 2018; WIJK; CARLSSON, 2015).

O *feedback* sensorial tátil é responsável por transmitir informações sobre o tamanho, a forma e a textura dos objetos, bem como dos estados de contato mecânico. Estas informações são fundamentais para planejar e controlar a força necessária durante manipulações de objetos, bem como são essenciais para permitir o sentimento de imersão e incorporação da prótese como parte do corpo do sujeito (JOHANSSON; FLANAGAN, 2009; ODDO et al., 2016; RASPOPOVIC et al., 2014; TABOT et al., 2015)(BECKERLE et al., 2018; SAAL; BENSMAIA, 2015)

O *feedback* tátil na pele glabra é fornecido por receptores sensoriais, tais como os discos de Merkel, as terminações de Ruffini, os corpúsculos de Meissner e os corpúsculos de Pacini, que se encontram na parte distal das fibras nervosas, e são responsáveis por transduzir um amplo espectro de sensações como pressão, vibração e dor, as quais serão interpretadas pelo sistema somatossensorial (ABRAIRA; GINTY, 2013; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009; PURVES et al., 2010). Na ausência destas informações sensoriais táteis o usuário fica dependente de outros tipos de *feedbacks* como o visual, para inferir informações indiretas sobre interações mecânicas, e o auditivo, que ajuda a obter informações exteroceptivas (CHAI et al., 2014; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009; MIOTON; DUMANIAN, 2018; SAAL; BENSMAIA, 2015; WIJK; CARLSSON, 2015). Diversas pesquisas já evidenciaram que a restituição adequada da retroalimentação sensorial tátil para amputados de membro superior minimiza as percepções anormais do membro fantasma (VALLE et al., 2018a), que é uma sequela comum causada pela a consciência sensorial persistente de um membro após a amputação (KATZ, 2001; LENT, 2002). Além disso, o *feedback* adequado também facilita a otimização do chamado efeito telescópico, resultando na sensação de que a parte distal do membro está se tornando mais proximal (JACOBS; RAJA; COHEN, 2018), aumentando a incorporação da prótese, fazendo com que o usuário a identifique como parte de seu corpo (D'ANNA et al., 2017; VALLE et al., 2018a), e melhorando o controle sensório-motor, a destreza e a precisão (D'ANNA et al., 2017; RASPOPOVIC et al., 2014; VALLE et al., 2018b, 2018a).

Uma das mais modernas alternativas exploradas para prover *feedback* tátil se baseia na combinação de informações obtidas por sensores táteis artificiais com um modelo de eletroestimulação bioinspirado. Estes modelos são denominados “neuromórficos”, pois

promovem a conversão de sinais de sensores tradicionais em sinais similares àqueles que trafegam por neurônios sensoriais (RASOULI et al., 2018).

Vários estudos demonstram a eficiência de modelos neuromórficos na restauração do *feedback* sensorial tátil a partir de sistemas de eletroestimulação invasivo ou superficial (ODDO et al., 2016; OSBORN et al., 2018). A Figura 1.1 destaca o trabalho desenvolvido por Osborn et al. (2018), no qual sinais captados de sensores piezoresistivos são convertidos em sinais neuromórficos e, então, encaminhados para um equipamento de eletroestimulação transcutânea, cujo objetivo é permitir ao usuário receber informações nociceptivas. Assim, quando a prótese manipula e pressiona um objeto pontiagudo, estímulos transcutâneos mais intensos são percebidos pelo usuário, que pode abrir os dedos da prótese, impedindo, por exemplo, que a luva que a reveste seja danificada pelo objeto.

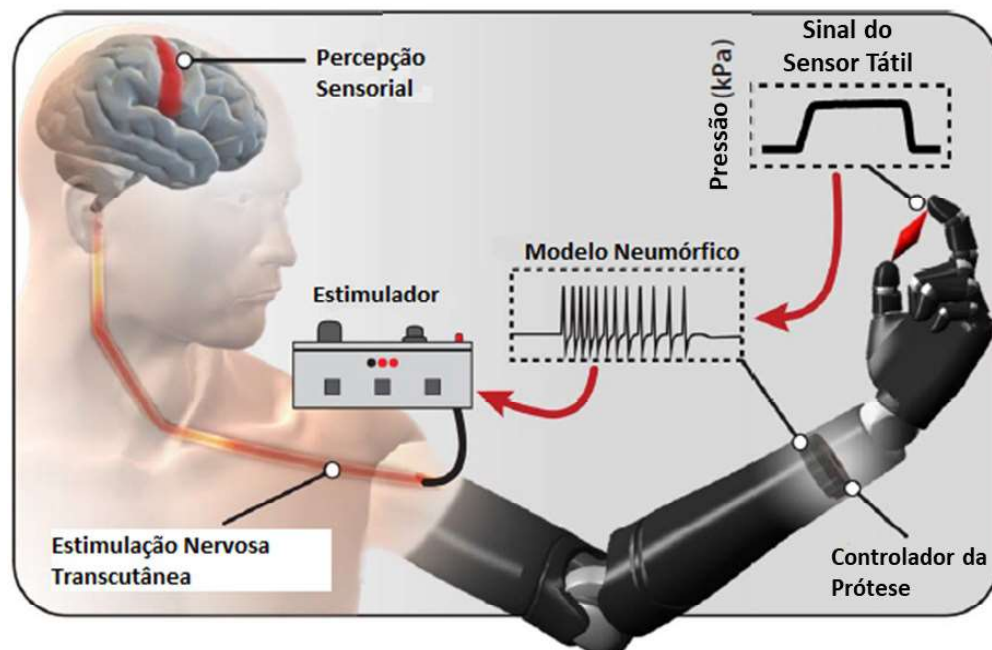


Figura 1.1- Proposta de um sistema neuromórfico capaz restaurar a percepção sensorial tátil dos usuários de próteses de membro superior, a partir da eletroestimulação transcutânea. Adaptado de OSBORN et al. (2018).

Todavia, apesar dos progressos, ainda não existe um modelo adequado, preferencialmente não invasivo, que propicie um *feedback* sensorial tátil funcional e natural, que permita a discriminação e a percepção sensorial de importantes características hápticas como nível de força, complacência, e informações texturais, como a rugosidade (MANFREDI et al., 2014). No entanto, para consecução desta tarefa, faz-se necessário o uso de sistemas capazes de coletar informações de dezenas, centenas, ou até mesmo de milhares de sensores táteis, e promover sua

conversão para algum mecanismo de estímulo a ser aplicado, por exemplo, no coto do sujeito. E ainda, se vislumbrarmos um sistema de estimulação transcutânea, as informações provenientes daqueles diversos sensores táteis deverão ser pré-interpretadas e pré-processadas por um modelo que as condense em um número pequeno de ‘canais de estimulação’. É interessante notar que estruturas de pré-processamento dos sinais táteis são partes inerentes do sistema nervoso animal. O núcleo cuneiforme é descrito como o primeiro grande centro de processamento das informações dos aferentes primários originários dos membros superiores. Um único neurônio cuneiforme faz sinapses com até centenas de mecanorreceptores e gera potenciais de ação que levam ao córtex somatossensorial informações ponderadas daquelas centenas de mecanorreceptores (BENGTSSON et al., 2013; JÖRNTELL et al., 2014; PURVES et al., 2010).

A partir do exposto, hipotetizamos que um sistema inspirado nos mecanorreceptores da pele glabra, integrados por estruturas que modelem o comportamento de neurônios cuneiformes, será capaz de gerar sinais de entrada para dispositivos de estimulação transcutânea que sejam mais facilmente discriminados e percebidos pelos usuários de próteses de membros superiores. Tal sistema pode assim contribuir para a promoção de uma restauração tátil mais natural e informativa.

1.1 Objetivo

O objetivo geral deste trabalho é propor um modelo neuromórfico para detecção e pré-processamento de informações táteis, capaz de induzir a produção de estímulos eletrocutâneos que permitam a percepção de informações táteis distintas e os objetivos específicos são:

- I. Implementar modelos para tradução de sinais provenientes de sensores táteis convencionais em sinais neuromórficos (mecanorreceptores artificiais).
- II. Desenvolver e implementar um modelo de neurônios do núcleo cuneiforme capaz de integrar informações provenientes de múltiplos mecanorreceptores artificiais e gerar sinais de entrada para eletroestimuladores transcutâneos.
- III. Avaliar a capacidade de percepção sensorial de sujeitos humanos quando submetidos a estímulos eletrotáteis variáveis.
- IV. Estabelecer quais parâmetros de estimulação devem delimitar a modulação da saída do modelo cuneiforme para *feedback* sensorial tátil, a fim de otimizar as percepções sensoriais aos diferentes estímulos.

1.2 Estrutura da Dissertação

Considerando os objetivos propostos e visando à explanação do trabalho de forma lógica e sequencial, esta dissertação foi descrita da seguinte forma:

- Capítulo II: Restauração de *Feedback* Sensorial Tátil – Estado da Arte

Este capítulo apresenta uma revisão bibliográfica sobre as tentativas de restauração do *feedback* sensorial tátil em amputados de membro superior, com enfoque nos modelos de restauração por estímulos eletrotáteis invasivos e superficiais e na modulação de seus parâmetros de estimulação.

- Capítulo III: Técnicas de Eletroestimulação – Estado da Arte

Este capítulo apresenta um resumo sobre os principais métodos de eletroestimulação de superfície e suas aplicações.

- Capítulo IV: Sistema Somatossensorial

Neste capítulo é apresentado a fundamentação teórica, abordando a neurofisiologia do sistema somatossensorial, com foco no subsistema tátil e na percepção de texturas.

- Capítulo V: Proposta De Modelo Neuromórfico Para Estimulação Transcutânea E Restauração De *Feedback* Tátil

Neste capítulo é apresentado uma proposta de modelo neuromórfico bioinspirado, para restauração do *feedback* tátil, capaz de combinar uma alta densidade de sensores táteis artificiais. Também é apresentado um protocolo de caracterização da percepção sensorial a eletroestimulação transcutânea, para a otimização das percepções sensoriais do modelo neuromórfico proposto.

- Capítulo VI: Procedimentos Experimentais e Resultados

Este capítulo apresenta a implementação do modelo neuromórfico, os resultados obtidos na sua validação computacional e os resultados obtidos no protocolo de caracterização de percepção sensorial em voluntários intactos.

- Capítulo VII: Discussão

Aqui é apresentado a discussão sobre os resultados na implementação do modelo e caracterização sensorial à eletroestimulação.

- Capítulo VIII: Conclusões e trabalhos futuros

E por último, neste capítulo são apresentadas as considerações finais e as principais conclusões obtidas no desenvolvimento deste trabalho e as sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

RESTAURAÇÃO DE FEEDBACK SENSORIAL TÁTIL – ESTADO DA ARTE

2.1 Métodos Para Retroalimentação Sensorial Tátil

Atualmente diversos estudos sobre métodos de retroalimentação sensorial já foram realizados (BECKERLE et al., 2018; SAAL; BENSMAIA, 2015; STEPHENS-FRIPP; ALICI; MUTLU, 2018). Em geral, tais métodos podem ser agrupados em invasivos ou não-invasivos. Os métodos invasivos requerem a inserção de um componente no membro residual do indivíduo e é geralmente realizado por meio de um procedimento cirúrgico. Os métodos não-invasivos, como o próprio nome sugere, utilizam apenas elementos superficiais posicionados sobre a pele.

A Figura 2.1 aponta os principais métodos de restauração sensorial tátil. Dentre os métodos invasivos, destacam-se a eletroestimulação nervosa, que pode ser realizada com eletrodos do tipo *transverse intrafascicular multichannel electrode* (TIME) (CLEMENTE et al., 2019; RASPOPOVIC et al., 2014; VALLE et al., 2018a, 2018b) ou *flat interface nerve electrodes* (FINE) (GRACZYK et al., 2016), e a microestimulação intracortical (ICMS), até o momento testada unicamente no córtex somatossensorial primário (S1) de macacos e permitiu a discriminação mais grosseira de texturas (O'DOHERTY et al., 2019). Outra alternativa invasiva para fornecer *feedback* sensorial, sugerida por Clemente et al. (2017), é baseada no fenômeno da osseopercepção. Avaliações feitas com indivíduos usuários de próteses ósseo integradas relataram melhor sensibilidade do que aqueles que utilizavam próteses de soquete. A melhoria de sensibilidade foi explicada pelos autores como resultante da combinação multissensorial do sistema auditivo e somatossensorial.

Destaca-se que os eletrodos do tipo TIME são inseridos transversalmente em nervos periféricos e são capazes de ativar seletivamente subconjuntos de axônios em diferentes fascículos dentro de um mesmo nervo. Enquanto os eletrodos do tipo FINE envolvem o nervo, exercendo uma compressão suave que remodela o formato do nervo, alcançando uma maior proximidade com os fascículos (RIJNBEEK; ELEVELD; OLTHUIS, 2018).

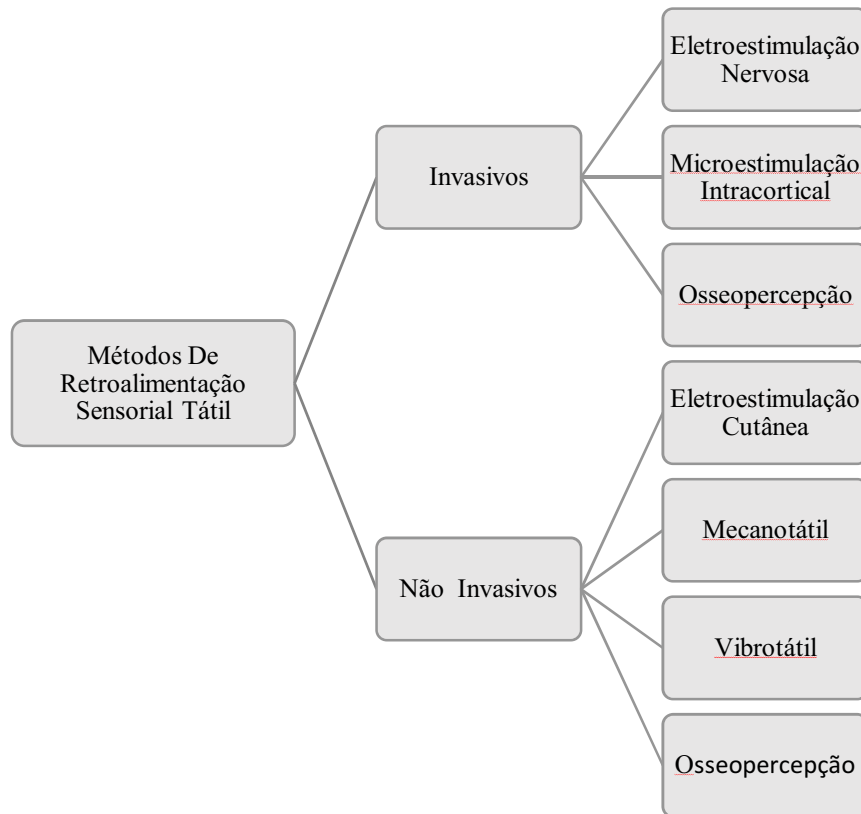


Figura 2.1 - Métodos de Retroalimentação Sensorial tátil. Fonte: A autora.

Dentre os métodos não invasivos, podemos destacar a eletroestimulação nervosa transcutânea (TENS) que pode ser realizada sobre os nervos medial, ulnar ou radial, em que os parâmetros de estimulação são modulados numa tentativa de fornecer informações sensoriais, como diferentes tipos de toque ou níveis de força (CHAI et al., 2013; CHAI et al., 2015; CHAI et al., 2017; D'ANNA et al., 2017; SHIN et al., 2018). O chamado *feedback* mecanotátil, proposto em Schoepp et al. (2018), utiliza um dispositivo mecânico em contato com o membro residual, que realiza uma pressão local de acordo com a leitura de sensores táteis posicionados nos dedos da prótese. Os autores argumentam que a técnica possibilitou ao usuário ter maior controle da força de preensão, porém os usuários relataram certo desconforto durante o uso.

A substituição sensorial não invasiva pode também ser realizada utilizando *feedback* vibrotátil a partir de um dispositivo posicionado sobre membro residual. O nível de vibração (modulação em amplitude ou frequência) é ajustado conforme o *feedback* desejado (ROMBOKAS et al., 2013; STEPP; MATSUOKA, 2012). Os diversos tipos de estímulos podem ser ainda combinados (*feedback* multimodal), conforme descrito em Huang et al. (2017). De forma geral, tais sistemas não se mostraram muito eficazes e, na maior parte dos casos, necessitam de intensas e longas sessões de treinamento, conforme relatado pelos autores.

Mayer et al. (2019) demonstraram que o fenômeno de osseopercepção (condução óssea) pode ser uma alternativa para a restauração do *feedback* sensorial tátil. Em seu estudo preliminar os autores utilizaram um estímulo vibrotátil no olécrano ulnar (não invasivo) e reportaram resultados de sensibilidade semelhantes àqueles obtidos pelo método invasivo proposto por Clemente et al. (2017), onde os estímulos vibratórios foram entregues ao implante realizado no osso do membro residual para a ancoragem da prótese, todavia pontos como a naturalidade e usabilidade não foram relatados.

De modo geral, as técnicas mais promissoras e com melhores resultados tem se baseado na eletroestimulação, sendo capazes de fornecer tanto o *feedback* somatotópico, que é quando o estímulo é sentido na mesma região em que está atuando, quanto o *feedback* não somatotópico, que ocorre quando o estímulo é percebido em uma região diferente da que está atuando (CHAI; ZHANG; ZHU, 2017; STEPHENS-FRIPP; ALICI; MUTLU, 2018). O *feedback* eletrotátil também foi descrito como potencialmente capaz de provocar diferentes tipos de sensações, tais como toque, pressão, vibração e dor, a partir da modulação de seus parâmetros (STEPHENS-FRIPP; ALICI; MUTLU, 2018). Estes elementos suportaram nossa decisão de uso desta modalidade de retroalimentação neste estudo. Nas próximas seções, serão detalhadas as principais conclusões obtidas em estudos centrais que utilizaram esta modalidade de *feedback* tanto na forma invasiva, quanto não invasiva.

2.1.1 Feedback Eletrotátil Invasivo

Em estudo realizado em 2014, Raspopovic et al. demonstraram que o *feedback* invasivo com uso de eletrodos do tipo TIME permite a identificação da variação do nível de força aplicado pela prótese em um objeto. Os autores argumentam que a técnica tem potencial para restaurar a sensação de toque e usá-la para permitir ao usuário controlar a aplicação de força, e reconhecer diferentes propriedades físicas de um objeto, tais como forma e rigidez (RASPOPOVIC et al., 2014).

Na tentativa de elucidar a base neural da magnitude sensorial e alavancar o desenvolvimento de algoritmos de codificação sensorial para uso em neuropróteses, Graczyk et al. (2016) utilizaram eletrodos do tipo FINE implantados em torno dos nervos radial, ulnar e mediano de dois amputados transradiais. O objetivo do estudo foi avaliar a influência da largura de pulso e da frequência de estimulação na magnitude sensorial do *feedback* restaurado. Os resultados obtidos no estudo indicam que o modelo populacional de intensidade percebida prediz que aumentos tanto na frequência e na largura de pulso da estimulação devem afetar a magnitude percebida, pois ambos modulam o número total de disparos neurais. Tais achados

apontam que, tanto fatores temporais como espaciais (posição de eletrodos) desempenham um papel significativo na formação da intensidade percebida. Além disso, observou-se que a qualidade da percepção evocada pode variar a depender do local de estimulação e até mesmo através do regime de estimulação de um determinado eletrodo, porém a intensidade é determinada pela taxa de carga de ativação (carga de estimulação versus frequência de estimulação).

O estudo desenvolvido por Oddo et al. (2016), evidenciou que a mecano-neuro transdução pode possibilitar a codificação de um estímulo eletrotátil baseado no modelo de resposta neural proposto por Izhikevich (2003). No trabalho de Odd et al., os parâmetros do modelo neural de Izhikevich foram ajustados para que sua saída se assemelhasse às respostas das fibras sensoriais de adaptação lenta do tipo 1 (AL1 - aferentes associados aos Discos de Merkel, capazes de codificar texturas mais grosseiras). Nesse estudo, a amplitude e a largura de pulso permaneceram constantes, a frequência de estímulo foi modulada a partir do modelo desenvolvido por Izhikevich e os estímulos foram entregues, via eletrodos microneurográficos do tipo TIME, no nervo medial dos voluntários – participaram do estudo sujeitos não amputados e um sujeito com amputação transradial. Os resultados obtidos mostraram que todos os voluntários foram capazes de diferenciar diferentes padrões de texturas grosseiras, porém o voluntário com amputação obteve um desempenho um pouco melhor na tarefa. A equipe de pesquisa avaliou ainda a atividade encefálica a partir da eletroencefalografia (EEG). A resposta cortical evocada pela estimulação tátil mecânica natural na ponta do dedo real da mão direita foi comparada com a resposta a evocada pela estimulação elétrica substitutiva. Os autores não observaram diferenças topográficas significativas no EEG. Este estudo também sugeriu que, para tarefas de discriminação de texturas mais complexas, é plausível a integração de informações espaço-temporais dos diferentes receptores distribuídos ao longo da ponta do dedo e a utilização de uma estimulação multicanal combinada com modulação de amplitude.

Valle et al. (2018a) compararam quatro tipos de neuromodulações: frequência, amplitude e duas híbridas, denominadas HNM-1 e HNM-2. O modelo biomimético adotado pelos autores foi baseado em um modelo fisiológico desenvolvido por Saal et al. (2017), conhecido com *TouchSim*. Este modelo é capaz de simular a resposta de um nervo periférico a partir de um padrão de estímulos sensoriais, e gera respostas baseadas na taxa de disparo de células AL1, AR1 (adaptação rápida do tipo 1) e/ou na taxa de disparo dos Corpúsculos de Pacini. Os autores caracterizaram as sensações de duas voluntárias com amputação transradial esquerda e avaliaram a naturalidade das modulações de frequência e amplitude. Com do *TouchSim*, simularam a indentação da pele e geraram um modelo de resposta fisiológica

baseado na taxa de disparo de células táteis e no recrutamento de fibras nervosas. O modelo HNM-1 combinou a modulação de frequência com a modulação de amplitude e o HNM-2 combinou a modulação da frequência e a amplitude de pulso de acordo com o recrutamento dependente de indentação das fibras, conforme simulado pelo *TouchSim*. Os resultados indicaram boa correlação entre a modulação de amplitude e a melhoraria no desempenho de classificação de cargas estáticas, enquanto a modulação frequência foi mais correlacionada com a maior naturalidade de retroalimentação. Diante dos resultados os autores apontaram que, um sistema de codificação híbrida, baseado na combinação da modulação em frequência biomimética com a modulação de amplitude resultaria em uma retroalimentação sensorial com maior sensibilidade e naturalidade.

Valle et al. (2018b) compararam a modulação linear de frequência e amplitude em *feedback* intraneural, e avaliaram a usabilidade e naturalidade das sensações evocadas por estas modulações. Os resultados indicaram que ambas as estratégias provocavam sensações semelhantes, de baixa naturalidade. No entanto, a modulação linear de frequência provocou uma sensação um pouco mais natural, porém com a adaptação mais rápida aos estímulos, o que não é o ideal. A modulação da amplitude demonstrou ser melhor em tarefas de controle de força e possibilitou aos usuários julgarem a força de indentação na pele.

Clemente et al., (2019) demonstraram que o *feedback* intraneural, com auxílio de eletrodos TIME implantados no nervo ulnar, pode possibilitar a restauração do controle de preensão, melhorando a coordenação motora durante o uso de próteses mioelétricas. Nesse estudo, um voluntário com amputação transradial utilizou a retroalimentação sensorial modulada em amplitude enquanto controlava uma prótese mioelétrica durante tarefas de empilhamento de copos e alcançar-pegar-e-levantar. A retroalimentação foi modulada proporcionalmente à força de preensão produzida pela prótese, medida por um sensor posicionado no dedo médio. Os autores concluíram que, embora a retroalimentação sensorial não fosse somatotópica ou inteiramente natural, o *feedback* permitiu construir um modelo interno de tarefa motora, possibilitando ao usuário melhorar o desempenho nas atividades, quando comparado com o desempenho nas tarefas sem o uso do *feedback* sensorial.

O estudo realizado por George et al. (2019) demonstrou que a implantação de matrizes de eletrodos nos nervos ulnar e mediano proporciona seletividade espacial do campo receptivo do membro fantasma de um voluntário. Para este estudo foram implantadas duas matrizes de 100 eletrodos, uma em cada um dos nervos, e foram caracterizadas as sensações evocadas. Neste estudo, os autores apontam que o *feedback* sensorial tátil proporciona controle e malha

fechada, melhorando o desempenho em tarefas manuais e aumenta o controle do nível de força em manipulações de diferentes objetos.

O'Doherty et al. (2019) desenvolveram um paradigma neuroprotético para restaurar a sensação de palpação de texturas com a ponta do dedo. No estudo, a técnica de micro estimulação intracortical (ICMS - eletrodos implantados) foi utilizada para estimular o córtex somatossensorial primário (S1) de dois macacos durante por movimentos exploratórios sobre texturas sintéticas. A estimulação foi modulada em frequência, em proporção à velocidade exploratória dos macacos, combinado com a frequência espacial dos vales e picos das texturas, com pulsos gerados segundo a resposta de aferentes AR. O estudo demonstrou que os macacos eram capazes de diferenciar as diferentes texturas, porém tiveram desempenho melhor em discriminar texturas quando as frequências espaciais gerais eram pequenas.

Zollo et al. (2019) demonstraram que o *feedback* intraneural é capaz de possibilitar o controle de força e a percepção de escorregamento. Nesse estudo a sensação de força foi fornecida por meio de um trem de três pulsos bifásicos retangulares catódicos, com frequência fixa de 50 Hz e largura de pulso de 80 μ s. A amplitude foi modulada proporcionalmente a tensão lida nos sensores de pressão e a sensação de deslizamento foi fornecida quando o modelo matemático identificava escorregamento a partir de um trem de três pulsos bifásicos retangulares catódicos com amplitude fixa em 150 μ A, frequência de pulso de 50 Hz e largura de pulso de 80 μ s.

Na Tabela 2.1 é apresentado um resumo sobre as principais influências dos parâmetros de estimulação nas sensações evocadas pelo *feedback* eletrotátil invasivo, destacadas nos diversos estudos apresentados nesta seção.

Tabela 2.1 - Influência dos parâmetros de estimulação no *feedback* eletrotátil invasivo.

	Amplitude	Largura de Pulso	Frequência
RASPOPOVIC et al. (2014)	<ul style="list-style-type: none"> • Discriminação de força, forma e complacência de objetos. 	<ul style="list-style-type: none"> • Constante. 	<ul style="list-style-type: none"> • Constante.
ODDO et al. (2016)	<ul style="list-style-type: none"> • Constante. 	<ul style="list-style-type: none"> • Constante. 	<ul style="list-style-type: none"> • Discriminação de padrões de texturas grosseiras.
GRACZYK et al. (2016)	<ul style="list-style-type: none"> • Constante. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da magnitude/intensidade percebida. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da magnitude/intensidade percebida.
VALLE et al. (2018a)	<ul style="list-style-type: none"> • Discriminação de força de indentação da pele. 	<ul style="list-style-type: none"> • Constante. 	<ul style="list-style-type: none"> • Sensação mais natural.
VALLE et al. (2018b)	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação de tipo de sensação. • Modulação da intensidade de sensação. • Adaptação mais lenta a eletroestimulação. • Controle de força. • Discriminação de complacência e forma de objetos. 	<ul style="list-style-type: none"> • Constante. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação de tipo de sensação. • Modulação da intensidade de sensação. • Controle de força • Discriminação de complacência e forma de objetos
CLEMENTE et al. (2019)	<ul style="list-style-type: none"> • Controle de força de preensão. • Melhora a destreza manual. 	<ul style="list-style-type: none"> • Constante. 	<ul style="list-style-type: none"> • Constante.
ZOLLO et al. (2019)	<ul style="list-style-type: none"> • Percepção de variação de força. 	<ul style="list-style-type: none"> • Constante. 	<ul style="list-style-type: none"> • Constante.
O'DOHERTY et al. (2019)	<ul style="list-style-type: none"> • Constante. 	<ul style="list-style-type: none"> • Constante. 	<ul style="list-style-type: none"> • Discriminação de diferentes padrões de frequências espaciais (texturas).

Fonte: A autora.

2.1.2 *Feedback Eletrotátil Não Invasivo*

Em 2013, Chai et al. demonstrou que a modulação dos parâmetros de estimulação elétrica de superfície era capaz de alterar as sensações evocadas. Os autores utilizaram TES

para estimular o mapa dos dedos do membro fantasma de dois voluntários com amputação ao nível do antebraço. Nesse estudo cada um dos parâmetros de estimulação, amplitude, largura de pulso e frequência, foi alterado separadamente, e foram avaliadas a intensidade e o tipo de sensação evocada pela modulação daqueles parâmetros. O trabalho conclui que a modulação dos três parâmetros era capaz de alterar a intensidade da sensação, evocando sensações associadas ao toque, pressão, vibração, alfinetada e dormência (CHAI et al., 2013).

Nesta mesma linha, Chai et al. (2015) demonstrou que a modulação dos parâmetros de estimulação elétrica aplicada no mapa fantasma de voluntários amputados e no braço de voluntários não amputados era capaz de fornecer seis modalidades de sensação diferentes associadas a toque, pressão, vibração, entorpecimento, formigamento e dor. O trabalho observou que os limiares perceptivos de estimulação da pele normal eram geralmente inferiores aos das áreas mais sensíveis projetadas pelos dedos dos amputados de antebraço. Nesse estudo, os autores reportam ainda que a área projetada pelos dedos do membro fantasma foi estável em sua localização somatotópica na pele do coto e manteve os mesmos limiares perceptivos das modalidades sensoriais ao longo de um período de 11 meses.

Chai et al. (2017) demonstraram que era possível melhorar o desempenho do *feedback* não somatotópico por meio de treinamento do usuário com estimulação eletrotátil. Nesse estudo, realizado com nove voluntários não amputados e dois amputados de membro superior, utilizou-se a eletroestimulação de superfície para avaliar a capacidade do voluntário discriminar a intensidade, o local, o tipo de estimulação, e o tempo de resposta em duas modalidades de retroalimentação (somatotópica (FS) e não somatotópica (FN)). Na modalidade FS, os voluntários amputados receberam a estimulação sobre os dedos projetados no mapa fantasma do coto, e os voluntários não amputados a receberam sobre as pontas dos cinco dedos nas mãos. Na modalidade FN, foram escolhidos cinco locais para a estimulação no braço ipsilateral à amputação. Nos testes realizados, os voluntários deveriam discriminar o tipo de sensação evocada (pressão ou vibração) e a intensidade do estímulo (baixa, média ou alta). Para isso foi fixada a frequência de estimulação em 100 Hz e modulou-se a largura de pulso para alterar a intensidade da sensação de pressão. Para alterar a sensação de vibração, a largura de pulso foi fixada em 250 μ s e modulou-se a frequência. Para avaliar a carga mental de cada sujeito no decorrer das atividades foi utilizado o questionário NASA-TLX. O estudo destaca que, com o treinamento, os voluntários melhoram seu desempenho na distinção de estímulos, diminuíram o tempo de resposta, com desempenho final melhor com FN quando comparado ao desempenho associado ao uso de FS. O uso de FN foi também associado a diminuição na carga mental para execução da tarefa. Os autores concluem que áreas intactas da pele humana podem ser utilizadas

para substituir regiões somatotópicas perdidas na amputação e transferir sensações táteis adequadas para amputados.

Osborn et al. (2017) utilizaram TENS como uma alternativa para fornecer *feedback* sensorial. Dois voluntários amputados de membro superior participaram de experimentos psicofísicos para determinar os limiares de detecção percebido ao se variar parâmetros de estimulação. Os autores observaram que o limiar para percepção da largura de pulso variava a depender da frequência de estimulação, sendo que, quanto maior a frequência, menor o limiar de detecção de largura de pulso. Nesse estudo também foi avaliada percepção de estímulos discretos versus contínuos – os resultados mostraram que essa percepção foi consideravelmente distinta para os dois sujeitos avaliados.

Em 2017, D’Anna et al. publicaram seu trabalho utilizando TENS para induzir sensações referidas à mão fantasma de amputados, fornecendo um *feedback* sensorial não-invasivo e somatotópico. Os eletrodos de estimulação foram posicionados sobre os nervos ulnar e o mediano. Os resultados mostraram que pulsos de estimulação bifásicos balanceados, modulados em largura de pulso e frequência, possibilitavam seletividade espacial básica na percepção sensorial referida na mão fantasma. Os voluntários relataram também que a área da sensação mudava quando se modulava a frequência de estimulação, porém se mantinha a mesma quando se variava largura de pulso da estimulação. Os autores apontam que este método de *feedback* tátil possibilitou aos voluntários identificar o local em que a prótese foi tocada, gerar três níveis de força estatisticamente diferentes, reconhecer três níveis de complacência de objetos, e diferenciar uma bola de um cilindro (D’ANNA et al., 2017).

Shin et al. (2018) investigaram a viabilidade de um método de estimulação específico para obtenção de sensações hápticas localizadas e graduadas na mão, a partir do uso de TENS. Uma grade de 2×8 eletrodos de estimulação foi posicionada ao longo do lado medial do braço, a fim de ativar diferentes porções das fibras nervosas nos feixes dos nervos mediano e/ou ulnar que inervam diferentes regiões da mão, e possibilitar uma seletividade espacial para as sensações táteis evocadas. Nesse estudo foram utilizados pulsos bifásicos balanceados, com modulação de largura de pulso, para evocar três tipos de sensações diferentes (toque único, pegar e segurar, e dois toques rápidos) por meio de modulação triangular, trapezoidal e de dois picos, respectivamente. Os resultados obtidos pelos autores demonstraram que a variação do eletrodo ativo de estimulação ocasionava mudança no local da sensação, possibilitando a seletividade espacial, sendo que alguns dos eletrodos foram capazes de evocar sensações em locais específicos da mão. Além disso, os voluntários foram capazes de perceber a variação da intensidade do estímulo e da forma de estimulação, porém a sensação obtida pela modulação

de largura pulso não foi natural e, dependendo do valor de largura de pulso, o voluntário era incapaz de perceber a estimulação. Ademais observou-se que a mudança no padrão de estimulação não ocasionou variação perceptível do local da sensação referida.

Osborn et al. (2018) estudaram o uso de TENS para indução de percepções táteis inócuas (não dolorosas) e nocivas (dolorosas) na mão fantasma do membro residual de um amputado. Um modelo neuromórfico foi utilizado para modelar mecanorreceptores e nociceptores para produzir sinais de entrada para o eletroestimulador. O objetivo central foi verificar se tal estratégia poderia auxiliar na manutenção da integridade da prótese, introduzindo uma sensação de autopreservação e a capacidade de liberar automaticamente um objeto quando a dor era detectada (OSBORN et al., 2018). Os resultados indicaram que o modelo neuromórfico de estimulação possibilita ao voluntário perceber sensações táteis inócuas e nocivas. As respostas de um levantamento subjetivo da percepção da estimulação sensorial mostram que o amputado teve a percepção de que as sensações táteis estavam vindo diretamente de sua mão.

Zhang et al. (2016) utilizaram modulação em frequência e largura de pulso para variar a sensação de intensidade de vibração e pressão, a partir da eletroestimulação da ponta do dedo médio com uma matriz de nove eletrodos e amplitude de estimulação de aproximadamente 1,5 mA. Para a sensação de vibração foi utilizada uma estimulação anódica com largura de pulso fixa em 200 μ s e frequências de 10, 30 e 70 Hz. Para evocar sensações de pressão foi utilizada estimulação catódica, com frequência de estimulação fixa em 100 Hz e largura de pulso com 200, 250 e 300 μ s. Os resultados mostraram que o incremento dos parâmetros de estimulação ocasionava o aumento da intensidade das sensações evocadas. Nesse estudo foi apontado que os usuários perceberam a mudança de estimulação discreta para contínua a uma frequência de 75 Hz. Os voluntários foram ainda capazes de diferenciar as intensidades de estimulação e de distinguir entre dois tipos de sensações (vibração e pressão) com três graus de intensidade.

Su et al. (2020) utilizaram EEG para avaliar a diferença da acuidade tátil entre a mão esquerda e a direita a fim de avaliar o processo de reabilitação de amputados de membro superior quando restabelecida a retroalimentação tátil. Neste estudo foi utilizada estimulação bifásica dos dedos indicador e polegar, ou do mapa destes mesmos dedos na mão fantasma de amputado, para simular sensações de pressão e vibração. Para vibração, as frequências de estimulação escolhidas foram 20, 30 e 40 Hz e para pressão as larguras de pulso foram de 150, 200 e 250 μ s. Os autores concluíram que os voluntários não amputados possuíam uma maior acuidade tátil, com maior taxa de acerto na localização da estimulação e maior taxa de acerto do tipo de sensação e intensidade da estimulação. Ademais, foi observado que, com o passar

das sessões experimentais, a acurácia dos voluntários aumentou, com diminuição no tempo de resposta, o que pode indicar um processo de aprendizagem.

Na Tabela 2.2 é apresentado um resumo dos trabalhos que foram descritos nesta seção, com destaque para a influência dos parâmetros de estimulação nas sensações evocadas pelo *feedback* eletrotátil não invasivo.

Tabela 2.2 - Influência dos parâmetros de estimulação no *feedback* eletrotátil superficial.

	Amplitude	Largura de Pulso	Frequência
CHAI et al. (2013)	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da intensidade e da sensação evocada. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da intensidade e da sensação evocada. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da intensidade e da sensação evocada.
CHAI et al. (2015)	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação de seis tipos de sensação. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação de seis tipos de sensação. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação de seis tipos de sensação.
ZHANG et al. (2016)	<ul style="list-style-type: none"> • Fixa. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da intensidade da sensação de pressão. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da intensidade da sensação de vibração.
CHAI et al. (2017)	<ul style="list-style-type: none"> • Fixa. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da intensidade da sensação de pressão. 	<ul style="list-style-type: none"> • Frequência igual a 100 Hz para sensação de pressão. • Modulação da intensidade da sensação de vibração. • Acima de 25 Hz causavam uma sensação contínua.
D'ANNA et al. (2017)	<ul style="list-style-type: none"> • Fixa. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da intensidade da sensação • Discriminação de força, complacência e forma de objetos. 	<ul style="list-style-type: none"> • Mudança na área da sensação provocada • Modulação da intensidade da sensação.
SHIN et al. (2018)	<ul style="list-style-type: none"> • Fixa. 	<ul style="list-style-type: none"> • Sensações de toque simples, toque duplo e pressionar e segurar. • O voluntário era capaz de replicar a variação de intensidade de força. 	<ul style="list-style-type: none"> • Fixa.

OSBORN et al. (2017)	<ul style="list-style-type: none"> • Pequeno aumento na amplitude diminui o limiar de detecção da largura de pulso. 	<ul style="list-style-type: none"> • Fixa. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da percepção de sensação contínua e discreta. • Discriminação de níveis de força.
OSBORN et al. (2018)	<ul style="list-style-type: none"> • Fixa. 	<ul style="list-style-type: none"> • Aumento na largura de pulso causava sensação nociva e dolorosa. 	<ul style="list-style-type: none"> • Baixas frequências são mais dolorosas. • Frequência mais alta tende a uma sensação tátil mais agradável.
SU et al. (2020)	<ul style="list-style-type: none"> • Fixa. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da intensidade da sensação de pressão. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulação da intensidade da sensação de vibração.

Fonte: A autora.

A partir do exposto, pode-se concluir que tanto a amplitude quanto a largura de pulso aparentam determinar a intensidade percebida da sensação de força e pressão, enquanto a frequência de estimulação está diretamente relacionada à modulação do tipo de sensação, existindo um limiar desse parâmetro para evocar a sensação de vibração ou de pressão (WEBER et al., 2013; YAU; HOLLINS; BENSMAIA, 2009).

Deve-se salientar que os efeitos reportados utilizando modelos não invasivos ainda carecem de maior naturalidade, e tendem a não ser intuitivos.

CAPÍTULO III

TÉCNICAS DE ELETROESTIMULAÇÃO – ESTADO DA ARTE

Neste capítulo será detalhado qual o efeito da eletroestimulação nos nervos periféricos e nas diferentes fibras nervosas, demonstrando o que é necessário para estimular as fibras do tipo A β , que são responsáveis por transmitir as informações obtidas pelos diferentes tipos de receptores táteis presentes na pele glabra. Também será descrito os diferentes tipos de corrente estimuladoras, as principais técnicas de eletroestimulação transcutânea, seus parâmetros de estimulação e diferentes modulações, aplicações, com enfoque maior na Eletroestimulação Nervosa Transcutânea (TENS), devido a sua capacidade de estimular os nervos periféricos.

Ressalta-se que para a restauração do *feedback* sensorial tátil por eletroestimulação, que é a proposta desse trabalho, é necessário estimular as fibras nervosas responsáveis pela transmissão das informações hápticas, sendo assim, a modulação dos parâmetros de estimulação deve seguir protocolos que não causem desconforto, dor ou contração muscular.

3.1 Efeitos da Estimulação Elétrica no Sistema Nervoso Periférico

Existem diferentes tipos de fibras nervosas periféricas, também denominadas axônios de aferentes primários, que se diferem em diâmetro e em velocidade de condução de potencial de ação, representadas na Figura 3.1. Observa-se que os axônios sensoriais da pele são denominados como: A α , A β , A δ e C e que são as fibras A β que inervam os mecanorreceptores (BEAR et al., 2008). Cada tipo de fibra nervosa possui um limiar de estimulação diferente para que ocorra sua despolarização, no caso de um estímulo elétrico é necessário que a duração e intensidade da corrente seja suficiente para causar o início de um potencial de ação, sendo que as fibras de maior diâmetro necessitam de menores amplitudes de estimulação para desencadear o início de uma despolarização.

A curva de intensidade-duração mostra a relação não linear entre a intensidade da estimulação e a duração do estímulo para que um determinado tipo de fibra nervosa sofra a despolarização (Figura 3.2). Ao se aplicar uma corrente de estimulação através da superfície da pele primeiro são excitados os nervos sensoriais não nociceptivos de grande diâmetro, o que causa uma sensação de parestesia, seguidos por eferentes motores, causando contração muscular, e aferentes nociceptivos de pequeno diâmetro, provocando a sensação de dor (KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003; PRENTICE, 2014).

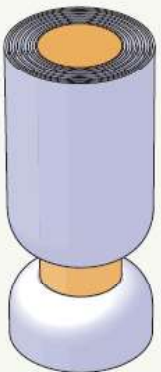



Axônios da pele	A α	A β	A δ	C
Axônios dos músculos	Grupo I	II	III	IV
				
Diâmetro (μ m)	13-20	6-12	1-5	0,2-1,5
Velocidade (m/s)	80-120	35-75	5-30	0,5-2
Receptores sensoriais	Proprioceptores do músculo esquelético	Mecanorreceptores da pele	Dor, temperatura	Temperatura, dor, prurido

Figura 3.1 - Diferentes tipos de axônio dos aferentes primários. Fonte: Bear et al., (2008).

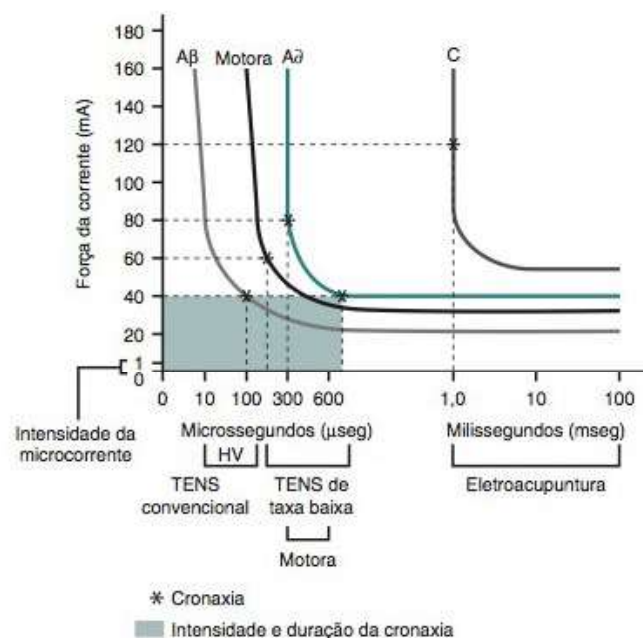


Figura 3.2 - Curva de intensidade-duração para as diferentes fibras nervosas. Fonte: Prentice, (2014)

Observa-se na Figura 3.2 que quanto maior a largura de pulso, menor é a amplitude de estimulação necessária para excitar uma fibra nervosa de modo que provoque um potencial de

ação e a propagação de um impulso nervoso. Além disso, verifica-se que se a duração do pulso for muito pequena, a corrente de estimulação será incapaz de excitar as fibras nervosas, mesmo utilizando uma alta amplitude.

Quando um estímulo elétrico é aplicado sobre a pele, a corrente passa para o tecido subjacente de um eletrodo para outro. Se essa corrente subjacente possui intensidade suficiente, atinge nervos periféricos e pode provocar o início de um impulso nervoso. Em um nervo normal existe uma diferença de potencial de membrana, oriunda da diferença de concentração de íons entre o interior e o exterior da mesma. Fundamentalmente, a diferença de íons no interior e no exterior da membrana caracterizam dois estados, o de repouso e o estimulado. No nervo em repouso seu exterior é negativo e o seu interior é positivo, neste instante esse não é permeável aos íons de sódio (Na^+), sendo chamado de estado polarizado do nervo (GUYTON; HALL, 2006; SINGH, 2012).

Quando o nervo é estimulado causa uma queda na diferença de potencial o que leva a abertura de canais de sódio voltagem dependentes, causando um influxo de íons de Na^+ para o interior da membrana, o que resulta em uma diferença na concentração de íons dentro e fora do nervo e uma queda adicional na diferença de potencial até que ocorra a reversão da polaridade, fazendo com que o interior da membrana fique positivo e o exterior negativo. Essa inversão de polaridade local leva a despolarização das regiões adjacentes do nervo, aumentando o influxo de íons de Na^+ nessas regiões e assim propagando pelo nervo um potencial de ação, conforme é representado na Figura 3.3, ou seja, essa mudança de estágio polarizado causa a propagação do impulso nervoso (GUYTON; HALL, 2006; SINGH, 2012). Imediatamente após o influxo de Na^+ , esses íons são bombeados novamente para o exterior da membrana e a parte estimulada volta ao estado de repouso (GUYTON; HALL, 2006; SINGH, 2012).

No caso de estímulos elétricos aplicados por eletroestimuladores monofásicos um eletrodo irá representar o cátodo (polo negativo), responsável pela ativação das fibras nervosas, e o outro irá representar o ânodo (polo positivo), que pode ser considerado inativo. Sendo assim, a região da membrana mais próxima ao cátodo será negativa, ou seja, a membrana se torna despolarizada e irá ocorrer uma diminuição da diferença de potencial, devido à polaridade oposta dos eletrodos, enquanto a superfície mais próxima do ânodo será positiva, podendo causar hiperpolarização da membrana, e aumento da diferença de potencial. Essa queda na diferença de potencial irá tornar a membrana permeável aos íons Na^+ , permitindo que esses íons entrem no axônio e iniciem um impulso nervoso, conforme representado na Figura 3.4 (KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003; OTTOSON; LUNDEBERG, 1988).

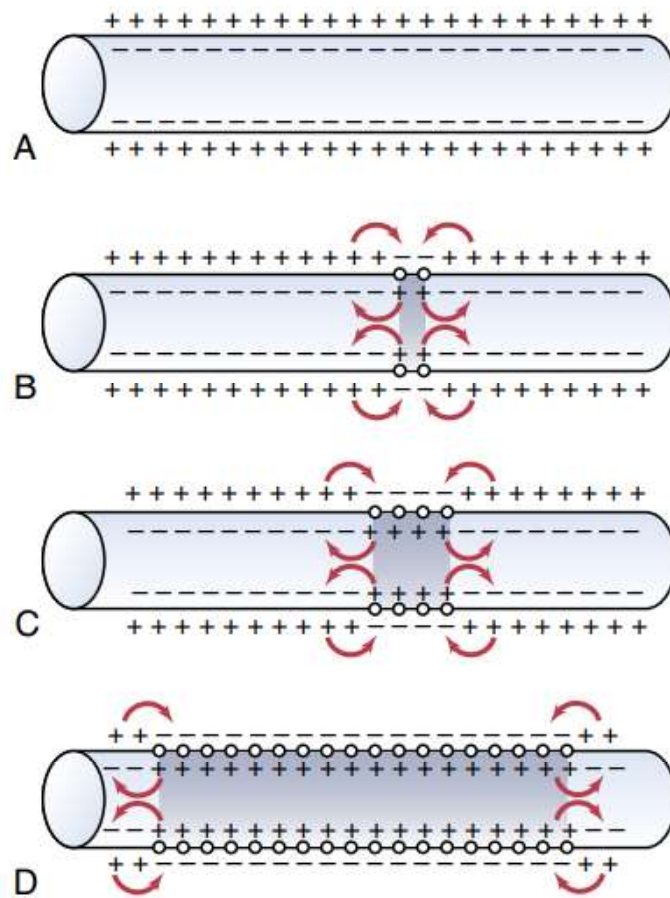


Figura 3.3 - Propagação de um potencial de ação em ambas as direções de um nervo. Fonte: (Hall; Hall, 2020)

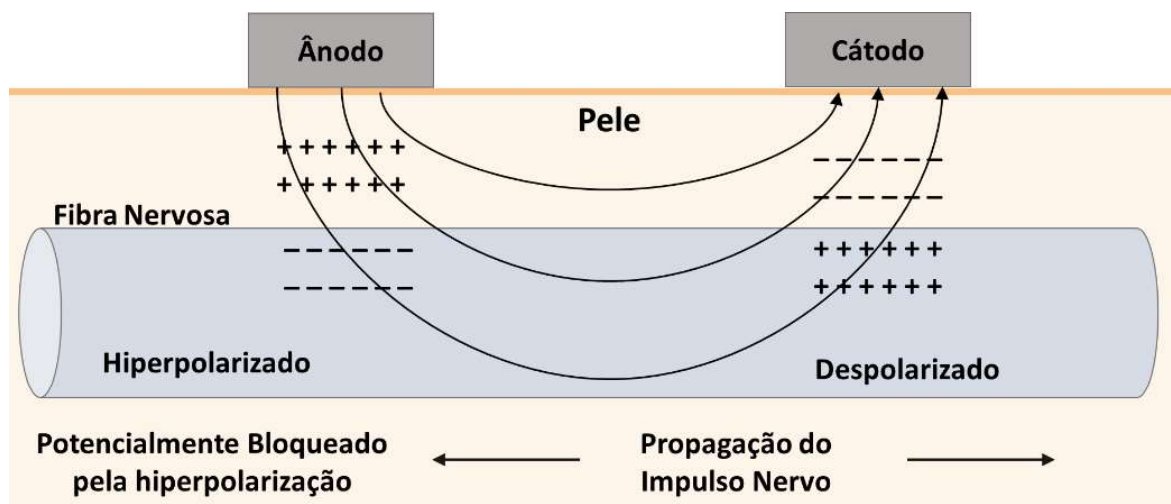


Figura 3.4 - Propagação de um impulso nervoso em um nervo após estímulo elétrico. Fonte: A autora.

3.2 Correntes de Estimulação

Uma corrente estimuladora precisa ter intensidade suficiente e duração apropriada para causar despolarização muscular ou nervosa, e assim gerar potenciais de ação nos músculos ou nervo (KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003). Assim, na prática clínica são utilizados diversos tipos de correntes, tais como a farádica, contínua, alternada e pulsada, que possuem várias formas distintas, dentre as quais destacam-se: triangular, senoidal, bifásica de perfil retangular, ilustradas na Figura 3.5. No entanto, é interessante destacar que para aplicação de TENS nenhuma análise sistemática foi realizada ainda para determinar qual configuração de pulso é melhor para as diferentes síndromes de dor (OTTOSON; LUNDEBERG, 1988).

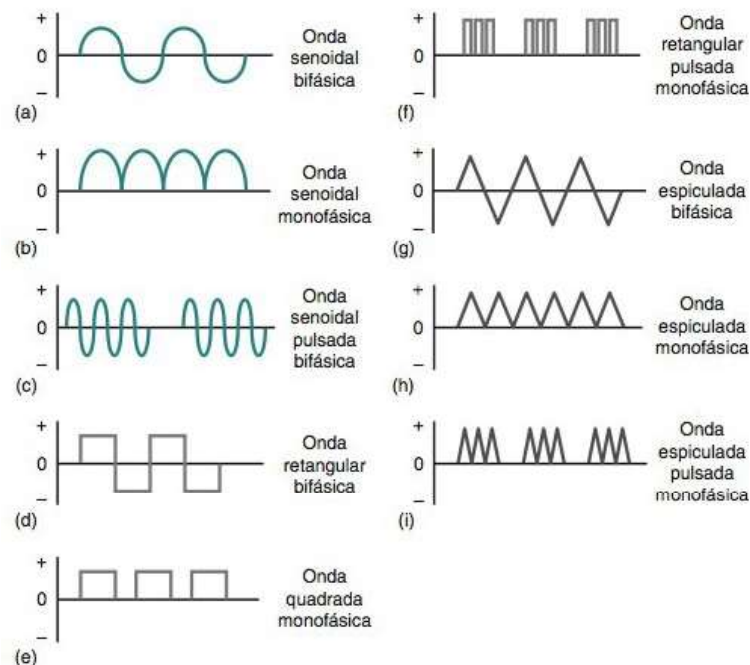


Figura 3.5 - Diferentes formas de onda de eletroestimulação. Fonte: Prentice (2014)

- **Corrente Farádica:** Utilizada para a estimulação dos músculos inervados, através da aplicação de uma corrente contínua, triangular com largura de pulso de 0,1–1 ms e frequências entre 50–100 Hz. Sendo assim, nesse tipo de estimulação, a corrente é disparada com intuito de produzir uma contração muscular tetânica e relaxamento normal (SINGH, 2012).
- **Corrente Alternada:** Nessa corrente o fluxo de elétrons muda constantemente de direção, invertendo sua polaridade, existe diversos tipos dessa corrente, uma das mais conhecidas é a senoidal, com uma frequência de 50 Hz, que é utilizada para provocar contrações musculares rítmicas, para alívio de dor e redução de edema (SINGH, 2012).

Outra corrente alternada comumente utilizada em sistemas de eletroestimulação é a bifásica de perfil retangular, uma vez que esse tipo de corrente possui a vantagem de que parte da carga fornecida pela primeira fase é removida pela segunda fase, o que evita processos galvânicos que podem causar danos teciduais devido ao acúmulo de concentrações de íons embaixo dos eletrodos de estimulação (KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003; LYNCH; POPOVIC, 2008; PASLUOSTA; KIELE; STIEGLITZ, 2018).

- **Corrente Contínua ou galvânica:** Tem um fluxo unidirecional de elétrons que permite a inversão de polaridade e, portanto, a direção do fluxo da corrente, conforme a necessidade da aplicação (SINGH, 2012).
- **Corrente Pulsada:** É originada pela interrupção da corrente contínua, formando uma série de pulsos ou fases da corrente unidirecional. Essa corrente quando varia suficientemente em magnitude, pode estimular um nervo motor e provocar a contração muscular (SINGH, 2012).

3.3 Eletroterapia e Técnicas de Estimulação Elétrica

A eletroterapia é uma técnica muito utilizada em protocolos de fisioterapia e pode ser dividida em três categorias: baixa frequência, menor que 1.000 Hz, média frequência, de 1.000 a 300.000 Hz e alta frequência, maiores que 300.000 Hz (CECHINEL et al., 2018). Dentre os diversos métodos de eletroterapia, destaca-se a estimulação elétrica como uma das estratégias mais utilizadas para tratamento de diversos distúrbios, regeneração dos tecidos celulares, fortalecimento muscular e reabilitação (EVANGELISTA et al., 2003; KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003; SALVINI; PEVIANI; RUSSO, 2012). Porém, mesmo nas práticas clínicas, ainda existem divergências sobre o protocolo, sua eficácia, segurança, e qual a melhor modulação dos diversos parâmetros e correntes de eletroestimulação para as diferentes aplicações (EVANGELISTA et al., 2003; SALVINI; PEVIANI; RUSSO, 2012).

Observa-se que atualmente existem duas principais formas de eletroestimulação na fisioterapia, que são a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) e a Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea (TENS), que serão detalhadas a seguir.

3.3.1 Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM)

A EENM é uma técnica que possui muitas aplicações na reabilitação de pessoas com perda de massa muscular após imobilização, para a preservação da massa e função muscular durante períodos prolongados de desuso ou imobilização, para conservação e melhoria da

função muscular em populações saudáveis (MAFFIULETTI, 2010). Assim, sendo a EENM comumente utilizada na hipertrofia muscular, essa pode ser aplicada em baixa e média frequência (CECHINEL et al., 2018; EVANGELISTA et al., 2003). Consequentemente, na EENM é aplicada uma série de estímulos elétricos aos músculos esqueléticos superficiais para desencadear potenciais de ação que resultem em contrações musculares, através da ativação dos ramos nervosos intramusculares.

Existem três principais técnicas de EENM, que são: a estimulação elétrica funcional (FES), a corrente russa e a corrente aussie.

A FES é capaz de estimular neurônios motores com a finalidade de produzir contração muscular, provocando um movimento ou alinhamento postural funcional. Sua aplicação nas práticas clínicas são fortalecimento de músculos enfraquecido, recuperação ou preservação da função motora durante a fase de atividade reduzida ou de imobilização. A FES também pode ser utilizada na normalização das atividades reflexas motoras básicas, provocando contração de músculos paralisados e estimulando vias sensoriais (BOHÓRQUEZ; DE SOUZA; PINO, 2013; KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003).

Na FES podem ser utilizados diferentes tipos de eletrodos a depender da aplicação, como os transcutâneos, percutâneos, epimisiais ou manguito. Sendo a mais comum a FES transcutânea, onde é tipicamente utilizado um estímulo pulsátil de perfil retangular (EPPR) bifásico em frequência de 20 a 40 Hz, com largura de pulso de 0 a 300 μ s. Observa-se que a tensão produzida no músculo estimulado depende da frequência e da intensidade da estimulação, sendo este último parâmetro uma função da carga total transferida ao músculo, resultante da combinação da amplitude, largura de pulso, frequência e da forma de onda (LYNCH; POPOVIC, 2008).

A corrente russa provoca contrações musculares involuntárias e, portanto, é utilizada no fortalecimento muscular, sendo considerada uma corrente de estimulação de média frequência, com frequência portadora entre 2.500 a 4.000 Hz e frequência de *bursts* ou modulação entre 50 e 100 Hz. Na aplicação dessa técnica é comumente utilizado um ciclo de trabalho de 50% (EVANGELISTA et al., 2003; REBEQUI et al., 2018).

Por fim, a corrente aussie é normalmente utilizada em tratamentos de dores musculares crônicas, como dores lombares, aplicada com uma frequência de 1 ou 4 kHz e um ciclo de trabalho de 20%, sendo, portanto, caracterizada como uma corrente de média frequência. É interessante observar que uma das principais vantagens da aplicação das correntes de média frequência é a baixa impedância da pele, que causa maior conforto sensorial quando comparado com a correntes de baixa frequência (CECHINEL et al., 2018; PELEGRINI et al., 2019).

3.3.2 Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea (TENS)

A TENS é utilizada em protocolos de redução de dor e analgesia a partir da aplicação de pulsos retangulares através de eletrodos posicionados na superfície da pele com frequência de estimulação de até 250 Hz e largura de pulso de 50 a 1000 μ s.

A corrente na TENS tende a ficar na superfície e ativar aferentes cutâneos, como fibras táteis (IDO; ROTHENBÜHLER; JÚNIOR, 2003; JOHNSON, 2012; KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003; MACIEL et al., 2014; MORIMOTO; YONEKURA; LIEBANO, 2009; SINGH, 2012). Basicamente, existem quatro modalidades de técnica TENS: convencional, acupuntura, *bursts* (rajadas) e breve-intensa (MORIMOTO; YONEKURA; LIEBANO, 2009).

Na TENS convencional os estímulos são aplicados em alta frequência (10 a 200 Hz), com largura de pulso entre 50 a 250 μ s, amplitude de estimulação menor que 60 mA e baixa intensidade, com intuito de aliviar dores agudas. Os estímulos da TENS convencional são capazes de provocar uma parestesia forte, porém não dolorosa e sem contrações musculares, uma vez que estimulam as fibras mielinizadas A β que possuem um grande diâmetro e conduzem rapidamente o impulso elétrico inibindo na medula espinhal a passagem dos estímulos nociceptivos ou dolorosos conduzidos pelas fibras A δ e C (JOHNSON, 2012; KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003; MACIEL et al., 2014; MORIMOTO; YONEKURA; LIEBANO, 2009).

A TENS acupuntura é aplicada em baixa frequência, de 2 a 4 Hz, com alta intensidade, largura de pulso entre 50 a 250 μ s e amplitude de estimulação menor que 70 mA. Essa modalidade de eletroestimulação excita as fibras de menor diâmetro (A δ), e causa contrações musculares de alta intensidade e baixa frequência. Portanto, geralmente a TENS acupuntura é utilizada no tratamento de dores crônicas, devido a analgesia causada principalmente em pela a ativação de receptores de opioides que liberam substâncias analgésicas endógenas pela medula espinhal ou cérebro e pela interrupção da transmissão e da percepção de estímulos nocivos da periferia em nível supraespinal (JOHNSON, 2012; MACIEL et al., 2014; MORIMOTO; YONEKURA; LIEBANO, 2009).

A TENS *burst* é a combinação das modalidades acupuntura e convencional e, assim, sua vantagem consiste em aliviar a dor por ambas as vias moduladoras dessa sensação (MACEDO et al., 2015; SINGH, 2012). Basicamente, a TENS *burst* é caracterizada por uma estimulação de baixa frequência e alta intensidade com frequência portadora de 80 a 100 Hz e frequência de modulação de 2 a 4 Hz, com pulsos de longa duração, maiores que 150 μ s e amplitude de estimulação capaz de provocar contrações musculares indolores.

A TENS breve-intensa é uma corrente de alta frequência, de 100 a 150 Hz, com largura de pulso de 0,5 a 1 ms e alta amplitude, capaz de estimular as fibras sensoriais e motoras. Ressalta-se que, nesta última técnica apresentada, é utilizado um estímulo com amplitude capaz de provocar contrações musculares tetânicas e irregulares (ILHANLI, 2015; OTTOSON; LUNDEBERG, 1988).

3.4 Eletrodos de Eletroestimulação

Ao escolher o eletrodo para eletroestimulação deve ser levado em consideração as reações químicas que ocorrem na interface eletrodo-pele, uma vez que devido a corrente de estimulação o material escolhido pode sofrer oxidação.

Em protocolos de TENS são comumente utilizados eletrodos de carbono siliconado, que são capazes de fornecer uma alta densidade de corrente sem causar danos a pele devido a reações químicas (Figura 3.6-A). Ademais, em alguns protocolos é comumente utilizado eletrodos de hidrogel autoadesivos (Figura 3.6-B) (KELLER; KUHN, 2008; WEBSTER, 2009).

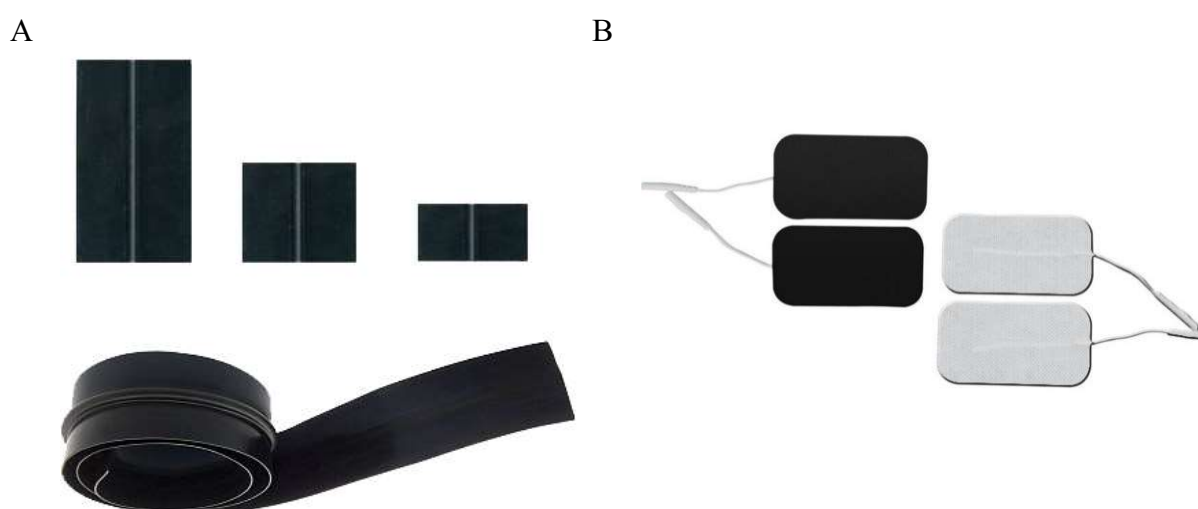


Figura 3.6 - Eletrodos utilizados em protocolos de TENS. A) Eletrodos de carbono siliconado
 Fonte: Presmam. Disponível em: http://www.presmam.com.br/eletrodo_silicone.asp. B)
 Eletrodos de hidrogel autoadesivos. Fonte: Shopfisio. Disponível em:
<https://www.shopfisio.com.br/eletrodo-auto-adesivo-9x5cm-4-un-p1065002>

3.5 Equipamentos de Eletroestimulação Convencional

Um aparelho de eletroestimulação possibilita a modulação de diversos parâmetros responsáveis por determinar os diferentes tipos de estímulos e suas aplicações. Usualmente os principais parâmetros passíveis de ajustes são: a amplitude, fornecida em volts (V) para a tensão ou em ampères (A) para corrente, a largura de pulso, em milissegundos (ms), a frequência em

hertz (Hz) e o intervalo entre os estímulos ou o tempo de repouso em ms (KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003; OBERT et al., 2011). Na Figura 3.7 mostra-se a influência de alguns dos parâmetros na forma de onda de eletroestimulação.

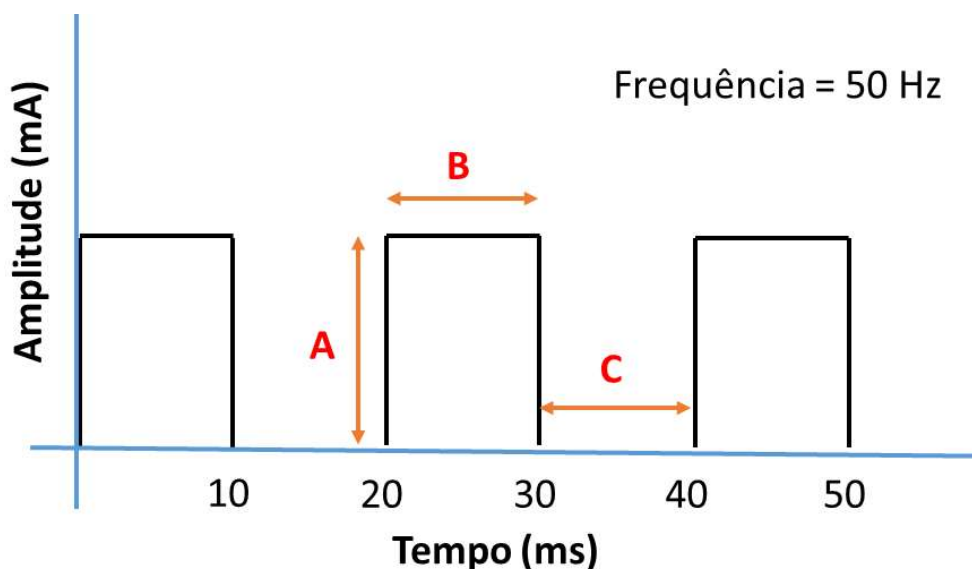


Figura 3.7 - Exemplo de uma onda de estímulo pulsátil de perfil retangular (EPPR) e seus parâmetros de estimulação. A) Amplitude. B) Largura de Pulso. C) Intervalo entre estímulos.
Fonte: A autora.

Alguns equipamentos permitem que a eletroestimulação seja modulada em forma de onda, como a EPPR, senoidal ou triangular e se essas serão aplicadas na sua forma monofásica (unidirecional) ou bifásica (bidirecional) (KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003; OBERT et al., 2011).

O dispositivo TENS é um aparelho de um ou dois canais de estimulação alimentado por bateria que geram correntes elétricas pulsadas, que são fornecidas por meio de fios condutores a eletrodos fixados na superfície da pele. Esses dispositivos produzem correntes elétricas pulsadas monofásica ou bifásica moduladas em largura de pulso, frequência, amplitude e uma variedade de modulações de pulso, que incluem o modo contínuo, pulsado e modulação de amplitude, conforme representado na Figura 3.8 (JOHNSON, 2012; KITCHEN; BAZIN; CLAYTON, 2003).

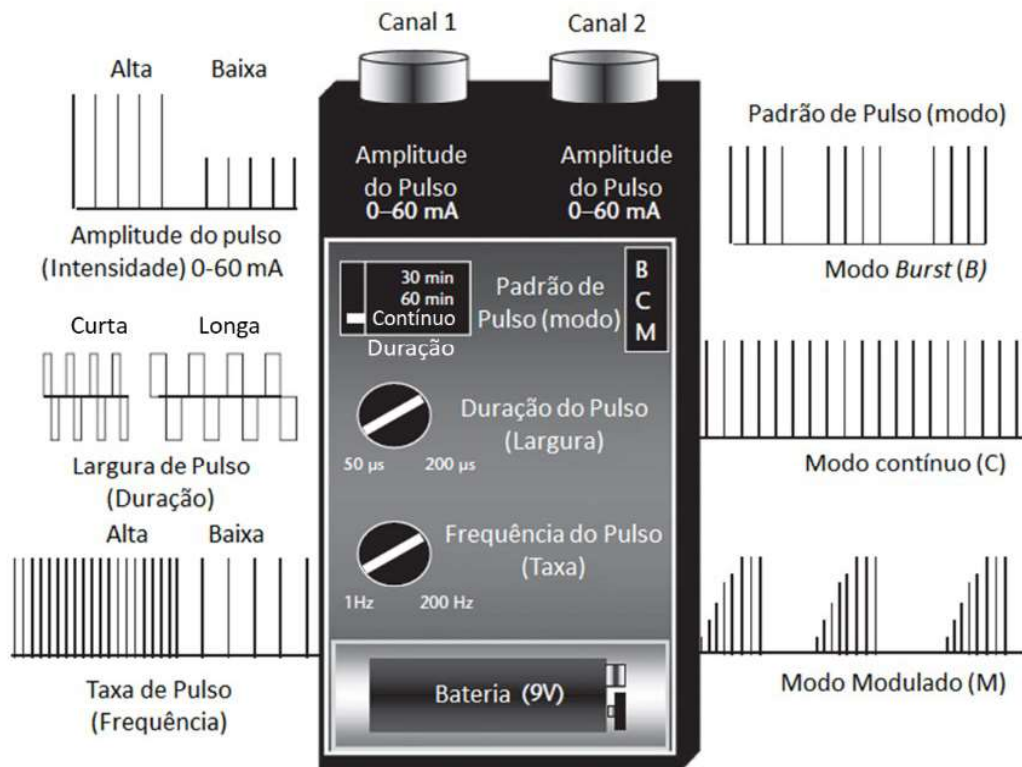


Figura 3.8 - Elementos principais de um dispositivo TENS padrão. Adaptado de Johnson, (2012).

CAPÍTULO IV

SISTEMA SOMATOSSENSORIAL

Como o presente estudo visa desenvolver um modelo de estimulação eletrodérmica capaz de fornecer informações táteis passíveis de utilização em próteses para amputados de membro superior, nesse capítulo serão apresentadas as principais características do sistema somatossensorial com enfoque no processamento das informações táteis provenientes da mão.

O sistema somatossensorial, ou sistema sensorial somático, possui duas características interessantes que o diferenciam de outros sistemas sensoriais, a primeira é que seus receptores estão distribuídos ao longo de todo corpo e a segunda é que ele responde a diferentes tipos de estímulos. Esse sistema pode ser subdividido em três subsistemas de acordo com a sua funcionalidade (BEAR et al., 2008; PURVES et al., 2010):

1. **Subsistema tátil:** responsável pelo tato fino, vibração e pressão, transmite informações de mecanorreceptores cutâneos;
2. **Subsistema proprioceptivo:** encarregado pela propriocepção, ou seja, é responsável pela a capacidade do ser humano de perceber as posições dos membros e de outras partes do corpo no espaço;
3. **Subsistema Nociceptivo:** incumbido pelas sensações de dor, temperatura e tato mais grosseiro.

Basicamente o sistema somatossensorial possui três funções principais (ABRAIRA; GINTY, 2013; LENT, 2002):

1. **Exteroceptiva:** são responsáveis pela percepção e reação a estímulos originados fora do corpo, incluindo a sensibilidade tátil discriminativa proveniente da pele;
2. **Interoceptiva:** encarregada pela percepção e reação a estímulos originados do corpo que reuni grande diversidade de receptores situados em todo o organismo, encarregados de monitorar dinamicamente o estado funcional do corpo humano;
3. **Proprioceptivas:** responsáveis pela a percepção e controle da posição e equilíbrio corporal incluindo a sensibilidade proveniente dos músculos e articulações, assistindo principalmente à coordenação motora.

A seguir o subsistema tátil será detalhado, uma vez que o presente trabalho visa desenvolver um modelo capaz de restabelecer a sensações táteis providas pelo *feedback* sensorial tátil.

4.1 Subsistema Tátil

A pele é o maior órgão sensorial do corpo humano, podendo ser classificada principalmente em dois tipos: a pele pilosa, a qual possui pelos, e a glabra, sem pelos. Esse órgão, onde se inicia o tato, fornece nosso contato mais direto com o meio externo, possibilitando sentir um amplo espectro de sensações, que são transduzidas em sinais neurais por mecanorreceptores (BEAR et al., 2008). A mão é uma região com grande sensibilidade tátil, possuindo um importante papel no desenvolvimento das atividades cotidianas, devido à presença de um alta densidade de terminais mecanossensoriais.

Sendo assim, a pele glabra da mão apresenta em torno de 17 mil mecanorreceptores de quatro diferentes tipos: corpúsculos de Pacini, terminações de Ruffini, corpúsculos de Meissner e discos de Merkel (ABRAIRA; GINTY, 2013). A Figura 4.1 mostra os diferentes mecanorreceptores encontrados tanto na pele pilosa quanto na glabra. Além dos receptores apresentados, na pele pilosa também se encontram as terminações livres e o folículo piloso (BEAR et al., 2008; PURVES et al., 2010).

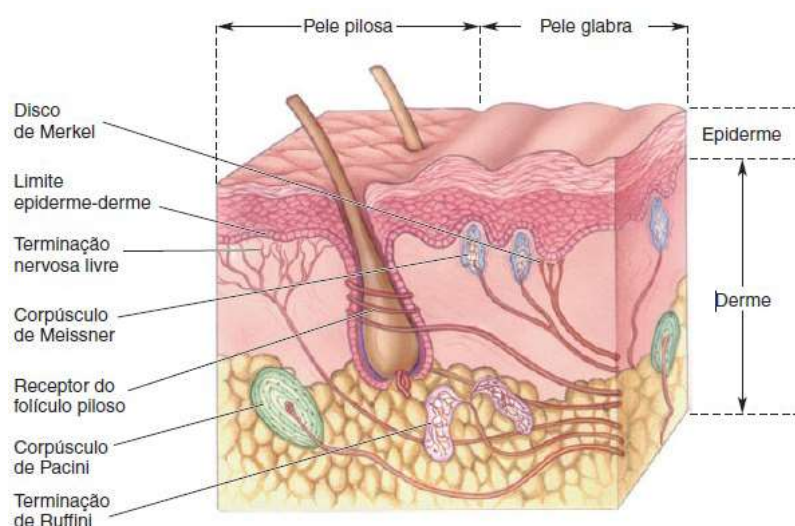


Figura 4.1- Receptores do sistema somatossensorial. Fonte: Bear et al. (2008).

Os mecanorreceptores encontrados na pele glabra se diferenciam de acordo com sua adaptação aos diferentes estímulos, podendo ser classificados como receptores de adaptação lenta (ou tônicos) (AL) e de adaptação rápida (ou fásicos) (AR). Os receptores de adaptação

lenta são responsáveis por transmitir informações sobre o estímulo enquanto ele estiver presente, ou seja, seu potencial receptor decresce pouco depois de atingir a amplitude proporcional à estimulação, até atingir um nível de estabilidade e cessar quando a estimulação for interrompida. (GUYTON; HALL, 2006; LENT, 2002; PURVES et al., 2010)

Enquanto os receptores de adaptação rápida, transmitem informações a respeito da mudança de estado do estímulo e, portanto, seu potencial receptor decresce muito e rapidamente, depois da amplitude ser proporcional ao estímulo se esse permanecer estático, podendo chegar a zero, porém quando o estímulo é interrompido, há um segundo pico do potencial de repouso, por vezes de polaridade inversa, e depois este potencial se cessa de todo (GUYTON; HALL, 2006; LENT, 2002; PURVES et al., 2010). Sendo assim, os receptores de adaptação rápida são especialmente efetivos na transmissão de informações acerca de mudanças na estimulação em questão, como aquelas produzidas por um estímulo em movimento. Enquanto os receptores de adaptação lenta são melhores em fornecer informações acerca dos atributos espaciais do estímulo, como seu tamanho e sua forma (PURVES et al., 2010).

Além disso, os receptores encontrados na pele glabra podem ser classificados de acordo com o tamanho do seu campo receptivo e sua localização. Receptores com campos receptivos pequenos, localizados no limite da epiderme com a derme são classificados como tipo 1 e os com campos receptivos grandes, localizados profundamente nos tecidos da derme como tipo 2 (ABRAIRA; GINTY, 2013; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).

A Figura 4.2 mostra os mecanorreceptores presentes na mão e como são classificados a partir do tipo de resposta: Corpúsculos de Meissner e Corpúsculos de Pacini, são receptores de adaptação rápida do tipo 1 (AR1) e 2 (AR2), respectivamente, enquanto os receptores de adaptação lenta são os Discos de Merkel do tipo 1 (AL1) e a Terminações de Ruffini do tipo 2 (AL2) (BEAR et al., 2008; VALLBO; JOHANSSON, 1984).

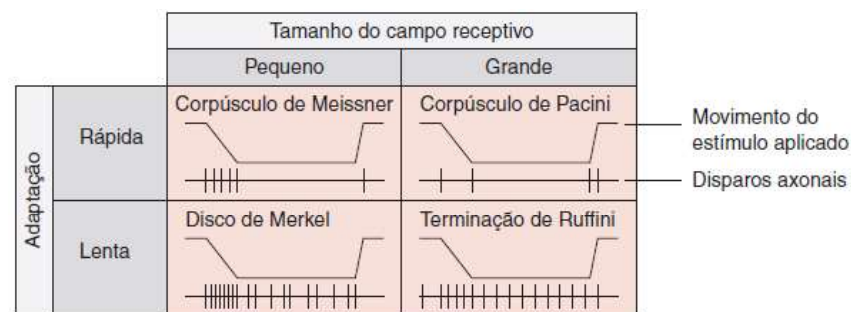


Figura 4.2 - Resposta dos receptores presentes na pele glabra da mão de acordo com o tamanho do seu campo receptivo e tempo de adaptação. Fonte: Bear et al. (2008).

As informações obtidas pelos mecanorreceptores da mão são integradas e interpretadas no córtex somatossensorial fornecendo a percepção tátil complexa a partir do produto de informações obtidas por estes, sendo que cada um dos mecanorreceptores são mais sensíveis a um tipo de informação. Particularmente, os receptores AR1 possuem uma grande sensibilidade a percepção e dimensionamento de baixas frequências em torno de 1 a 10 Hz e ao movimento da pele. Acredita-se que os receptores AR1 são responsáveis pelo controle de aderência, obtendo informações que permitem evitar o escorregamento de um objeto que está sendo manuseado (ABRAIRA; GINTY, 2013). Além disso, os receptores AR1, também, são sensíveis a toques leves e estão densamente presentes nas pontas dos dedos (WEBER et al., 2020).

Os receptores AR2 são os responsáveis por discriminar a estrutura temporal das frequências em torno de 80 a 300 Hz, ou seja, altas frequências, através das características fornecidas pelo encapsulamento laminar, que atua como um filtro passa-alta e é o responsável por estes mecanorreceptores adaptarem rapidamente aos estímulos. Os mecanorreceptores AR2 são maiores que 1 mm de comprimento, podendo ser vistos a olho nu, e seu campo receptivo é muito grande podendo apenas um deste mecanorreceptor ser capaz de obter informação de toda a mão, possuindo assim uma baixa acuidade espacial. Estima-se que na mão humana exista em torno de 2.500 receptores AR2 (ABRAIRA; GINTY, 2013; BEAR et al., 2008).

Os receptores AL1 são caracterizados por sua alta resolução espacial, sendo presentes em alta densidade na pele glabra e possuem uma alta precisão a posição e velocidade do estímulo. Ademais, os mecanorreceptores AL1 possuem papel importante na detecção de indentação da pele e na detecção de texturas mais grosseiras, e respondem, também, à curvaturas, bordas e arestas de objetos (ABRAIRA; GINTY, 2013; WEBER et al., 2013).

Por fim, os receptores AL2 são sensíveis ao estiramento da pele, sendo importantes para a detecção da velocidade de movimento de objetos contra a pele. Os mecanorreceptores AL2 também possuem sensibilidade a indentação de pele fornecendo uma resposta sustentada um pouco menos sensível que a resposta dos receptores AL1. Acredita-se que os receptores AL2 possuem papel importante na propriocepção integrando suas respostas com as dos fusos musculares (ABRAIRA; GINTY, 2013).

As informações obtidas pelos mecanorreceptores da pele glabra são transmitidas com o auxílio dos neurônios aferentes primários $A\beta$, que são aferentes mielinizados com diâmetros em torno de 6-12 μm , capazes de propagar uma informação em uma velocidade de até 75 m/s. Esses aferentes levam as informações sensoriais à medula espinhal através das raízes dorsais e fazem sinapses com os neurônios sensoriais de segunda ordem. A maioria destes neurônios secundários da medula espinhal localiza-se nos cornos dorsais (BEAR et al., 2008).

Os axônios A β , que conduzem a informação tátil da mão, entram no corno dorsal ipsilateral e se ramificam. Os axônios da coluna dorsal terminam nos núcleos da coluna dorsal, núcleo grácil e cuneiforme, que estão situados no limite entre a medula espinhal e o bulbo. Os axônios dos neurônios secundários dos núcleos da coluna dorsal fazem uma curva em direção ao bulbo ventral e medial e a partir deste momento a informação é propagada contralateral. Os axônios dos núcleos da coluna dorsal ascendem para o chamado lemnisco medial (ABRAIRA; GINTY, 2013; BEAR et al., 2008).

O lemnisco medial sobe através do bulbo, da ponte e do mesencéfalo, e seus axônios fazem sinapse com neurônios do núcleo ventral posterior (VP) do tálamo. Por último estes neurônios se projetam para regiões específicas do córtex somatossensorial primário (S1). Vale ressaltar que toda vez que as informações sensoriais táteis passam por sinapses, tais como nas regiões do tálamo e núcleo da coluna dorsal, essas informações podem sofrer modificações, porém os níveis mais complexos do processamento sensorial ocorrem no córtex somatossensorial (BEAR et al., 2008). A Figura 4.3 ilustra o percurso realizado pela propagação das informações sensoriais táteis, pela via coluna dorsal-lemnisco medial.

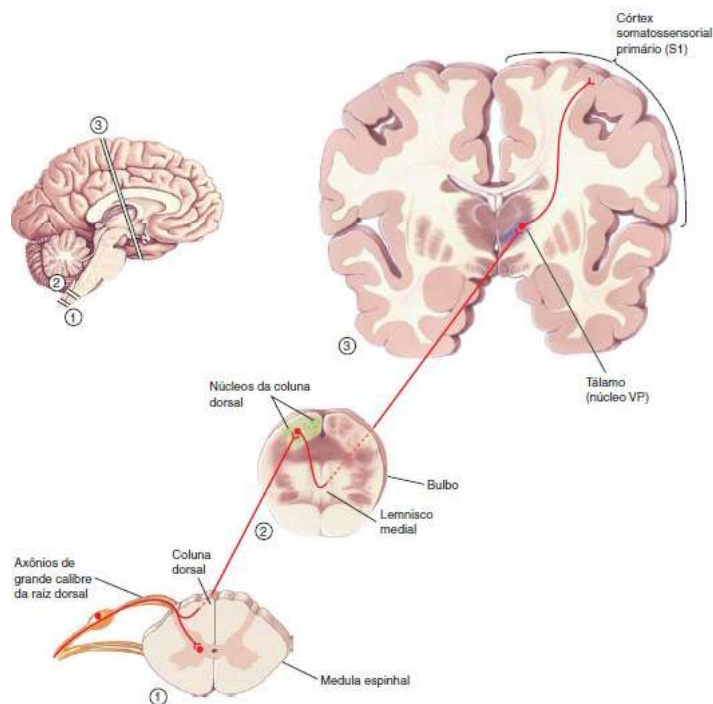


Figura 4.3 - Via da transmissão da informação tátil ao córtex somatossensorial. Fonte: Bear et al. (2008).

4.2 Núcleo Cuneiforme

É no núcleo cuneiforme que ocorre o primeiro processamento sensorial das informações transduzidas pelos aferentes primários originários dos membros superiores. Um único neurônio cuneiforme faz sinapses com até centenas de mecanorreceptores, porém os pesos sinápticos individuais desses mecanorreceptores se diferem, e apenas cerca de 4 a 8 possuem alto peso sináptico. Apenas os mecanorreceptores de alto peso sináptico são influentes na formação dos potenciais excitatórios pós-sinápticos, assumindo assim a existência de sinapses silenciosas que podem se tornar eficazes por meio da potenciação de longo prazo (BENGTSSON et al., 2013; JÖRNTELL et al., 2014; PURVES et al., 2010).

Bengtsson et al., (2013) demonstrou que os campos receptores dos neurônios cuneiformes presentes nas patas de um gato são em média maiores que os campos receptores dos aferentes primários, o que é um indício que um neurônio secundário é responsável pelo primeiro processamento sensorial de uma região específica. Porém como um único mecanorreceptor pode se projetar para aproximadamente 1.700 neurônios secundários, Johansson; Flanagan, (2009) postulou que os neurônios de segunda ordem são os responsáveis pela conversão temporal para espacial dos estímulos táteis o que permitiria uma classificação rápida, conforme demonstrado na Figura 4.4.

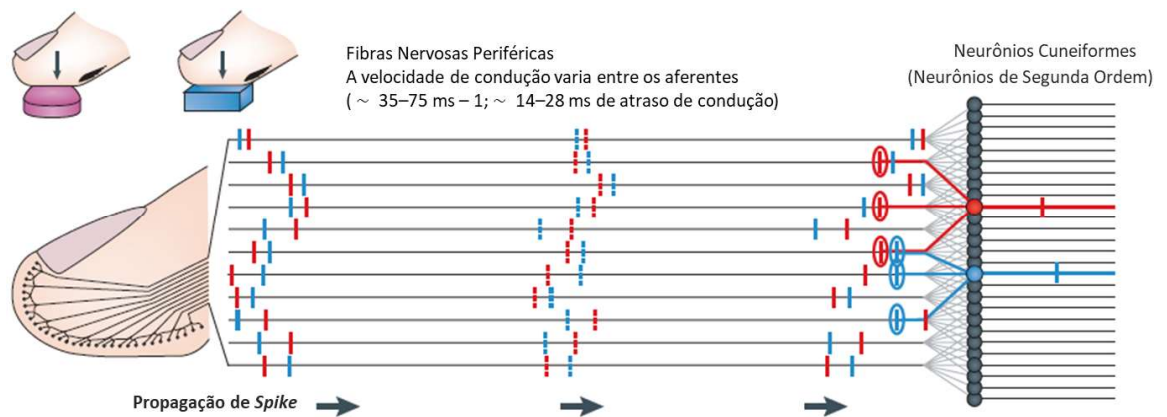


Figura 4.4 - Modelo hipotético baseado na detecção de coincidências de potenciais de ação (*spikes* neurais) para o rápido processamento de informações aferentes. Fonte: Adaptado de Johansson; Flanagan, (2009).

Nesse modelo postulado por Johansson; Flanagan, (2009), os padrões de divergência e convergência dos mecanorreceptores em neurônios de segunda ordem permitiriam aos neurônios cuneiformes codificar exclusivamente diferentes padrões de temporização de primeiro pico. Assim, entradas sinápticas diferentes e altamente síncronas ocorrerão em um ou

mais neurônios de segunda ordem para um tipo de superfície de contato, enquanto, para uma outra superfície, essas entradas síncronas ocorrerão em um conjunto diferente de neurônios secundários. Ademais, a variação na velocidade de condução entre os axônios A β poderia melhorar a classificação do estímulo com base nos detectores de coincidência (DAHIYA et al., 2015; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).

Além disso, para fins de classificação, uma das funções primárias dos neurônios cuneiformes é aumentar a segregação de informações táteis advindas dos aferentes primários e recombiná-las de forma distinta, fortalecendo os pesos sinápticos quando houver uma alta correlação entre os disparos dos diferentes aferentes primários. O fortalecimento desses pesos sinápticos demonstram a possível existência de uma alta plasticidade sináptica, reforçada pela distribuição altamente específica desses pesos sinápticos, onde poucas entradas primárias possuem alto peso sináptico (BENGTSSON et al., 2013; JÖRNTELL et al., 2014). Ademais, os interneurônios inibitórios do núcleo cuneiforme, que fazem sinapses inibitórias com os neurônios cuneiformes, auxiliam no aumento da segregação das informações hápticas (JÖRNTELL et al., 2014).

Recentemente foi demonstrado que a partir da densidade disparo em 150 ms de três neurônios cuneiformes de gatos era possível classificar 18 diferentes tipos de estímulos, sendo postulado que a densidade de pico aproximada por intervalo de tempo era a informação sensorial transmitida pelos neurônios secundários para os próximos estágios de processamento, em vez do tempo de primeiro disparo. Uma vez que, os tempos de pico podem não ser preservados com precisão de milissegundos até o neocórtex, sendo mais provável que a densidade de pico aproximada seja preservada (DAHIYA et al., 2015; JÖRNTELL et al., 2014).

4.3 Percepção de Texturas

A percepção de texturas é uma das principais funções hápticas, sendo fundamental no reconhecimento e discriminação de diferentes objetos (YAU; HOLLINS; BENSMAIA, 2009).

Sabe-se que a percepção de texturas mais finas e complexas é realizada a partir da combinação dos diferentes mecanorreceptores da mão, tais como as fibras AR1, AL1 e AL2 (WEBER et al., 2013). Para percepção dessas texturas finas e de rugosidade, existe a necessidade do toque ativo, como o deslizamento de um dedo, para se obter informações temporais por meio da propagação das oscilações mecânicas. Nesse processo de identificação, as fibras de adaptação rápida extraem informações a respeito dos diferentes códigos temporais das frequências de vibração, sendo que as fibras AR1 são responsáveis por codificar as baixas

frequências e as AR2 as altas frequências (DARGAHI; NAJARIAN, 2004; WEBER et al., 2013; YAU; HOLLINS; BENSMAIA, 2009).

No entanto, na percepção de texturas mais grosseiras, tais como letras em braile, basta que se tenha informação espacial para a discriminação, o que pode ser obtido por fibras do tipo AL1 através de contato estático (WEBER et al., 2013; YOSHIOKA et al., 2011). Apesar da necessidade da exploração háptica das superfícies para determinar suas características texturais e padrões de rugosidade, estudos relataram que esta percepção tátil de rugosidade independe da velocidade e força de exploração. Acredita-se que a codificação temporal dos mecanorreceptores a respeito das texturas sejam combinadas com informações proprioceptivas, fornecendo assim a percepção das diferentes texturas independente da velocidade de exploração (YOSHIOKA et al., 2011). Ressalta-se que a rugosidade é uma das características mais importantes na discriminação de textura, sendo que as fibras AL1 desempenham importante papel na sua codificação (GENNA et al., 2018; YOSHIOKA et al., 2011). Estudos demonstraram que o processamento cortical de discriminação de rugosidade ocorre principalmente nas áreas pré-frontais e no córtex somatossensorial, onde na primeira área ocorre o processamento cognitivo do toque e envolvimento de atenção, e na segunda o processamento sensorial (GENNA et al., 2018).

Visto o que foi exposto nota-se que para um *feedback* tátil artificial para membros protéticos, capaz de fornecer informações hápticas complexas e naturais que possibilitaria a distinção de texturas, é necessário combinar em poucos canais de estimulação as informações obtidas por sensores táteis artificiais, modelados para que simulem o comportamento dos diferentes mecanorreceptores fisiológicos. Ressalta-se que os neurônios do núcleo cuneiforme são capazes de realizar o primeiro pré-processamento dos sinais táteis, condensando um grande número de informações advindas de diferentes aferentes primários em uma única saída, sendo assim, um modelo que mimetiza o comportamento desse primeiro estágio de processamento somatossensorial seria capaz de fornecer informações táteis complexas, que permitiria a distinção de diferentes estímulos, em poucos canais de estímulos.

CAPÍTULO V

PROPOSTA DE MODELO NEUROMÓRFICO PARA ESTIMULAÇÃO TRANSCUTÂNEA E RESTAURAÇÃO DE FEEDBACK TÁTIL

Neste capítulo é proposto um modelo para restauração da retroalimentação sensorial tátil inspirado na propagação de informações hápticas dos membros superiores pelos aferentes primários do tipo 1 e no primeiro processamento sensorial que ocorre no núcleo cuneiforme. Uma vez processadas, as informações táteis neuromórficas serão enviadas a um sistema TENS para indução de sensações nos indivíduos.

5.1 O Modelo Proposto

A Figura 5.1 apresenta um diagrama de blocos do modelo proposto. Quatro unidades compõem o modelo: aquisição de sinais; modelo neuromórfico; modulação da eletroestimulação e; estimulação elétrica transcutânea (TENS).

Sensores táteis posicionados na ponta dos dedos da prótese devem gerar os sinais elétricos associados à palpação da textura, que são digitalizados e enviados à unidade neuromórfica. Para a implementação do modelo neuromórfico foram utilizados dois modelos matemáticos descritos na literatura: i) o modelo proposto por Izhikevich (2003), para simulação das respostas dos mecanorreceptores a partir dos sinais provenientes dos sensores táteis e, ii) o modelo descrito por Rongala et al. (2018), que simula a dinâmica intracelular dos neurônios do núcleo cuneiforme. A saída dos neurônios cuneiformes é então enviada a uma unidade responsável por modular os *spikes* em termos de intensidade, a largura de pulso e frequência da estimulação transcutânea conforme a capacidade de percepção sensorial de cada sujeito. Por fim, estímulos transcutâneos são gerados e enviados aos eletrodos posicionados na superfície da pele do usuário.

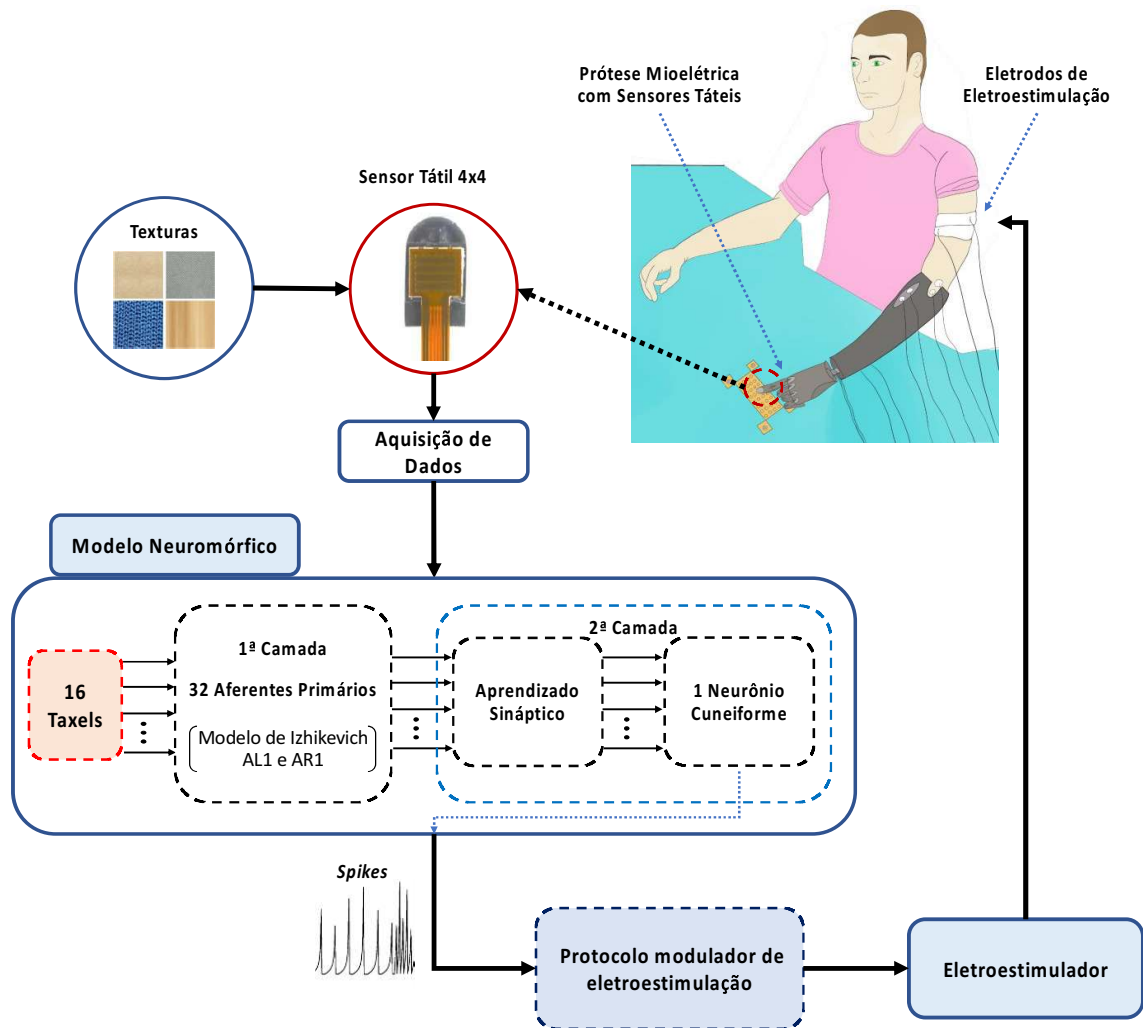


Figura 5.1 - Modelo neuromórfico para retroalimentação tátil. Os sinais táteis, coletados por um sensor tátil posicionado na ponta do dedo da prótese, são processados pelo modelo neuromórfico e convertidos em *Spikes*. A saída do modelo é então modulada conforme as necessidades do usuário, e enviada ao sistema de eletroestimulação (TENS). Fonte: A autora.

É importante destacar aqui, que a proposta central deste trabalho é a *determinação de um modelo biologicamente inspirado, capaz de codificar e otimizar informações provenientes de sensores táteis de alta densidade*. Este objetivo central está representado na Figura 5.1 pela área denominada “Modelo Neuromórfico”.

No entanto, decidiu-se dar prosseguimento na implementação do modelo geral, com a definição também de um protocolo para estabelecimento dos parâmetros de estimulação do “Protocolo Modulador de Eletroestimulação”, responsável por ajustar os pulsos de eletroestimulação a partir dos *spikes* de saída do modelo neuromórfico e da capacidade de percepção sensorial de cada indivíduo. O objetivo desta fase final é, assim, tão somente definir um método para ajuste dos parâmetros do “Protocolo Modulador de Eletroestimulação”, sendo que a implementação do sistema global está prevista para trabalhos futuros (ver Capítulo VIII).

5.1.1 Informações Táteis

Para os testes e a validação do modelo, decidiu-se utilizar um banco de dados de texturas naturalísticas, previamente coletado pela equipe de pesquisa de nosso laboratório. Esse banco de dados é composto por coletas de palpação ativa utilizando um braço robótico e um sensor tátil composto por uma matriz 4x4 de taxels. Os sinais de cada taxel, individualmente, foram filtrados (passa-baixa butterworth de 4ª ordem com frequência de corte igual a 30 Hz) e normalizados em relação a amostra de maior amplitude e de menor amplitude, conforme a Eq. 5.1.

$$n_i = \frac{x_i - v_{m\acute{a}x}}{v_{m\acute{a}x} - v_{m\acute{i}n}} \quad (5.1)$$

onde n_i é o valor normalizado de um taxel na posição i (vetor de dados digitais); x_i é a amostra na posição i ; $v_{m\acute{a}x}$ é a amostra de maior amplitude da coleta e; $v_{m\acute{i}n}$ é a amostra de menor amplitude da coleta.

Os sinais normalizados foram então utilizados como entrada para o modelo neuromórfico.

5.1.2 Modelo Neuromórfico – 1ª Camada: Aferentes Primários

Conforme mostra a Figura 5.1, o modelo é composto por duas camadas de neurônios biologicamente inspirados, onde a primeira camada é composta por 32 aferentes primários e a segunda por um neurônio de segunda ordem.

Na primeira camada, o sinal tátil pré-processado proveniente de cada taxel do sensor é enviado a 2 aferentes primários (mecanorreceptores) modelados segundo o método proposto por Izhikevich (2003), onde um dos aferentes será modelado para gerar respostas equivalentes aos aferentes primários do tipo AR1, e o outro deverá gerar respostas equivalentes aos aferentes primários do tipo AL1. Assim, como o sensor a ser utilizado neste trabalho possui 16 taxels (ver Resultados), a primeira camada será composta por 32 aferentes primários – 16 do tipo AR1 e 16 do tipo AL1.

O modelo de Izhikevich, foi proposto em 2003 e é capaz de reproduzir diferentes padrões de taxa de disparo de neurônios biológicos com baixo custo computacional. O modelo é composto por um sistema de equações diferenciais de segunda ordem - a Eq. 5.2 representa o potencial de membrana do neurônio e a Eq. 5.3 descreve a variável de recuperação, responsável pela repolarização da membrana celular (IZHIKEVICH, 2003).

$$\frac{dv}{dt} = 0.04v^2 + 5v + 140 - u + I(t) \quad (5.2)$$

$$\frac{du}{dt} = a(bv - u) \quad (5.3)$$

onde v representa o potencial de membrana do neurônio, u a variável de recuperação, I a corrente sináptica, t o tempo em escala de milissegundos, a descreve a escala de tempo de u e b descreve a sensibilidade da variável u a flutuações do potencial de membrana.

O restabelecimento do potencial de membrana, após um potencial de ação, e da variável de recuperação após v atingir limiar de 30 mV, é descrito pela Eq. 5.4.

$$\text{Se } v \geq 30mV, \text{ então } \begin{cases} v \leftarrow c \\ u \leftarrow u + d \end{cases} \quad (5.4)$$

onde c descreve o valor de potencial de repouso da membrana (em mV), e d determina o valor de u após *spike* (sempre que v ultrapassa o limiar de 30mV um novo *spike* é gerado).

Na Tabela 5.1 encontram-se os valores típicos das variáveis do modelo para simular fibras AL1 e AR1 (IZHIKEVICH, 2003). No presente estudo, este modelo foi implementado utilizando os valores das variáveis que simulam fibras AL1 e AR1, que representam as respostas dos Discos de Merkel e dos corpúsculos de Meissner, respectivamente.

Tabela 5.1 - Valores recomendados para as variáveis do modelo de Izhikevich para comportamento de neurônios em geral, e para obtenção de respostas AL1 e AR1.

Variáveis	Valores Típicos	AL1	AR1
a	0,02	0,02	0,1
b	0,2	0,2	0,2
c	-65 mV	-65 mV	-65 mV
d	2	8	2

Fonte: A autora.

A título de exemplo, a Figura 5.2 mostra as respostas das variáveis v e u no tempo, simuladas a partir dos valores definidos para as fibras AL1.

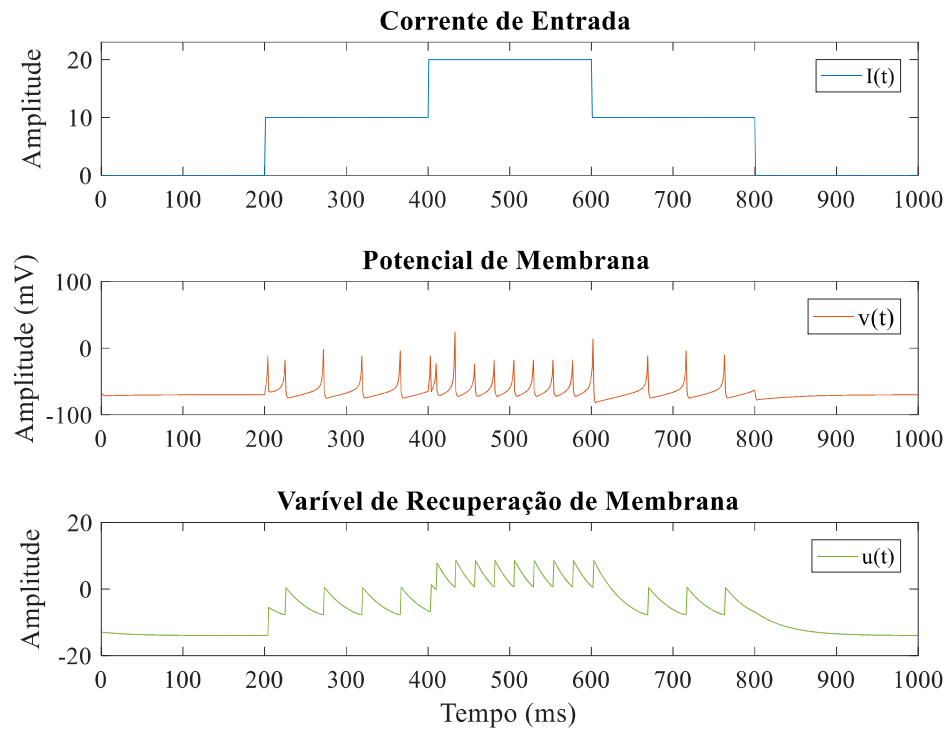


Figura 5.2 - Resposta do modelo de Izhikevich para fibras AL1. Fonte: A autora.

Neste trabalho, para os aferentes do tipo AL1, o sinal tátil foi utilizado como corrente de entrada $I(t)$ com um ganho de 20. Para os aferentes do tipo AR1, utilizou-se como entrada de corrente $I(t)$ a derivada do sinal tátil com um ganho de 30000 - uma vez que esses neurônios são sensíveis apenas a estímulos transientes.

Os sinais *spikes* de saída da primeira camada de neurônios, foram então codificados como uma sequência binário (0 ou 1) e enviados à segunda camada do modelo, por meio das sinapses de conexão entre os neurônios de cada camada.

5.1.3 Modelo Neuromórfico – 2ª Camada: Modelo de Aprendizado Sináptico e Dinâmica Intracelular dos Neurônios do Núcleo Cuneiforme

Nosso modelo foi elaborado visando o fornecimento de *feedback* sensorial tátil ao voluntário, enquanto a prótese toca algum objeto, com o objetivo de permitir que o sujeito possa perceber diferentes texturas. Assim, neste trabalho, os sinais provenientes do sensor tátil estarão associados à palpação de diferentes texturas (ver Capítulo VI). Parte dos sinais coletados serão utilizados para esta fase de ajuste dos pesos sinápticos (aprendizado/treinamento) entre os neurônios da 1ª e da 2ª camada, e parte para validação do modelo neuromórfico.

Para o desenvolvimento da segunda camada, buscamos inspiração nos modelos táteis biológicos, em que a primeira fase importante de processamento de sinais táteis é realizada pelo núcleo cuneiforme.

Neste trabalho, a implementação matemática de neurônios do núcleo cuneiforme será baseada no modelo proposto por Rongala et al. (2018). O modelo dos autores foi proposto seguindo a estratégia padrão *Exponential Integrate and Fire* (EIF), aliada a uma detalhada modelagem da atividade dos canais de cálcio voltagem dependentes de baixo limiar e dos canais de potássio cálcio-dependentes.

A dinâmica completa do potencial de membrana dos neurônios cuneiformes segue a Eq. 5.5.

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_L + I_{spike} + I_{ion} + I_{ext} + I_{syn} \quad (5.5)$$

onde C_m é a capacitância da membrana; V_m é o potencial de membrana do neurônio cuneiforme; I_L é a corrente de fuga do neurônio (Eq. 5.6); I_{spike} é a corrente de pico que recria o início do potencial de ação e a despolarização rápida dos neurônios cuneiformes (Eq. 5.7); I_{ion} é a corrente iônica resultante da somatória das correntes dos canais de cálcio voltagem dependentes (I_{Ca}) e dos canais de potássio dependentes de cálcio (I_K) (Eq. 5.8); I_{ext} é a corrente externa que pode ser injetada no neurônio - no presente estudo igual a 0; e, por último, I_{syn} é a corrente sináptica (Eq. 5.9), onde cada sinapse individual (i) é ativada por um aferente primário.

$$I_L = -\bar{g}_L(V_m - E_L) \quad (5.6)$$

$$I_{spike} = \bar{g}_L \Delta T \exp\left(\frac{V_m - V_t}{\Delta T}\right) \quad (5.7)$$

$$I_{ion} = I_{Ca} + I_K \quad (5.8)$$

$$I_{syn} = g_{max} \sum_i w_{exc,i} \exp(-\tau(t - t^*)) (E_{rev,exc} - V_m) \\ + g_{max} w_{inh} \sum_i \exp(-\tau(t - t^*)) (E_{rev,inh} - V_m) \quad (5.9)$$

onde $w_{exc,i}$ é o peso sináptico excitatório; t^* é o tempo em que ocorre um *spike* e; w_{inh} é o peso inibitório.

As definições das demais variáveis e seus respectivos valores são dadas na Tabela 5.2. Os valores apresentados são aqueles utilizados na implementação do modelo proposto neste trabalho. As demais equações das correntes iônicas são descritas em Rongala et al. (2018).

Tabela 5.2 - Definições dos parâmetros das equações que descrevem as correntes de entrada do neurônio cuneiforme proposto por Rongala et al. (2018).

Parâmetro	Símbolo	Valor
Capacitância da membrana	C_m	4,270e-11 F
Condutância de fuga	g_L	8,100e-09 S
Potencial de Reversão da Corrente de Fuga	E_L	-62,309 mV
Largura do pico (modelo EIF)	ΔT	1,3063
Limiar de pico (modelo EIF)	V_t	-57,129 mV
Potencial de reversão excitatório	$E_{rev,exc}$	0 mV
Potencial de reversão inibitório	$E_{rev,inh}$	-80 mV
Condutância máxima	g_{max}	23e-8 S
Constante de tempo do decaimento	τ	6,4 ms

Fonte: A autora.

Rongala et al. (2018) também propõem um processo de aprendizagem sináptica, para recebimento de potenciais de ação (aqui denominados *spikes*) de neurônios pré-sinápticos, baseado na plasticidade sináptica cálcio-dependente. Assim, a potencialização dos pesos excitatórios ocorre quando a atividade local de cálcio de uma sinapse (aférente primário com o neurônio cuneiforme) está altamente correlacionada com a atividade total de cálcio do neurônio secundário, caso contrário essa sinapse será depreciada. Assim, a atualização dos pesos excitatórios individuais segue a Eq. 5.10.

$$\Delta w_{exc,i} = \int_{t_0}^{t_{max}} \left\{ \left(A_{Tot}^{Ca^{2+}}(t) - (Avg_{A_{Tot}^{Ca^{2+}}} * Syn_{EQ}) \right) * A_{Loc}^{Ca^{2+}}(t) \right\} * K * dt \quad (5.10)$$

onde $A_{Tot}^{Ca^{2+}}$ é a atividade total de cálcio do neurônio cuneiforme; $Avg_{A_{Tot}^{Ca^{2+}}}$ é a média dos três últimos valores da atividade total de cálcio; Syn_{EQ} é o equilíbrio sináptico definido como uma função linear do peso sináptico excitatório total com dupla inclinação tendo ponto 0 em 10; $A_{Loc}^{Ca^{2+}}$ é atividade local de cálcio devido a uma sinapse e; K é um fator de ganho definido por uma função sigmoide.

Ressalta-se que o limiar de aprendizagem é dado pelo produto da média da atividade total de cálcio $Avg_{A_{tot}^{Ca^{2+}}}$ com o equilíbrio sináptico Syn_{EQ} , sendo necessário realizar a média da atividade de cálcio para evitar instabilidades no aprendizado sináptico.

A atualização do peso inibitório total (w_{inh}) é baseada na taxa de disparo dos canais de cálcio, e está relacionada com a atividade total de cálcio. Assim a diminuição na atividade de cálcio resulta em diminuição do peso inibitório e vice-versa. Desse modo, o peso sináptico inibitório foi usado para manter a taxa de disparo de cálcio em um ponto de predefinido de 20 Hz.

Durante a apresentação de cada estímulo na fase de aprendizado, a mudança de peso sináptico é dada por uma função de inclinação dupla zerando no ponto de ajuste de ajuste de 20 Hz. A faixa de mudança de peso (w_{inh}) foi definida entre -0,01 e 0,01 para uma taxa de disparo de cálcio variando de 0 a 200 Hz. A fim de amortecer a atualização dos pesos inibitórios, a média das três últimas taxas de disparo dos canais de cálcio é utilizada como entrada para atualização. Este mecanismo evita a atividade excessiva de cálcio ou ausência de atividade, resultando em maior estabilidade no processo de aprendizagem sináptica, inspirado na função de interneurônios inibitórios (RONGALA et al., 2018).

Neste trabalho, o processo de aprendizado sináptico foi realizado utilizando como entrada os sinais da 1ª camada (*spikes* provenientes de 32 neurônios) associados à palpação de diferentes texturas. O aprendizado sináptico seguiu os processos descritos anteriormente. O treinamento foi validado e *4-folds* para verificar a capacidade de generalização do modelo (ver Resultados). Os pesos excitatórios iniciais de cada sinapse, para cada *fold* foram os mesmos sendo gerados de forma aleatória, seguindo uma distribuição gaussiana, entre valores de 0,001 e 0,5; o peso inibitório inicial foi ajustado para 0,125, conforme proposto por Rongala et al. (2018).

5.1.4 Validação do Modelo Neuromórfico

Após a etapa de geração dos *spikes* de saída do modelo neuromórfico (da 2ª camada), é necessário avaliar se os *spikes* são computacionalmente diferentes para diferentes entradas (neste trabalho: texturas). A validação baseia-se na extração de características dos *spikes* para treinamento e teste de um modelo de aprendizado de máquina para classificação de texturas. Ou seja, caso os *spikes* gerados contenham informações capazes de representar todo o espectro de texturas treinadas para ajuste dos pesos sinápticos entre as duas camadas de nosso modelo, espera-se que um modelo de aprendizado de máquina seja capaz de distinguir adequadamente as várias texturas a partir da saída do neurônio cuneiforme.

Como características elegeram-se: a Taxa Média de *Spikes* (TMS), representada pela Eq. 5.11, e o Coeficiente de Variação dos Intervalos entre *Spikes* (CV-IS), representado pela Eq. 5.12. A TMS descreve a taxa global de disparos do modelo neuromórfico e o CV-IS fornece uma estimativa da variação do tempo entre *spikes* consecutivos.

$$TMS = \frac{\sum_{i=1}^N spk_i}{T} \quad (5.11)$$

onde *spk* corresponde a um vetor de *spikes* e *T* corresponde à duração de tempo desse vetor, em segundos.

$$CV - IS = \frac{\sigma_{is}}{\mu_{is}} \quad (5.12)$$

onde σ_{is} é o desvio padrão e μ_{is} é a média do vetor *is*, que contém a diferença de tempo entre dois *spikes* consecutivos contidos no vetor *spk*.

Caso os resultados demonstrem a não separabilidade dos dados, inicia-se um processo iterativo, para novo aprendizado sináptico, com ajuste dos parâmetros do modelo Cuneiforme.

5.1.5 Caracterização da Percepção Sensorial Para Ajuste dos Parâmetros do Protocolo Modulador de Eletroestimulação

Por fim, uma vez validado o modelo neuromórfico, os *spikes* gerados devem ser enviados ao sistema de controle da eletroestimulação. No entanto, os *spikes* devem ser modulados em termos de amplitude, largura de pulso, e frequências máximas, para que possam se adequar à capacidade de percepção sensorial de cada indivíduo e conforme a região a ser estimulada (Protocolo Modulador de Eletroestimulação). Ou seja, este processo deve transformar os *spikes* em estímulos eletrodérmicos capazes de permitir ao sujeito distinguir vários níveis de pressão e vibração. No entanto, a percepção sensorial entre sujeitos, e para um mesmo sujeito, varia enormemente conforme as características da amputação e processo cirúrgico (no caso de amputados), das características da pele, do local de posicionamento dos eletrodos, dentre outros aspectos.

Desta forma, descrevemos a seguir nossa proposta para avaliação e caracterização da percepção sensorial, cujos resultados devem balizar a definição dos parâmetros do Protocolo Modulador de Eletroestimulação.

5.1.5.1 *Voluntários*

O objetivo específico desta fase é investigar como modulações em amplitude e frequência de estímulos eletrodérmicos são percebidas por sujeitos humanos em termos de intensidade da sensação, tipo de sensação, limiar de frequência de estimulação em que a percepção sensorial passa de discreta (vibração) para contínua (pressão), e separabilidade de pulsos de estimulação. Para tal, um grupo de voluntários, de ambos os sexos deverá ser recrutado para participação nos experimentos – Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), com parecer 17164719.4.0000.5152.

Durante o protocolo experimental o(a) voluntário(a) deve permanecer sentado(a) confortavelmente com braço esquerdo estendido e apoiado no apoio de braço de uma cadeira. A região em que será posicionado o eletrodo de estimulação deve ser limpa, para diminuir a impedância da pele, e o eletrodo de estimulação deve ser posicionado na região proximal do antebraço esquerdo do voluntário sobre o nervo radial. Sobre as regiões condutoras do eletrodo deve-se aplicar gel condutor para redução da impedância eletrodo-pele.

5.1.5.2 *Eletroestimulador*

Os estímulos eletrocutâneos serão gerados em um único canal de eletroestimulação monofásica em forma EPPR. Para a análise pretendida os pulsos de estimulação serão mantidos constantes em 1ms, a amplitude de corrente será ajustada para 3 valores (1.0 mA, 1.5mA e 2.0 mA) e, para cada valor de corrente o estímulo será aplicado em frequências de 5; 10; 11,1; 12,5; 14,3; 16,7; 20; 25; 33,3, 50 e 100 Hz, em modo crescente e, sucessivamente, decrescente, esses valores. Os valores de frequência foram variados de acordo com a limitação do aparelho utilizado, sendo aplicadas todos os valores de frequência do equipamento dentro da faixa de 5 a 100 Hz.

5.1.5.3 *Eletrodos*

Para a realização do protocolo experimental, foi desenvolvido um eletrodo circular de 4 cm de diâmetro contendo dois anéis concêntricos, conforme representado na Figura 5.3. O anel externo corresponde ao ânodo, e o interno ao cátodo. As partes condutoras do eletrodo foram confeccionadas em carbono siliconado. A opção por eletrodos concêntricos limita a propagação de corrente, aumenta a localização e a capacidade de discriminação da sensação induzida (JORGOVANOVIC et al., 2014; STEPHENS-FRIPP; ALICI; MUTLU, 2018).



Figura 5.3 - Ilustração do eletrodo de eletroestimulação utilizado – com anodo e catodo confeccionados em carbono siliconado. Fonte: A autora.

5.1.5.4 Experimentos

A Figura 5.4 mostra o diagrama geral do procedimento experimental.

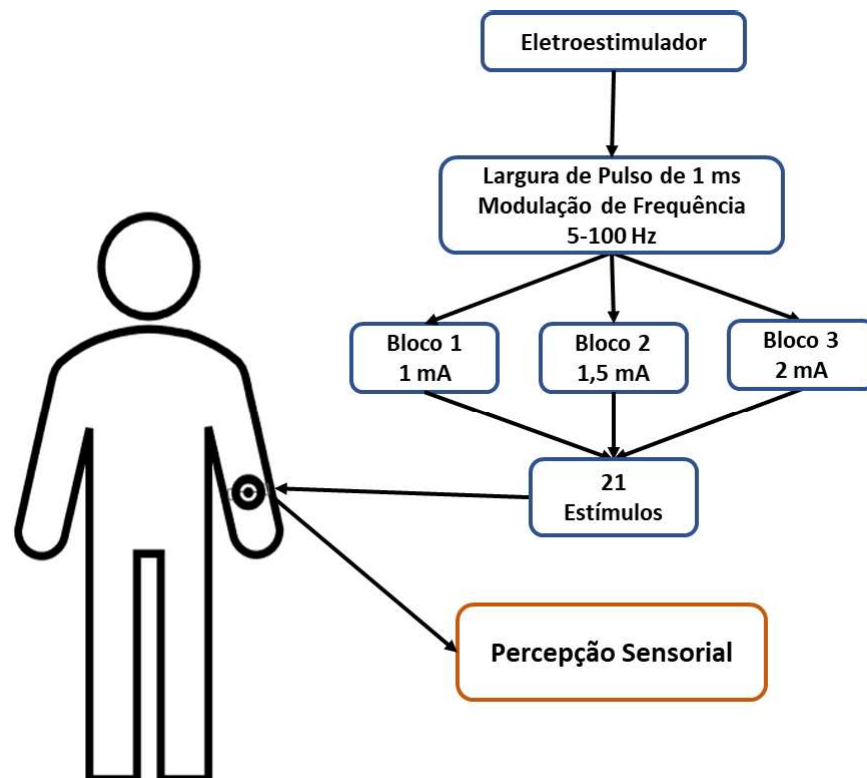


Figura 5.4 - Etapas do procedimento experimental. Fonte: A autora.

Três blocos de estimulação com distintas amplitudes de corrente serão realizados: i) 1 mA, ii) 1,5 mA e iii) 2 mA. Para cada bloco a largura de pulso da corrente de estimulação será fixa em 1 ms e a frequência dos pulsos deverá ser aplicada para cada um dos seguintes valores: 5; 10; 11,1; 12,5; 14,3; 16,7; 20; 25; 33,3, 50 e 100 Hz. Cada pacote de estímulos numa dada frequência deve ser aplicado por 3 segundos, com e 2 segundos de intervalo pacotes. Estes

valores foram escolhidos em função de achados anteriores descritos na literatura, onde alguns estudos relatam que, para estímulos abaixo de 75 Hz, a sensação háptica evocada tende a ser discreta, enquanto estímulos acima de 75 Hz causam sensação contínua, similar à pressão (CHAI; ZHANG; ZHU, 2017; ZHANG et al., 2016). Os valores de amplitude de cada bloco foram determinados em um estudo piloto, onde foi verificada a faixa de amplitude que permitia sensações de fácil percepção sensorial sem causar desconforto aos sujeitos. Neste piloto foi verificado que a amplitude de 1 mA (com largura de pulso igual a 1 ms) era facilmente percebida, enquanto amplitudes acima de 2 mA já começavam a provocar desconforto em algumas faixas de frequência.

Para avaliar se aumentos ou decréscimos subsequentes na frequência de estimulação tem efeitos na percepção, cada bloco de intensidade de corrente deve ser realizado aplicando-se as várias frequências de forma incremental e decremental. Assim sendo, para cada bloco, serão apresentados, sequencialmente, 21 estímulos (100 Hz não se repete).

Após cada estímulo, o voluntário deverá responder a duas perguntas: i) A frequência dos pulsos do estímulo havia aumentado, diminuído, ou permaneceu inalterada? e ii) O estímulo era contínuo ou discreto? Por fim, o voluntário será solicitado a definir um valor de 0 a 10 para a sensação percebida. Para padronizar esta última etapa, no início de cada bloco experimental o sujeito deverá ser submetido a estímulos na frequência de 100 Hz, e orientado a tomar esta estimulação como referência de maior intensidade (10). O voluntário não será informado sobre a ordem dos estímulos e nem sobre quais serão as alterações realizadas na estimulação.

5.1.5.5 *Análise dos Dados*

Para cada voluntário, e para cada bloco, serão tomados os limiares (valores de frequência) de percepção de sensação contínua e discreta.

Para análise dos resultados obtidos na percepção sensorial de intensidade, as médias e desvios padrão da intensidade percebida com a variação da frequência de estimulação para os três blocos experimentais serão calculados. A relação existente entre a intensidade média percebida pelos voluntários e a variação da frequência de estimulação deverá ser avaliada e, sendo possível, deve-se avaliar o comportamento da correlação entre aquelas grandezas com objetivo de definir a modulação dos *spikes* gerados pelo modelo cuneiforme.

Para análise da percepção de variação de frequência deve-se avaliar o erro percentual dos voluntários para cada transição de frequência de estimulação e o erro médio por bloco experimental no incremento e decremento da frequência. Sempre que o voluntário for incapaz

de perceber corretamente a variação de frequência de um estímulo para o outro deve se considerar um erro na percepção sensorial da transição de frequência.

Para validação estatísticas dos resultados e avaliação de possíveis diferenças entre blocos, e sexo, deve avaliar a distribuição dos grupos. Verificada a não normalidade, pelo teste Kolmogorov-Smirnov, aplica-se o teste não paramétrico de Wilcoxon rank-sum, com nível significância (α) de 95%.

CAPÍTULO VI

PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS E RESULTADOS

6.1 Modelo neuromórfico para retroalimentação tátil

Nesta seção serão detalhados os materiais e os métodos utilizados nos experimentos para teste e validação do modelo neuromórfico. Para a implementação do modelo e análise dos resultados obtidos foi utilizado software Matlab® 2016-b.

6.1.1 Sensor Tátil e Sistema de Aquisição de Dados

O sensor tátil 4x4 utilizado nas coletas de dados é composto por 16 sensores (taxels), dispostos em uma matriz de 4 linhas e 4 colunas e é confeccionado em material piezoresistivo, que é um transdutor de força. A junção entre uma linha e uma coluna constitui um taxel. À medida que uma força é aplicada sobre o sensor, a resistência de cada taxel diminui. Cada taxel faz parte de um divisor de tensão – ou seja, a tensão de saída varia em proporção à força aplicada sobre cada taxel. O sinal de tensão (força) é então amostrado por uma placa especialmente construída para esta tarefa (Figura 6.1), e os dados são transferidos via USB para um computador.

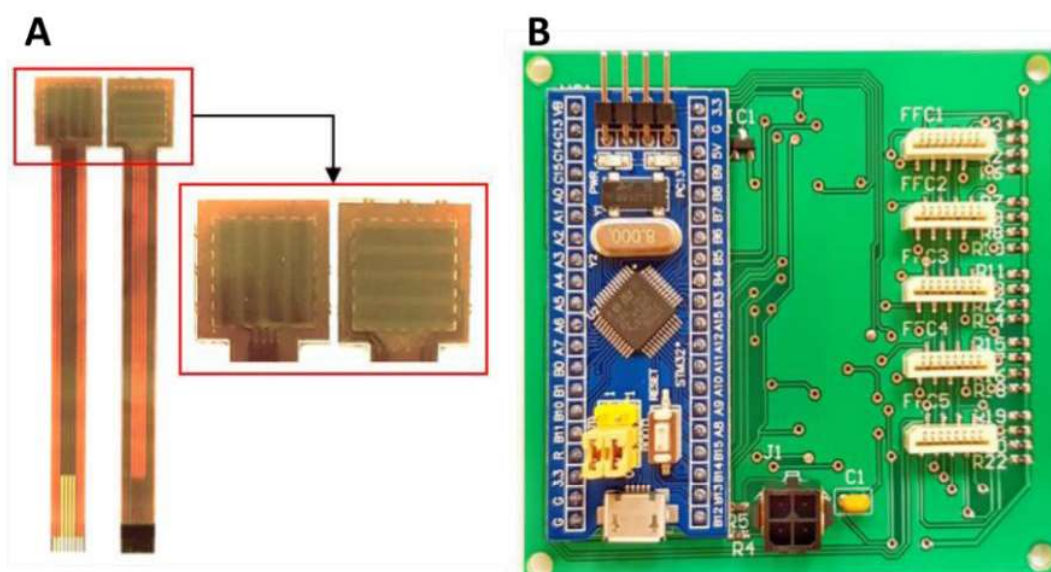


Figura 6.1 - A) Sensores táteis. B) Placa de aquisição dos dados dos sensores táteis. Fonte: SILVA, (2020).

Com auxílio deste sistema, uma base de dados foi montada com sinais associados à palpação de oito texturas naturalísticas (Figura 6.2). A coleta de dados foi realizada no Singapore Institute For Neurotechnology (SINAPSE) da National University of Singapore (NUS)(GUPTA et al., 2020). Para as coletas de dados, o sensor tátil 4x4 foi posicionado no dedo indicador de uma prótese de mão (i-Limb) fixada à um braço robótico (UR10). As texturas foram fixadas em um suporte vertical e a sequência de palpação começou na parte inferior da textura em direção à sua porção superior, por 90 cm conforme descrito por GUPTA et al., (2020). No início de um teste, o braço robótico se aproxima do suporte e o dedo indicador da prótese é flexionado até ocorrer contato com a textura, com força normal de 1 N (aferida conforme a mudança dos sinais de força nos taxels). Após o contato inicial, o robô se mantém parado por cinco segundos e depois iniciou a sequência de apalpação, com deslizamento do dedo sobre a textura. Os sinais foram amostrados a partir de uma sequência de palpação realizada com nível de força normal de 1 N, a três velocidades diferentes (5 mm/s, 10 mm/s e 15 mm/s - neste trabalho, utilizaremos apenas as coletas realizadas a 10 mm/s), e taxa de amostragem a 1 KHz. Para cada situação experimental (cada textura) foram realizadas 20 coletas.

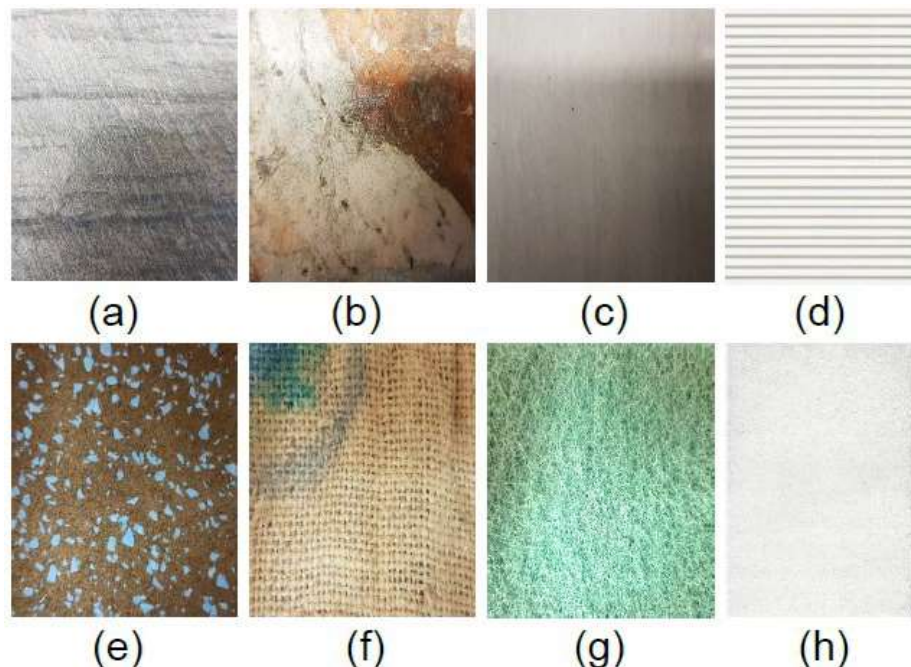


Figura 6.2 - Texturas naturalísticas presentes no banco de dados. a) Piso 1, b) Piso 2 e c) Piso 3, piso de cerâmica com diferentes perfis de superfície, d) Papel Ondulado, e) Piso de Borracha, f) Tapete Têxtil, g) Esponja (Scotch Brite) e h) Isopor. Fonte: GUPTA et al., (2020).

Os arquivos contendo os dados coletados das diferentes texturas foram organizados em um formato $M \times N$, no qual as linhas correspondem ao sinal tátil variado no tempo e as colunas

correspondem a taxels individuais, exceto a última coluna que é a marcação do sinal (sinal de evento indicando: 0 - indica ausência de contato do sensor tátil com a textura, 1 - contato inicial, e 2 - início da sequência de palpação. Esta marcação foi utilizada para segmentação da porção do sinal referente à palpação. A Figura 6.3 apresenta os sinais brutos coletados durante uma palpação de cada uma das oito texturas, para cada um dos taxels do sensor.

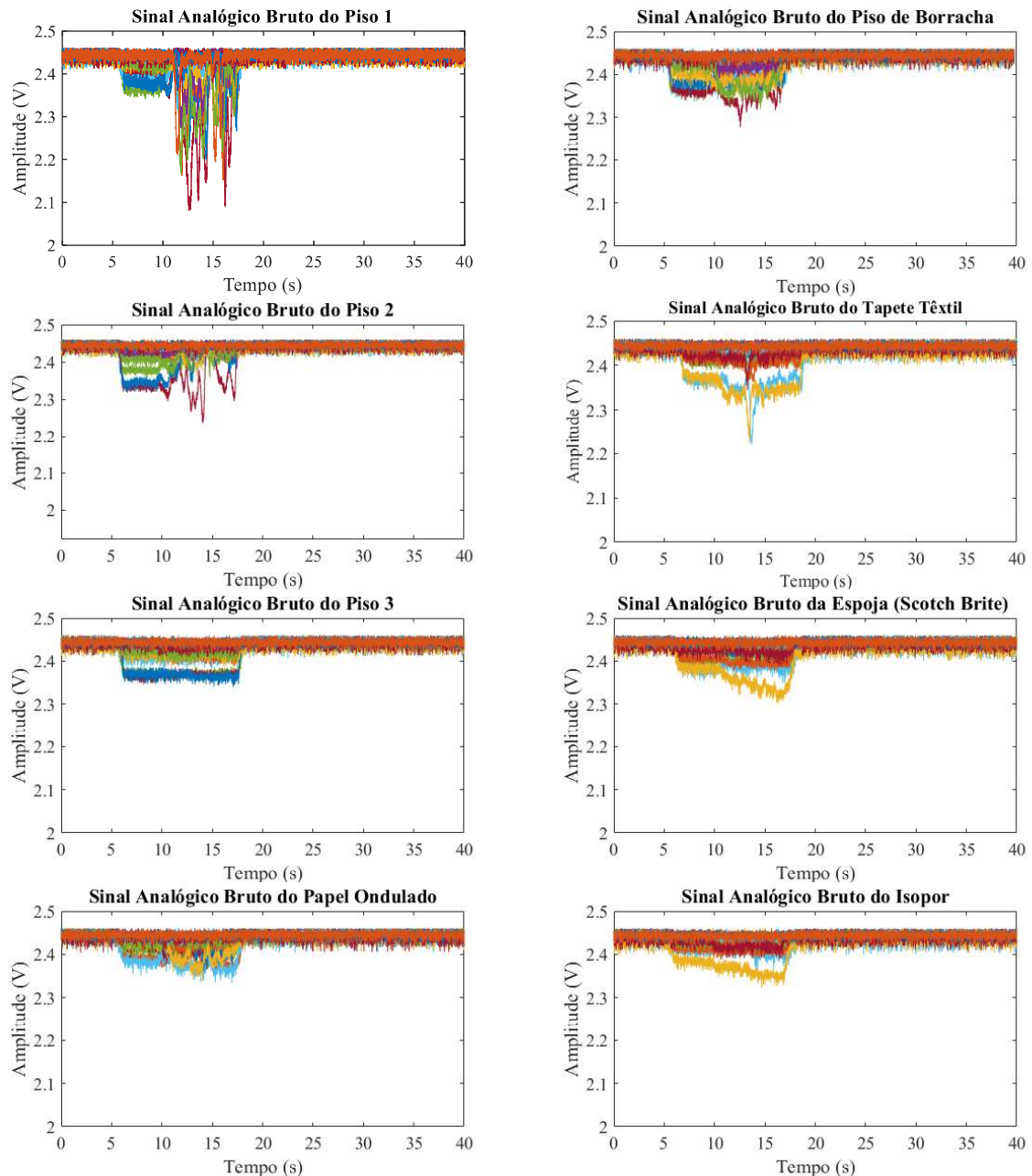


Figura 6.3 - Sinais táteis associados aos diversos taxels durante a palpação de oito texturas diferentes. Fonte: A autora.

6.1.2 Pré-Processamento

Os dados brutos associados à palpação das oito texturas foram pré-processados (filtro passa-baixa e normalização), como descrito no capítulo anterior. Posteriormente, os segmentos associados à palpação foram selecionados para processamento posterior, seguindo as marcações da base de dados – neste foram utilizados apenas segmentos de 6 segundos de palpação ativa das texturas. A Figura 6.4 mostra um segmento contendo os 16 sinais (dos 16 taxels) durante a palpação do piso de borracha.

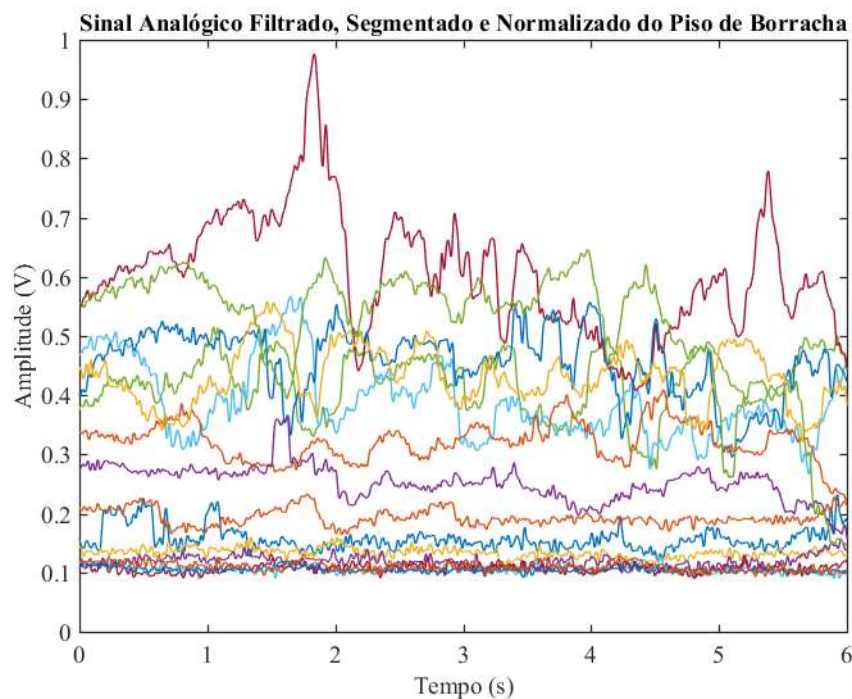


Figura 6.4 - Sinal tátil do Piso de Borracha após o pré-processamento. Fonte: A autora.

6.1.3 Modelo Neuromórfico – 1ª Camada: Aferentes Primários

Conforme mostra a Figura 5.1, o modelo é composto por duas camadas de neurônios biologicamente inspirados, onde a primeira camada é composta por 32 aferentes primários e a segunda por um neurônio cuneiforme. O sinal tátil pré-processado de cada taxel foi então utilizado, simultaneamente, como sinal entrada (corrente) para um neurônio AL1 e um neurônio AR1, modelados conforme o método de Izhikevich. A Figura 6.5, mostra um exemplo de saídas para neurônios AR1 e AL1 (cujas correntes de excitação são provenientes do mesmo taxel) durante o primeiro segundo da palpação do piso de borracha.

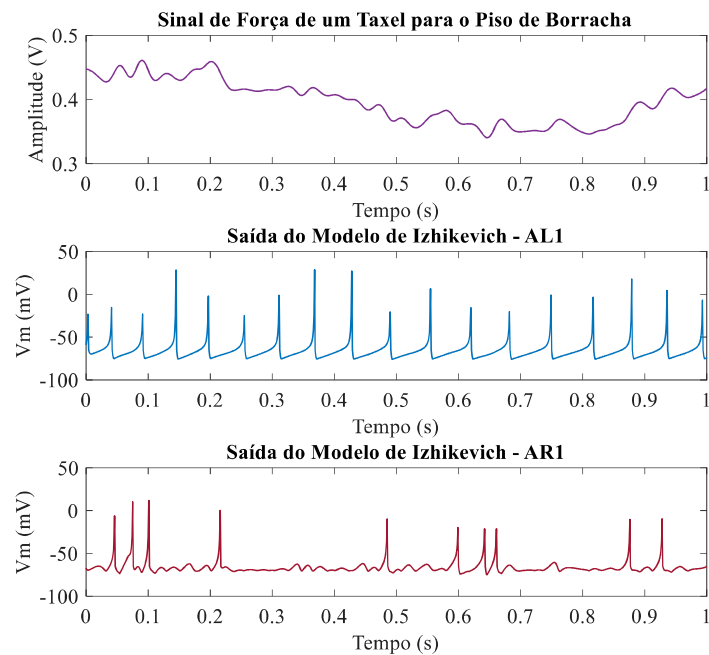


Figura 6.5 - Saída do Modelo de Izhikevich para neurônios AL1 (azul) e AR1 (vermelho) para o primeiro segundo da palpação do piso de borracha de um taxel (roxo).

Fonte: A autora.

Por fim, conforme descrito no Capítulo V, os *spikes* de saída da 1ª camada são binarizados, e então enviados à 2ª camada.

6.1.4 Modelo Neuromórfico – 2ª Camada: Modelo de Aprendizado Sináptico e Dinâmica Intracelular dos Neurônios do Núcleo Cuneiforme

O modelo de aprendizado sináptico foi ajustado tomando como base as amostras de *spikes* da primeira camada associadas a cada uma das oito texturas. O treinamento ocorreu em validação cruzada de *4-folds*, onde, para cada *fold* 15 coletas de cada textura foram utilizadas para a atualização dos pesos sinápticos, e 5 para teste e a performance final é a média dos *4-folds*. Segundo o modelo de aprendizado, cada textura foi apresentada 300 vezes. Assim, para cada textura, foram realizados *4-folds* de 2400 ciclos. Os pesos excitatórios iniciais, foram gerados aleatoriamente, seguindo uma distribuição gaussiana, com valores entre 0,001 e 0,5. O peso inibitório inicial foi definido em 0,125 conforme proposto por Rongala et al., (2018). Durante o treinamento, a ordem de apresentação dos estímulos foi gerada de forma aleatória, porém igual em todos os treinamentos. Por fim, apenas o primeiro segundo de dados de cada coleta foi utilizado nesta fase.

Um exemplo da evolução dos pesos sinápticos excitatórios para os 32 aferentes primários, durante os quatro *fold*s de treinamento, é mostrado na Figura 6.6.

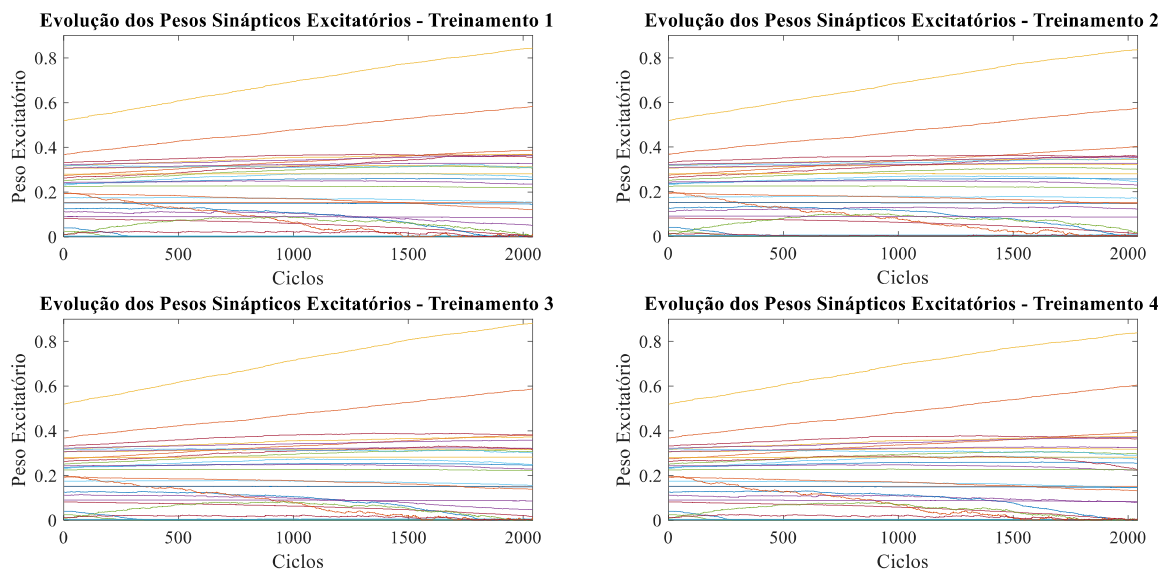


Figura 6.6 - Evolução dos pesos sinápticos excitatórios (para cada uma das 32 sinapses) para cada treinamento. Fonte: A autora.

Os pesos excitatórios finais para cada aferente primário são representados na Figura 6.7. Como se nota, os valores finais para os quatro *fold*s foram muito similares, destacando a homogeneidade no processo de palpação, conforme esperado.

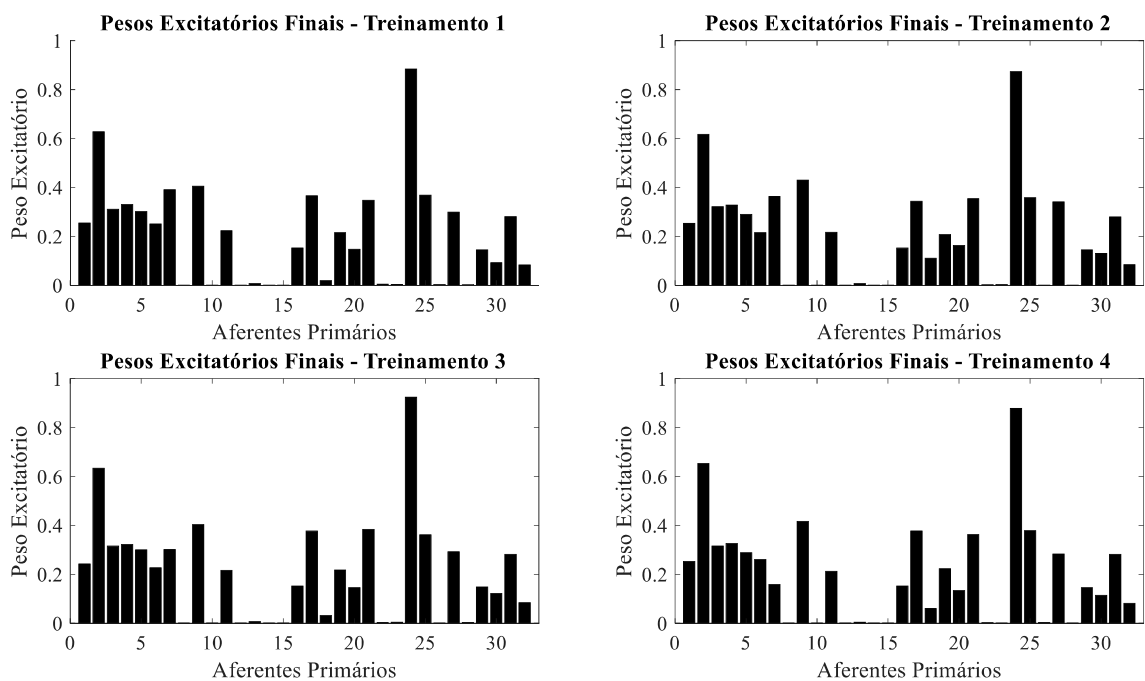


Figura 6.7 - Pesos sinápticos excitatórios finais para cada um dos quatro *fold*s de treinamento. Fonte: A autora.

A Figura 6.8 apresenta a evolução do peso sináptico inibitório total para cada *fold*. Da mesma forma que para os pesos excitatórios, percebe-se um comportamento similar entre *folders*.

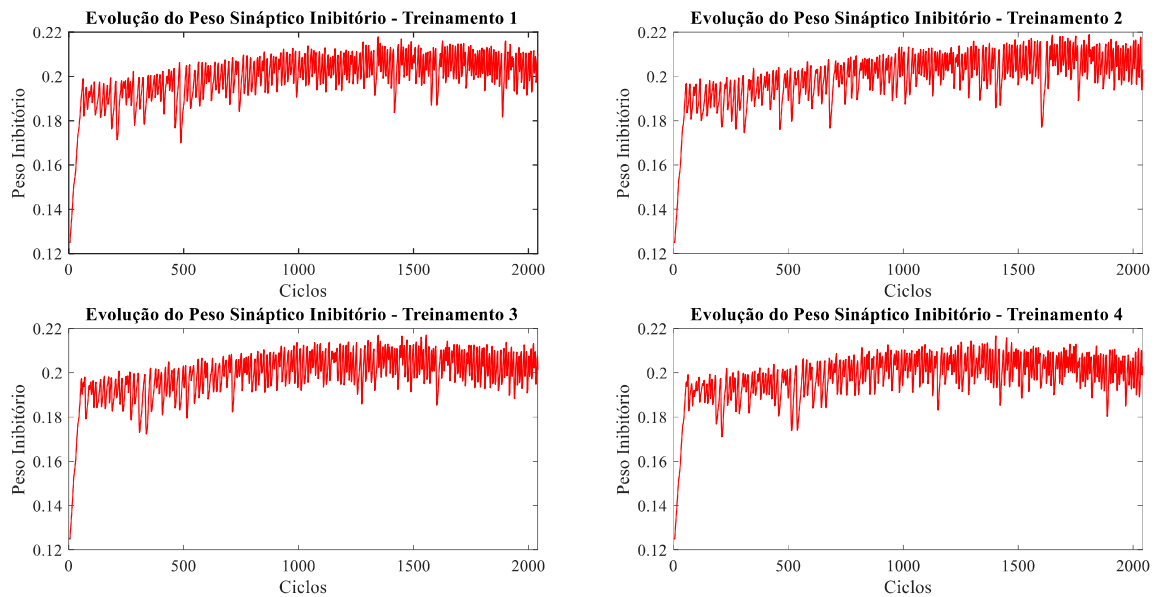


Figura 6.8 - Evolução do peso sináptico inibitório total para os quatro treinamentos. Fonte: A autora.

Conforme destacamos, as saídas dos neurônios da primeira camada foram binarizadas, ou seja, 0 e 1. Assim, uma vez que a informação passa pela sinapse (saída da 1ª camada * Peso) o valor que chega ao neurônio pós-sináptico será exatamente igual ao peso da sinapse, caso ocorra um *spike* na saída do neurônio pré-sináptico, ou zero do contrário.

Assim, os valores finais dos pesos das sinapses foram utilizados para o cálculo da corrente sináptica (I_{syn}), conforme descrito no Capítulo V. A partir disso, foram calculadas: a variação do potencial de membrana do neurônio cuneiforme (V_m), e um *spike* de saída do neurônio cuneiforme que era gerado quando V_m ultrapassava o limiar de -40 mV. A Figura 6.9 mostra os *spikes* gerados pelo neurônio cuneiforme durante a palpação de cada uma das texturas. Como se observa, o potencial de membrana do neurônio cuneiforme varia de uma textura para outra, acompanhando as similaridades naturais entre os tipos de textura (mais ásperas ou mais lisas).

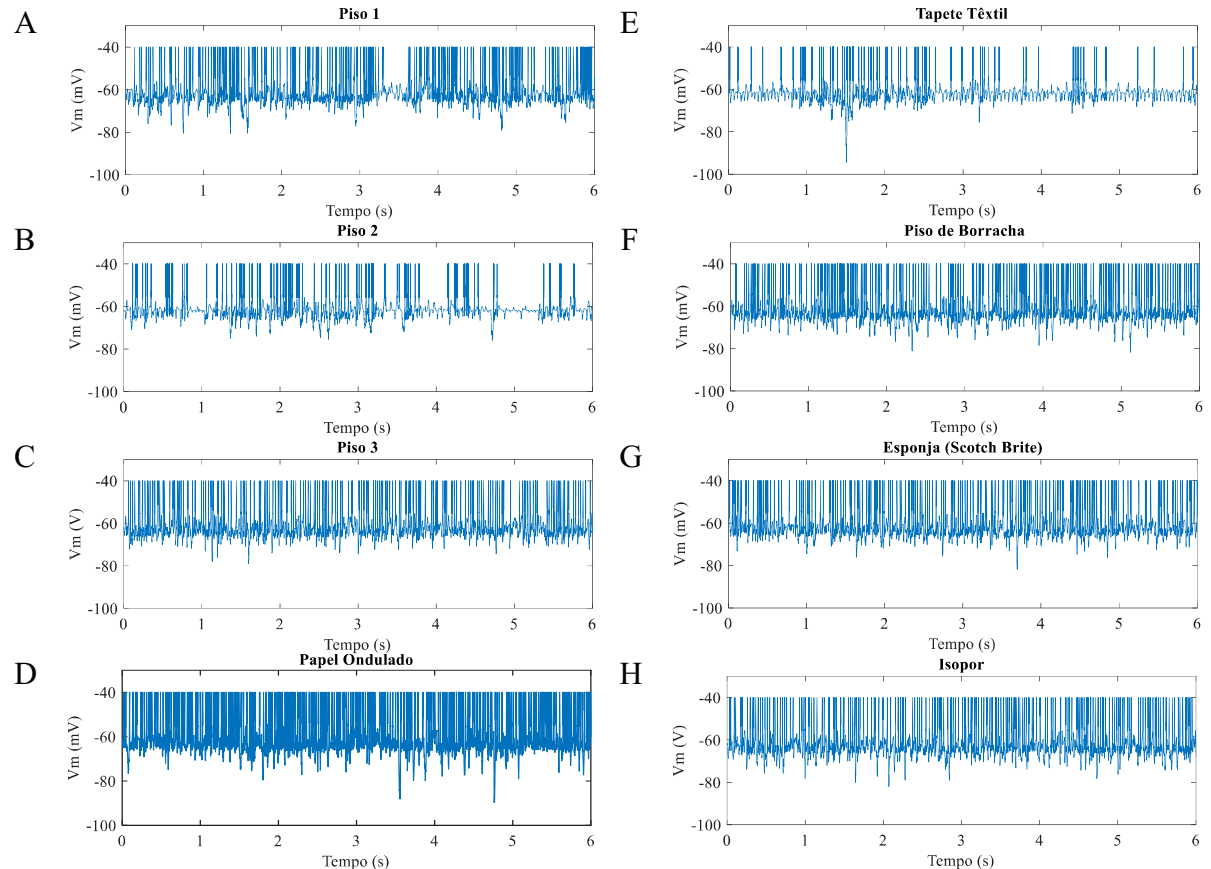


Figura 6.9 - Variação do potencial de membrana (V_m) do neurônio cuneiforme para cada uma das texturas. A) Piso 1; B) Piso 2; C) Piso 3; D) Papel Ondulado; E) Tapete Têxtil; F) Piso de Borracha; G) Esponja; H) Isopor. Fonte: A autora.

Para avaliar as respostas do modelo, primeiramente analisamos o comportamento dos disparos de potenciais de ação (*spikes*) para as diferentes texturas, para cada uma das 20 coletas de cada.

A Figura 6.10 apresenta um conjunto de gráficos contendo a quantidade de *spikes* ocorridos dentro de uma janela deslizante de 150 ms (“taxa de disparo” calculada a cada 150 ms) durante os 6 primeiros segundos de cada uma das coletas (palpação), para cada textura. Conforme esperado, podemos notar variações importantes na taxa de disparo para cada textura. No entanto, para uma mesma textura, as 20 coletas apresentaram taxas de disparo muito similares, apontando para uma boa capacidade de generalização do modelo proposto.

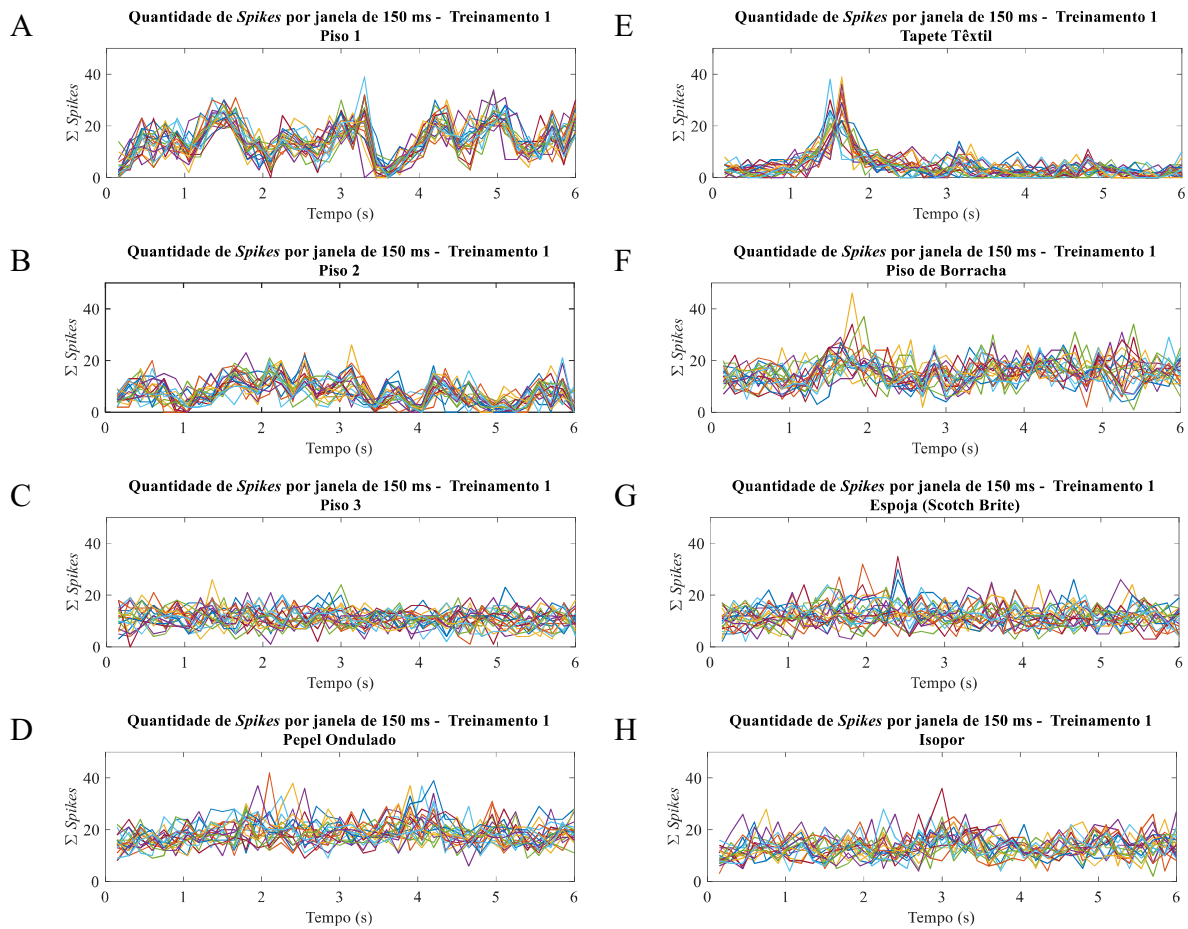


Figura 6.10 - Variação da quantidade de *spikes* gerados pelo modelo (em janelas deslizantes de 150 ms) para cada uma das 20 coletas das oito texturas: A) Piso 1; B) Piso 2; C) Piso 3; D) Papel Ondulado; E) Tapete Têxtil; F) Piso de Borracha; G) Espoja; H) Isopor. Fonte: A autora.

As figuras em destaque neste tópico, apresentam exemplos dos resultados obtidos na implementação do modelo neuromórfico implementado para o primeiro *fold* de treinamento (Treinamento 1). Os demais resultados desta etapa podem ser observados nos Apêndices.

6.1.5 Validação do Modelo Neuromórfico

Conforme explicado no Capítulo anterior, para validação do modelo de geração de sinais neuromórficos usados para controle do processo de eletroestimulação, avaliamos a capacidade do mesmo gerar *spikes* que carregam informações associadas às diversas texturas utilizadas para treinamento do modelo neuromórfico. A taxa média de disparos/*spikes* (TMS) e o coeficiente de variação dos intervalos entre *spikes* (CV-IS) foram calculados para os *spikes* gerados para cada uma das vinte amostras de cada uma das oito texturas. Estas foram utilizadas

para treinamento de uma máquina de vetor de suportes (SVM) com kernel polinomial de 4ª ordem.

A Figura 6.11 mostra o espaço de características extraídas dos *spikes* da saída do modelo proposto para as oito texturas, juntamente com os *boxplots* para melhor visualização da distribuição dos valores das características para cada textura. Como se nota, as características de algumas texturas são visivelmente separáveis, com as do Tapete Têxtil, do Piso 2 e do Piso 3. As características da Esponja, Isopor e Piso de Borracha se misturam, pois tendem a possuir distribuições do CV-IS semelhantes. É interessante observar, ainda, que a TMS para as diferentes texturas variou entre 20 Hz e 140 Hz.

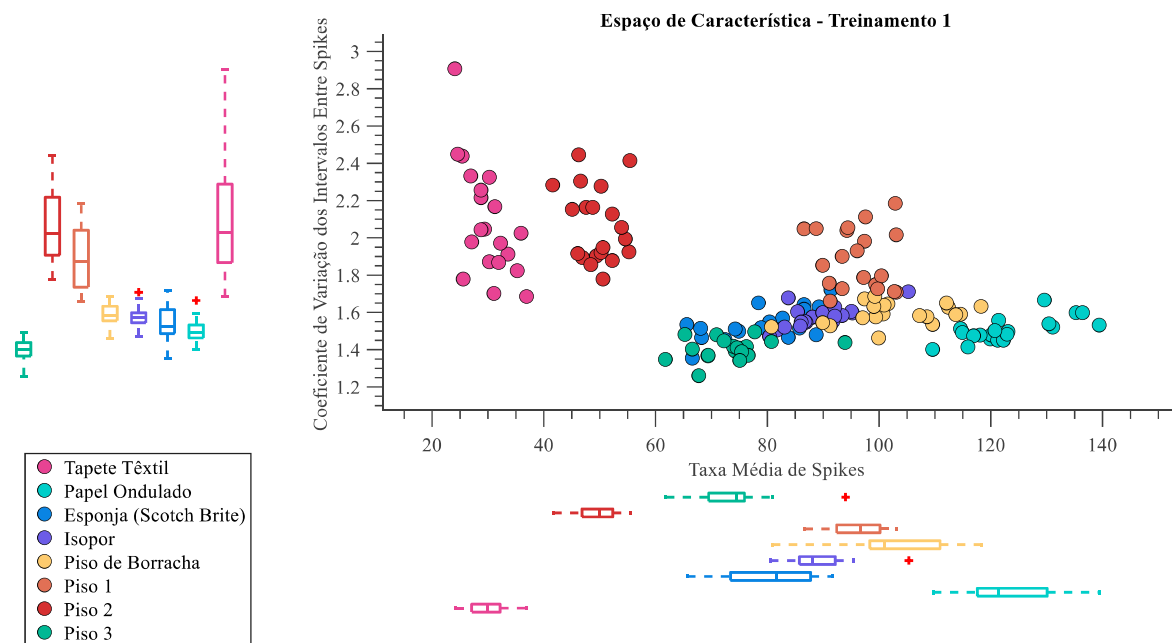


Figura 6.11 - Espaço de características para todas as vinte amostras de cada textura para o primeiro *fold* de teste (treinamento 1). Fonte: A autora.

A Figura 6.12 mostra os resultados do espaço de delimitação das texturas gerado pela SVM. Como se observa, a SVM foi capaz de separar as oito classes de texturas, porém algumas amostras da Esponja, do Isopor, do Piso de Borracha e do Piso 3 foram classificadas erroneamente, com maior erro (mistura de classes) para Esponja – em consonância com o observado na Figura 6.11.

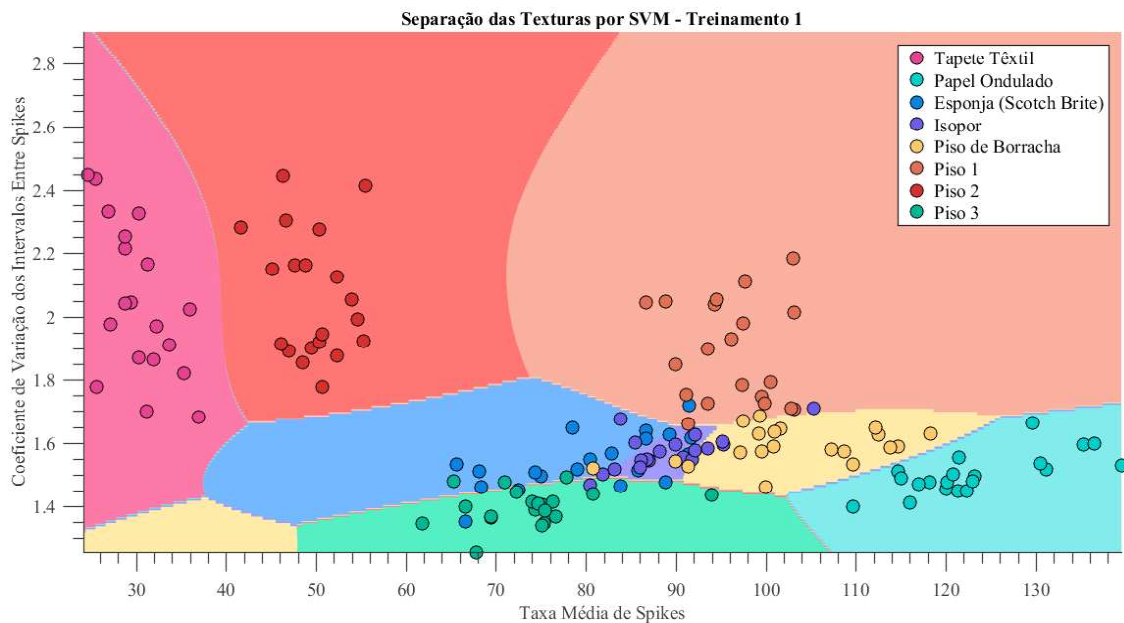


Figura 6.12 - Resultado da classificação das oito texturas por SVM para o primeiro *fold* de teste (treinamento 1). Fonte: A autora.

Os resultados tendem a indicar grande semelhança entre a textura da esponja usada quando comparada com as do Isopor, do Piso de Borracha e do Piso 3. Erros de classificação em casos como esse são comuns, inclusive, quando palpamos texturas similares, sendo difícil separá-las sem muito treinamento. Com base nesta premissa, decidiu-se remover as amostras da textura esponja e reavaliar a performance da SVM. Como se esperava, com a retirada das amostras da Esponja, a SVM foi capaz de separar com poucos erros todas as 7 classes restantes (Figura 6.13).

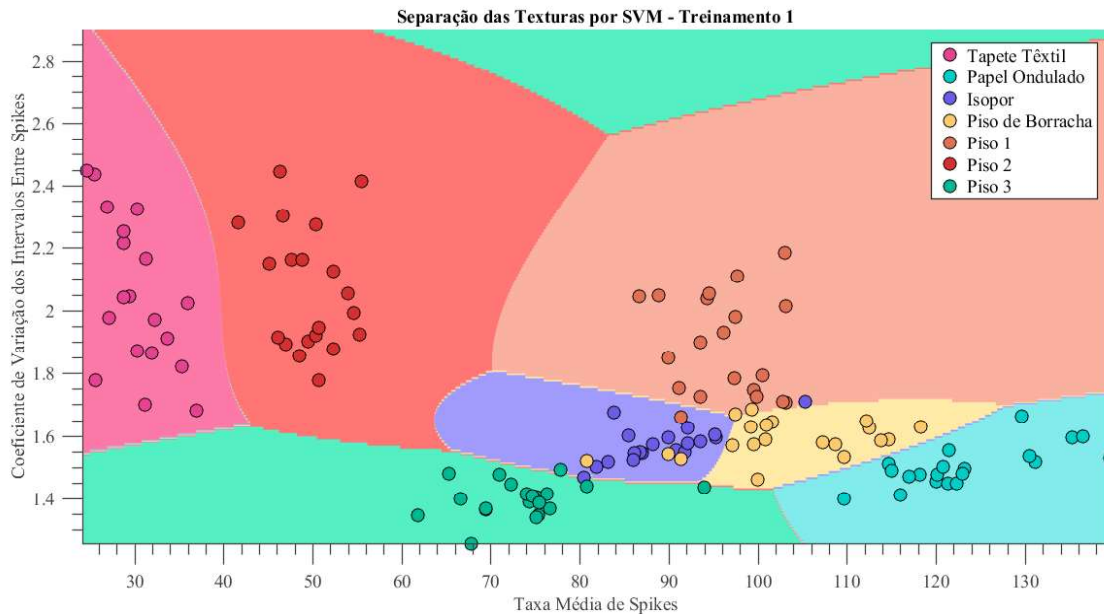


Figura 6.13 - Resultado da classificação das sete texturas por SVM para o primeiro *fold* de teste (treinamento 1). Fonte: A autora.

Por último, testamos a capacidade de separação da SVM com 6 texturas distintas: tapete têxtil, papel ondulado, Piso de borracha, Piso 1, Piso 2 e Piso 3. Como se verifica na Figura 6.14, a SVM foi capaz de separar corretamente as 6 classes com base em apenas duas características extraídas dos trens de *spikes* gerados por um único neurônio cuneiforme.

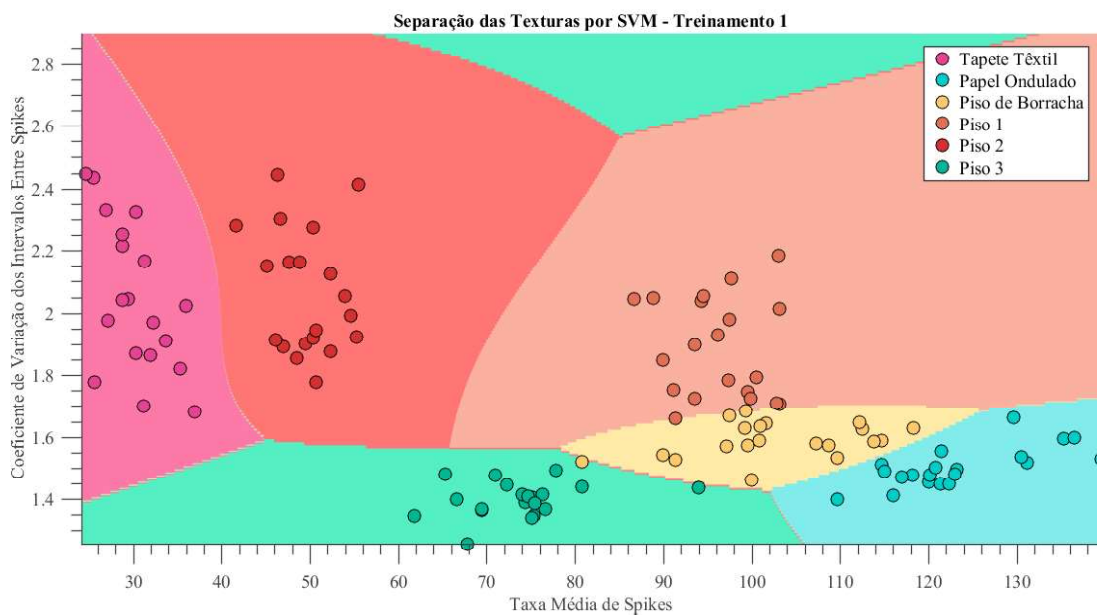


Figura 6.14 - Resultado da classificação das 6 texturas por SVM para o primeiro *fold* de teste (treinamento 1). Fonte: A autora.

As figuras em destaque neste tópico, apresentam exemplos dos resultados obtidos na validação do modelo neuromórfico implementado para o primeiro *fold* de treinamento (Treinamento 1). Os demais resultados desta etapa podem ser observados nos Apêndices.

6.2 Caracterização da Percepção Sensorial Para Ajuste dos Parâmetros do Protocolo Modulador de Eletroestimulação

6.2.1 Eletroestimulador

Os estímulos eletrocutâneos foram gerados em um único canal de EPPR monofásicos fornecidos pelo equipamento Neuropack S1 (Nihon Kohden Co., Tokyo, Japan), e foram entregues a partir do *Somato Control Box* RY-441B que foi conectado ao eletrodo de estimulação (Figura 6.15). Esse aparelho permite uma ampla gama de modulações, possibilitando alterar a amplitude de estimulação numa faixa de 0,1 a 100 mA, a largura de pulso 0,01 a 1 ms, a frequência de *Burts* (*Stim Rate*) de 0,1 a 100 Hz e a frequência de estimulação de 0,1-1000 Hz, a qual é modulada no software pelo intervalo entre os estímulos em ms (*Stim Interval*) com valores predefinidos dentro de uma faixa de 1 ms a 10 s, também permite escolher a quantidade de pulsos de um *burts* de estimulação ou a duração do *burts* em segundos. Os parâmetros de estimulação podem ser determinados a partir do software do equipamento.

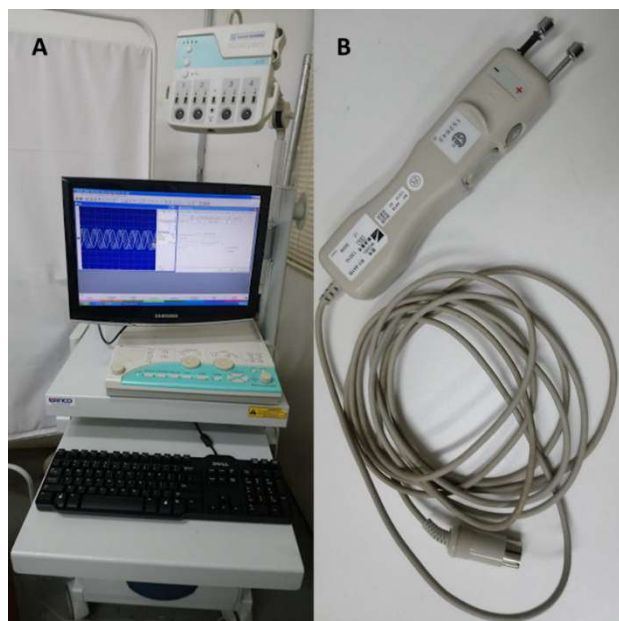


Figura 6.15 - A) Equipamento Neuropack S1; B) Somato Control Box RY – 441B. Fonte: A autora.

6.2.2 Protocolo experimental

Um grupo de 20 voluntários não amputados e saudáveis, com idade média de $28,85 \pm 8,52$ anos, sendo 10 do sexo masculino, participaram do protocolo experimental. Durante o protocolo experimental o voluntário permaneceu sentado confortavelmente com braço esquerdo estendido e apoiado no apoio de braço da cadeira (Figura 6.16). A região em que o eletrodo de estimulação foi posicionado foi limpa com o auxílio de algodão e álcool para diminuir a impedância da pele e o eletrodo de estimulação foi posicionado na região proximal do antebraço esquerdo do voluntário sobre o nervo radial. Sobre as regiões condutoras do eletrodo foi aplicado gel condutor para redução da impedância eletrodo-pele.



Figura 6.16 - Representação da posição da voluntária e posicionamento do eletrodo durante o procedimento experimental. Fonte: A Autora

6.2.3 Percepção Sensorial de Estimulação Discreta ou Contínua

Conforme descrito no item 5.1.5.4 (Experimentos), foram realizados três blocos de estimulação com distintas amplitudes de corrente: i) 1 mA, ii) 1,5 mA e iii) 2 mA. Para cada bloco a largura de pulso da corrente de estimulação foi mantida constante em 1 ms. Um total de vinte e um estímulos com 21 diferentes frequências de estimulação foram aplicados em sequência (5; 10; 11,1; 12,5; 14,3; 16,7; 20; 25; 33,3, 50, 100 Hz; 50; 33,3; 25; 20; 16,7; 14,3; 12,5; 11,1; 10; 5). Cada pacote de estímulos numa dada frequência foi aplicado durante 3 segundos com pelo menos 2 segundos de intervalo entre pacotes. Após cada estímulo, o voluntário respondeu a duas perguntas: i) A frequência dos pulsos do estímulo havia aumentado, diminuído, ou permaneceu inalterada? e ii) O estímulo era contínuo ou discreto?; e foi solicitado a definir um valor de 0 a 10 para a sensação percebida, tomando o estímulo aplicado à 100 Hz (previamente aplicado) como limite máximo.

A Figura 6.17 representa os resultados encontrados para percepção sensorial de transições entre estímulo discreto para contínuo, e vice-versa, à medida que a frequência de estimulação era variada para o sub-grupo feminino. Observa-se na Figura 6.17A que alguns voluntários não reportaram percepção sensorial de sensação contínua com a variação da frequência, e, como esperado, essa percepção sensorial variou consideravelmente entre os voluntários.

Para análise do desses limiares de percepção sensorial, foram plotados os *boxplots* dos limiares (valores de frequências) de percepção de sensação discreta para contínua com incremento da frequência, como pode ser visto na Figura 6.17B, e de sensação contínua para discreta com decremento da frequência, Figura 6.17C. Observa-se que alguns voluntários não relataram percepção de variação de estímulo discreto para contínuo e vice-versa (asteriscos em preto). Os resultados apontam limiares medianos de percepção da transição de estímulos discretos para contínuos em 50 Hz, 33 Hz e 41,5 Hz, e limiares de percepção da transição de estímulos contínuos para discretos em 25 Hz, 33 Hz e 33 Hz, para os Blocos 1, 2 e 3 respectivamente.

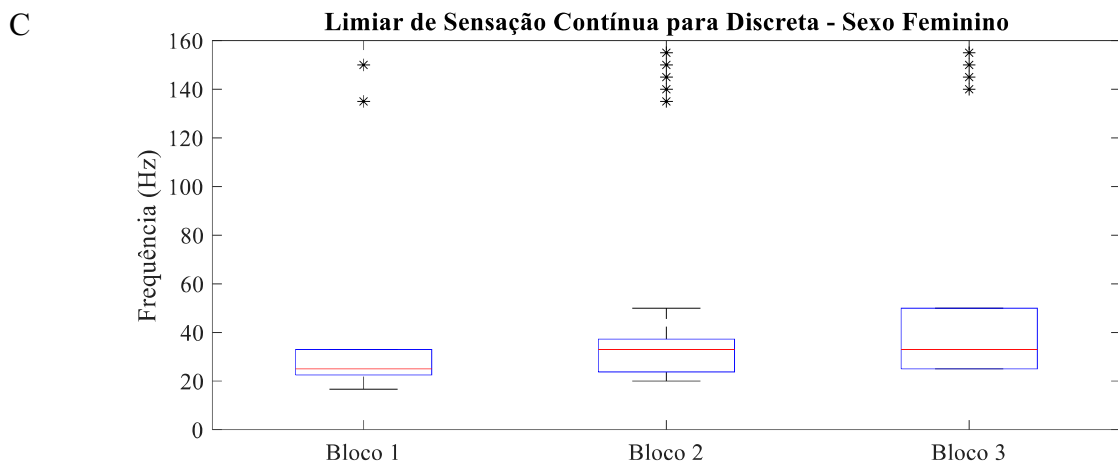
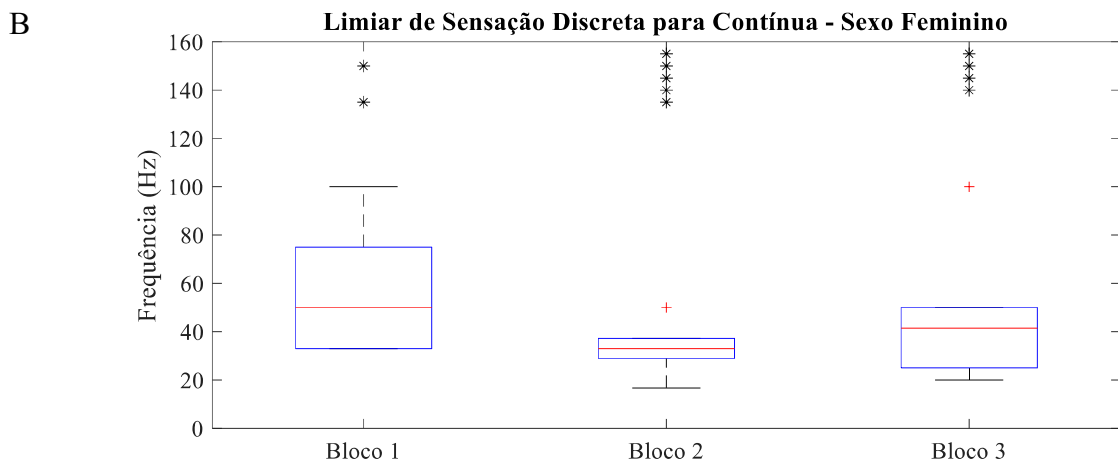
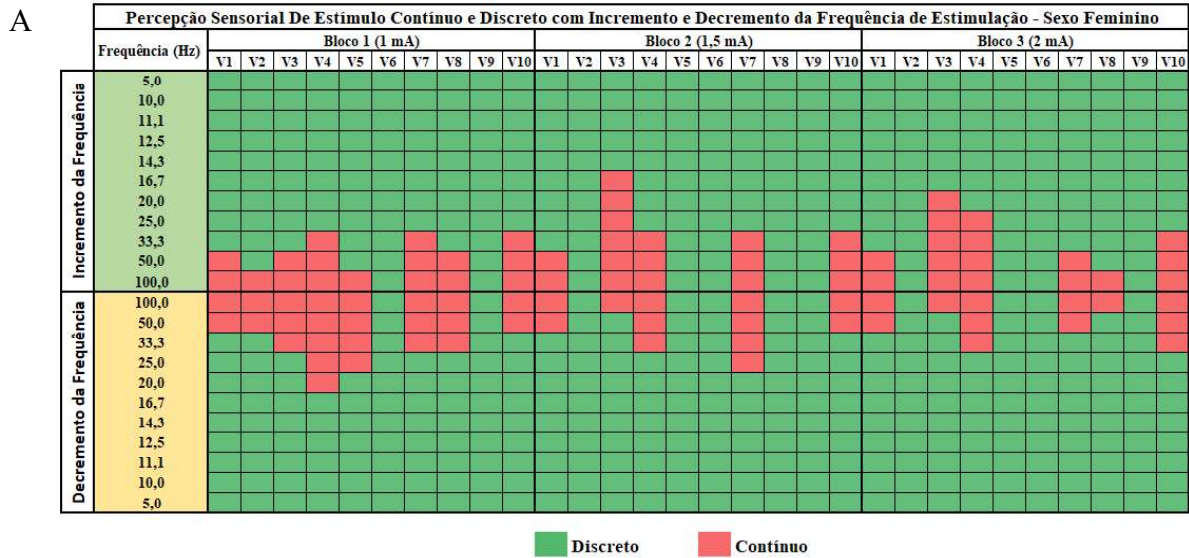
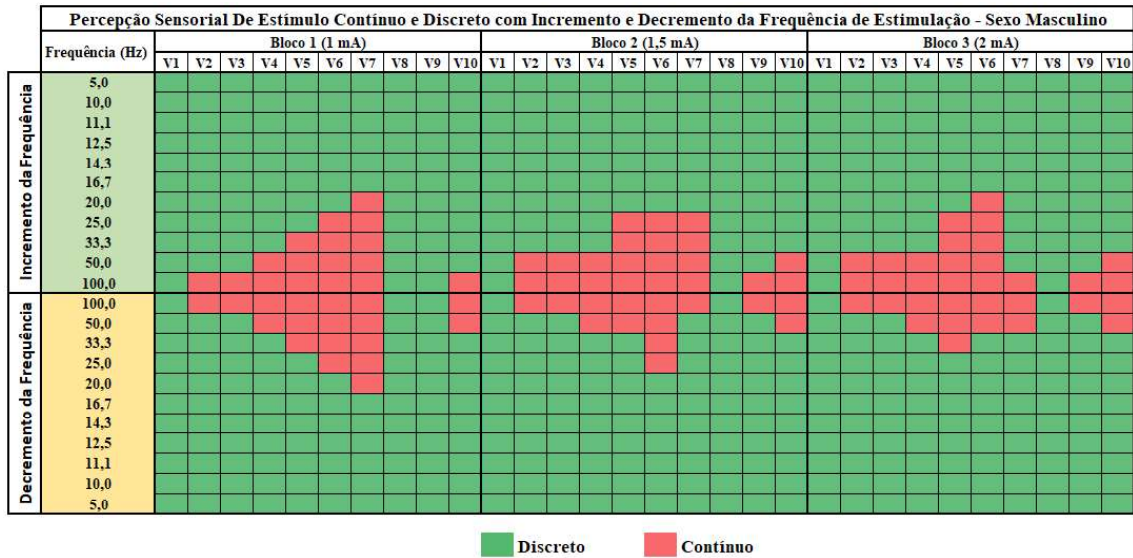


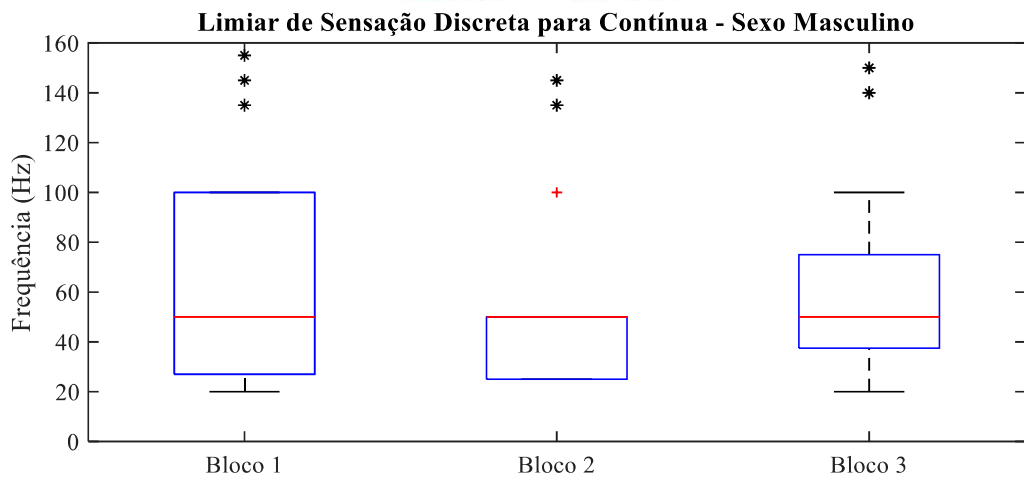
Figura 6.17 - Percepção sensorial de estímulo contínuo e discreto com a variação da frequência de estimulação para o sexo feminino. A) Percepção de estímulo contínuo e discreto para cada voluntário nas diferentes frequências de estimulação no incremento e no decremento da frequência para os três blocos experimentais. B) *Boxplot* do limiar de percepção sensorial estímulo contínuo no incremento da frequência e C) *Boxplot* do limiar de percepção sensorial estímulo discreto no decremento de frequência de estimulação nos diferentes blocos. Fonte: A autora.

A Figura 6.18 representa os resultados encontrados para percepção sensorial de transições entre estímulo discreto para contínuo, e vice-versa, à medida que a frequência de estimulação era variada para o sub-grupo masculino. Como se nota, os voluntários do sexo masculino possuíam um comportamento semelhante aos voluntários do sexo feminino para percepção sensorial. Observa-se na Figura 6.18A que no Bloco 1 sete voluntários tiveram a percepção de sensação contínua enquanto no Bloco 2 e 3 oito voluntários possuíram tal percepção. Os valores de frequência desses limiares de percepção de transição podem ser avaliados pelos *boxplots* encontrados nas Figura 6.18B e C (asteriscos em preto representam os voluntários que não reportaram transições entre tipo de estímulos). O limiar mediano para percepção da transição de sensação discreta, para contínua para os três blocos, foi de 50 Hz, enquanto os limiares de percepção da transição de sensação contínua para discreta foram de 33 Hz, 41,5 Hz e 33 Hz para os Blocos 1, 2 e 3 respectivamente.

A



B



C

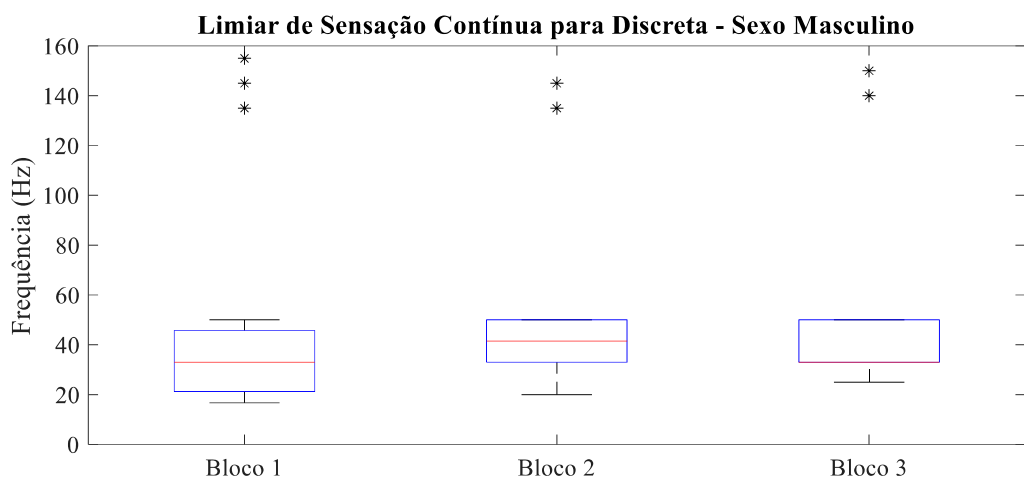


Figura 6.18 - Percepção sensorial de estímulo contínuo e discreto com a variação da frequência de estimulação para o sexo masculino. A) Percepção de estímulo contínuo e discreto para cada voluntário nas diferentes frequências de estimulação no incremento e no decremento da frequência para os três blocos experimentais. B) *Boxplot* do limiar de percepção sensorial estímulo contínuo no incremento da frequência e C) *Boxplot* do limiar de percepção sensorial estímulo discreto no decremento de frequência de estimulação nos diferentes blocos. Fonte: A autora.

O teste de Wilcoxon rank-sum foi utilizado para comparar os limiares de percepção entre os sub-grupos masculino e feminino. Os resultados apontam que não existem diferenças significativas entre os sexos ($p > 0,05$).

Uma vez que não existia diferença estatísticas entre os sub-grupos, seguiu-se a etapa de avaliação do comportamento global dos 20 voluntários, independente do sexo.

A Figura 6.19 descreve os resultados de percepção dos limiares de transição para toda a população (asteriscos pretos representam os voluntários que não reportaram percepção de transição). Com base nos resultados destacados na Figura 6.19A podemos verificar que os limiares medianos para percepção de transição de sensação discreta para contínua foram de 50 Hz, 33 Hz e 50 Hz para os Blocos 1, 2 e 3 respectivamente. Os limiares medianos para percepção de transição de sensação contínua para discreta foram de 25 Hz para o Bloco 1 e 33 Hz para os Blocos 2 e 3 (Figura 6.19B).

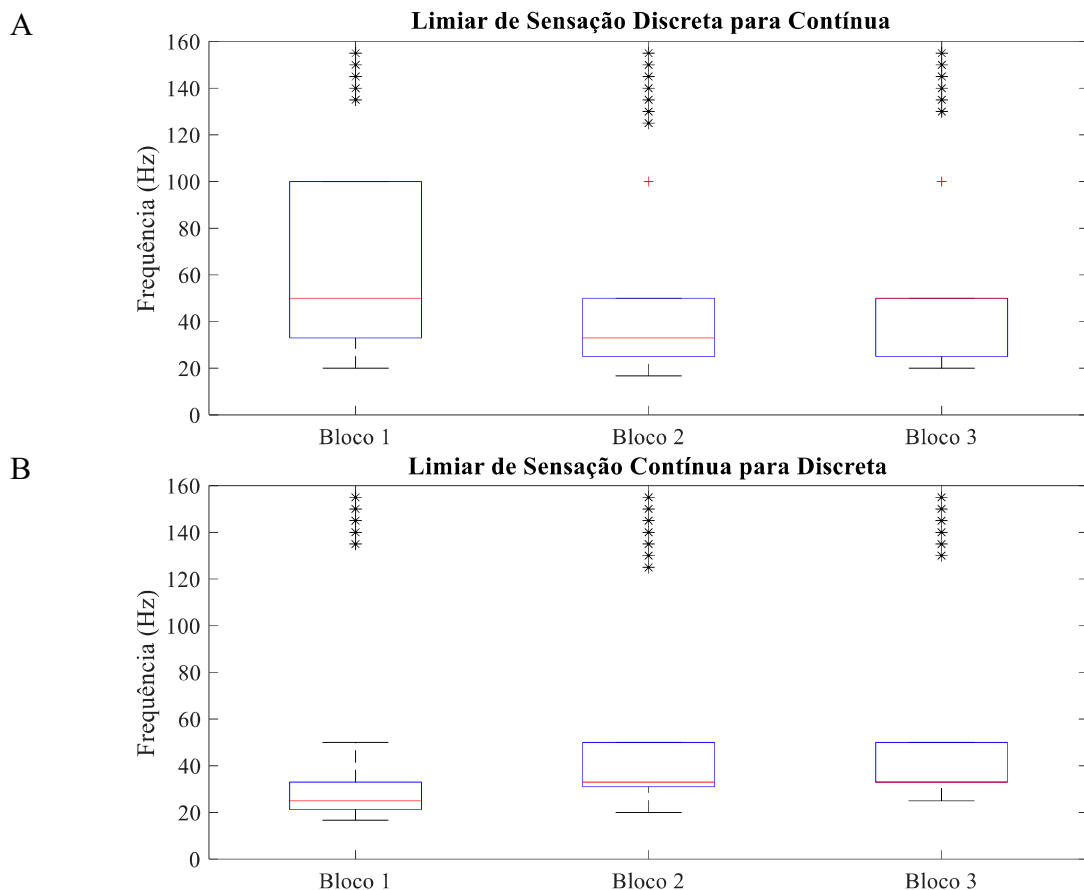


Figura 6.19 - Percepção sensorial de estímulo contínuo e discreto com a variação da frequência de estimulação, para toda a população em estudo. A) *Boxplot* do limiar de percepção sensorial estímulo contínuo no incremento da frequência e B) *Boxplot* do limiar de percepção sensorial estímulo discreto no decremento de frequência de estimulação nos diferentes blocos. Fonte: A autora.

Esses limiares de percepção observados para os três blocos experimentais foram estatisticamente comparados. Os resultados são descritos na Tabela 6.1. Pode-se verificar que não existem diferenças estatisticamente significativas quando as correntes de estimulação se diferem por apenas 0,5 mA (Bloco 1 x Bloco 2; Bloco 2 x Bloco 3). No entanto, correntes de estimulação com diferenças de 1 mA (Bloco 1 x Bloco 3) induzem limiares distintos de percepção de transição de tipos de estímulos.

Tabela 6.1 - Resultados da análise estatística para o teste de Wilcoxon rank-sum na comparação entre os blocos de eletroestimulação para os limiares de percepção contínua e discreta. Fonte: A Autora.

Resultados Comparação entre os blocos (p-valor)		
Comparação	Limiar de Percepção Contínuo	Limiar de Percepção Discreto
Bloco 1 x Bloco 2	>0,05	>0,05
Bloco 1 x Bloco 3	>0,05	<0,05
Bloco 2 x Bloco 3	>0,05	>0,05

6.2.4 Percepção Sensorial de Intensidade

As curvas de caracterização de percepção de intensidade com a variação de frequência de estimulação, média e desvio padrão, para o sexo feminino encontram-se na Figura 6.20. Como esperado, o incremento da frequência de estimulação causou um aumento na percepção de intensidade, independente da amplitude de estimulação, enquanto o decremento da frequência implicou na diminuição na magnitude percebida pelos voluntários. Observa-se nas Figuras 6.20B e C, referentes aos Blocos 2 e 3 (amplitudes de 1,5 mA e 2 mA), que para as menores frequências na faixa de 5 a 25 Hz, a magnitude percebida no decremento da frequência de estimulação era menor do que a magnitude percebida durante o incremento, demonstrando um comportamento de histerese, que pode ser indício de alguma acomodação à eletroestimulação. Outro ponto a ser ressaltado é que a intensidade aumentou mais rapidamente na faixa de frequência de 5 a 50 Hz, existindo um platô na percepção de intensidade entre 50 a 100 Hz, demonstrando que a relação entre frequência e intensidade não é linear.

As curvas de percepção de intensidade para sexo masculino foram semelhantes a as curvas dessa percepção para o sexo feminino para os três blocos experimentais, como pode ser verificado na Figura 6.21, com o mesmo comportamento de histerese na intensidade percebida para as amplitudes maiores que 1 mA. As sensações percebidas também aumentam rapidamente de 5 a 50 Hz e seguem um caminho de platô após 50 Hz, reforçando a existência de uma relação não linear entre frequência e percepção de intensidade.

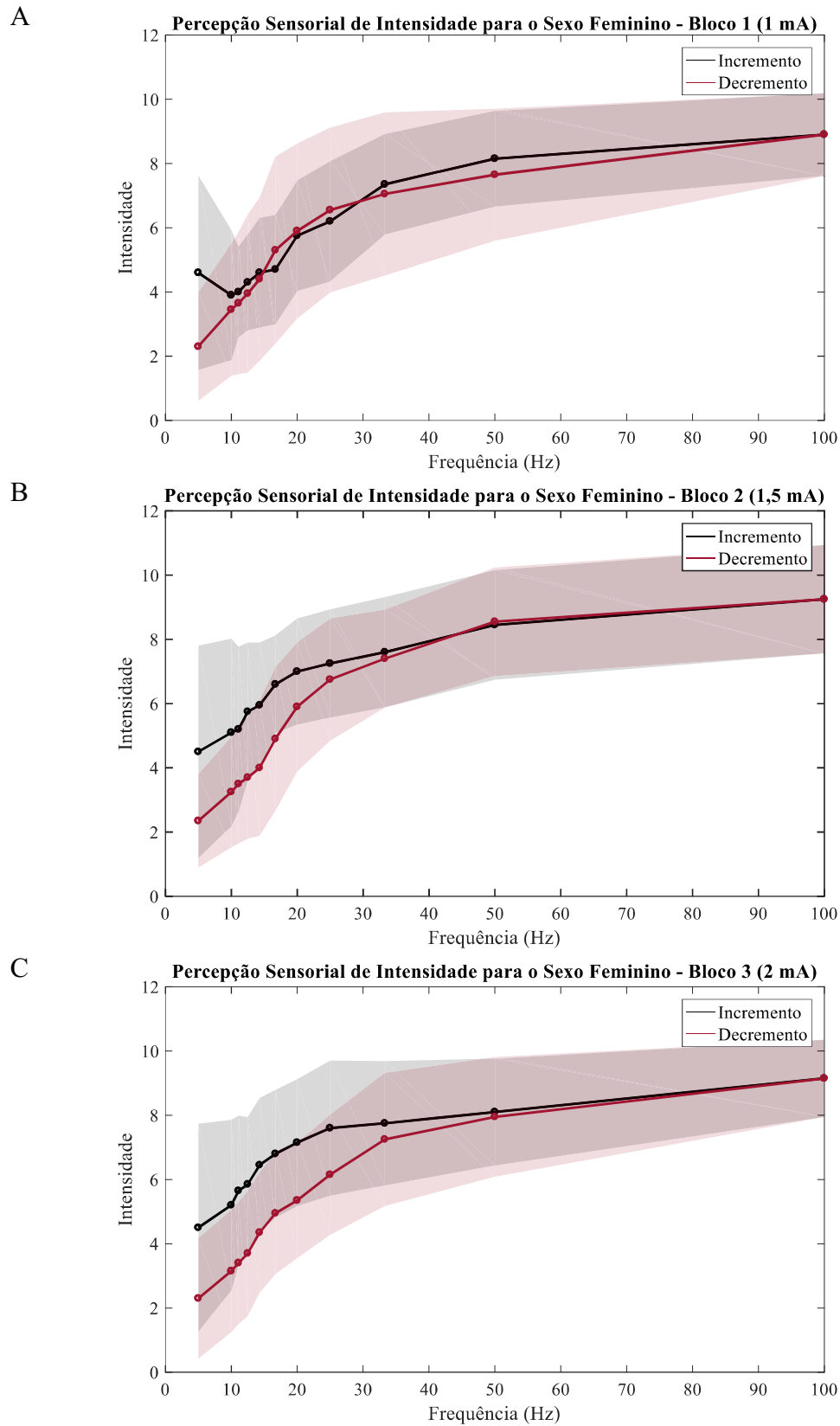
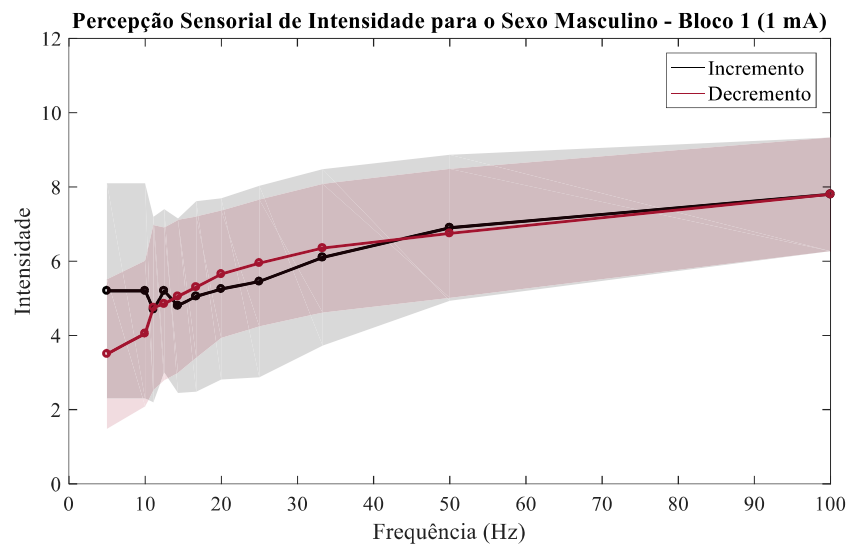
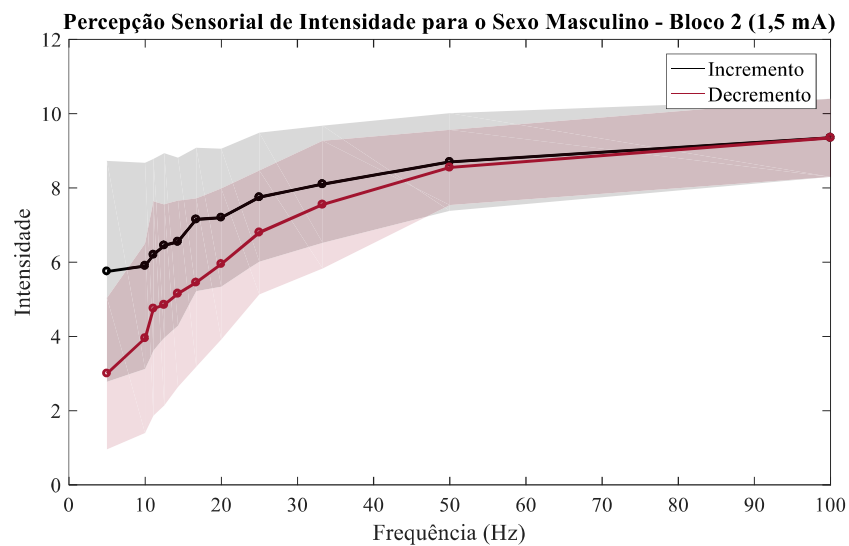


Figura 6.20 - Percepção média de intensidade de estimulação com a variação da frequência de estimulação para os voluntários do sexo feminino. A) Intensidades percebidas para corrente de estimulação de 1 mA, B) para corrente de 1,5 mA e C) para a corrente de 2 mA. Fonte: A autora.

A



B



C

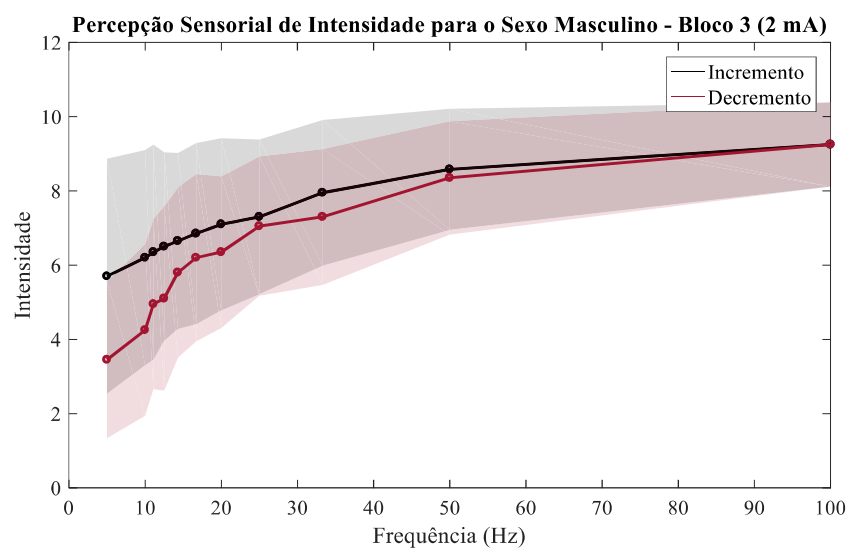


Figura 6.21 - Percepção média de intensidade de estimulação com a variação da frequência de estimulação para os voluntários do sexo masculino. A) Intensidades percebidas para corrente de estimulação de 1 mA, B) para corrente de 1,5 mA e C) para a corrente de 2 mA. Fonte: A autora.

Quando estatisticamente comparadas as respostas entre os sub-grupos, verificou-se que não existe diferença significativa entre o sexo feminino e masculino. Assim, procedeu-se a avaliação de toda a população, independente do sexo (Figura 6.22). Os resultados mostram que, para a população em geral, a intensidade de estímulo percebida durante a fase do incremento da frequência de estímulo é maior que na fase de decremento para a faixa de frequência de 5 a 25 Hz, descrevendo o mesmo comportamento de histerese descrito anteriormente. Ressalta-se também a tendência não linear da percepção de intensidade com a variação de frequência de estimulação para os três blocos experimentais, com variação mais rápida percebida na faixa de 5 a 50 Hz, e um tendência a platô acima de 50 Hz.

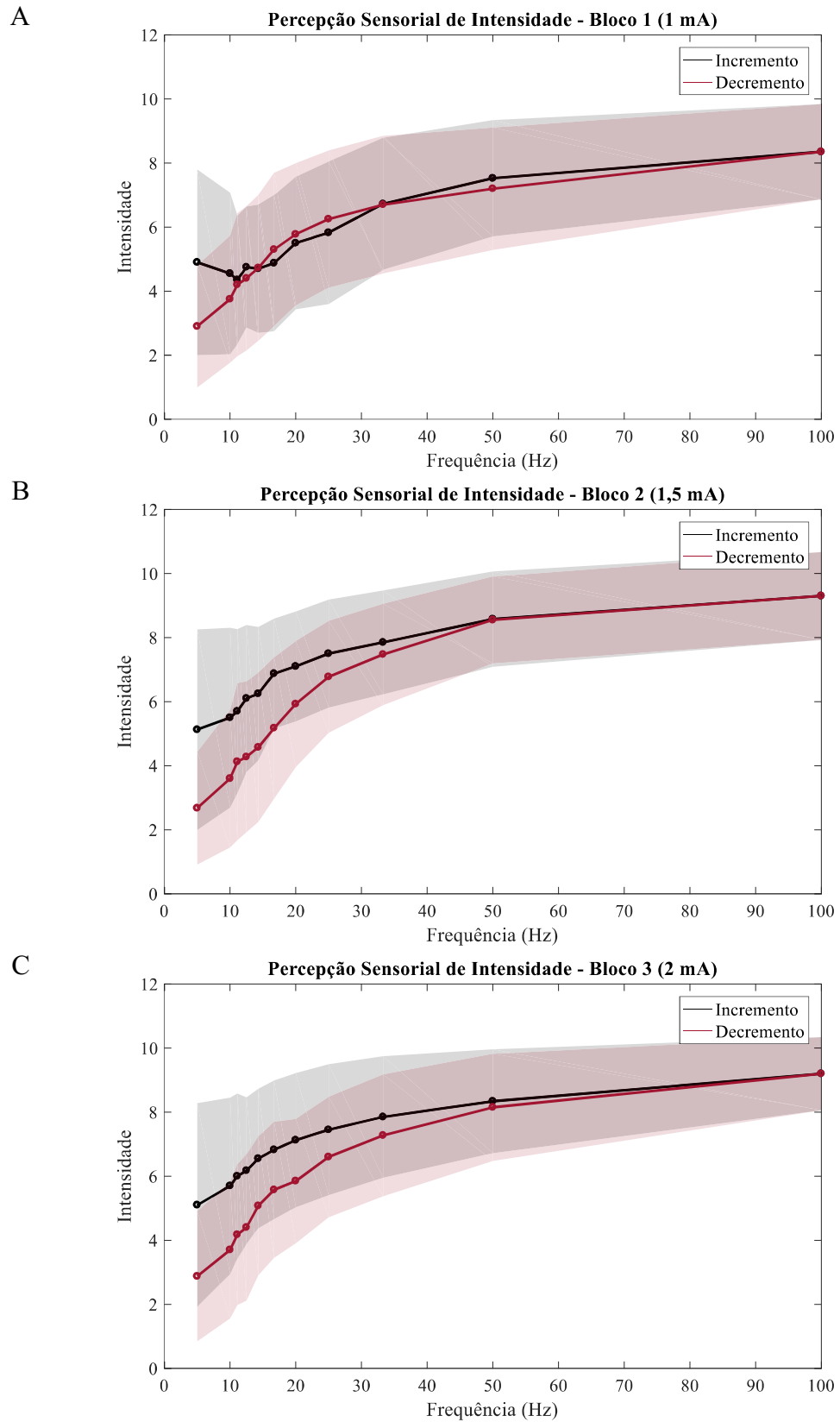


Figura 6.22 - Percepção média de intensidade de estimulação com a variação da frequência de estimulação para os voluntários de ambos os sexos. A) Intensidades percebidas para corrente de estimulação de 1 mA, B) para corrente de 1,5 mA e C) para a corrente de 2 mA. Fonte: A autora.

Quando comparada a percepção de intensidade entre os blocos, foi constatado que o Bloco 2 e 3 são estatisticamente iguais, porém os valores de intensidade percebida para algumas faixas de frequências do Bloco 1 eram estatisticamente diferentes do Bloco 2 e 3, conforme pode ser verificado na Tabela 6.2.

Tabela 6.2 - Resultados da análise estatística para o teste de Wilcoxon rank-sum na comparação entre os blocos de eletroestimulação para percepção sensorial de intensidade.

		Comparação entre os Blocos Para Percepção de Intensidade (p-valor)		
		Frequência (Hz)	Bloco 1 x Bloco 2	Bloco 1 x Bloco 3
Incremento	5,0	>0,05	>0,05	>0,05
	10,0	>0,05	>0,05	>0,05
	11,1	>0,05	<0,05	>0,05
	12,5	<0,05	<0,05	>0,05
	14,3	<0,05	<0,005	>0,05
	16,7	<0,005	<0,005	>0,05
	20,0	<0,05	<0,05	>0,05
	25,0	<0,05	<0,05	>0,05
	33,3	>0,05	>0,05	>0,05
	50,0	>0,05	>0,05	>0,05
100,0	<0,05	<0,05	>0,05	
Decremento	100,0	<0,05	<0,05	>0,05
	50,0	<0,05	>0,05	>0,05
	33,3	>0,05	>0,05	>0,05
	25,0	>0,05	>0,05	>0,05
	20,0	>0,05	>0,05	>0,05
	16,7	>0,05	>0,05	>0,05
	14,3	>0,05	>0,05	>0,05
	12,5	>0,05	>0,05	>0,05
	11,1	>0,05	>0,05	>0,05
	10,0	>0,05	>0,05	>0,05
5,0	>0,05	>0,05	>0,05	

Fonte: A autora.

Por fim foi verificado se existia um modelo matemático que correlacionasse a intensidade de estímulo percebida com a frequência de estimulação. Nossas análises indicaram o modelo logarítmico com aquele que melhor se ajustou aos dados de cada bloco experimental no incremento e no decremento da frequência, conforme a Eq. 6.1.

$$I = a + b * \log (f) \quad (6.1)$$

onde I é a intensidade média percebida pelos voluntários e f é a frequência de estimulação, e a e b , são os coeficientes de ajuste.

A Figura 6.23 mostra as curvas de intensidade média por frequência para toda a população. Equações individuais foram determinadas para o incremento e para o decréscimo da frequência de eletroestimulação para cada um dos blocos experimentais. Observa-se que a maioria das curvas possuem um excelente ajuste aos dados, com $R^2 > 0.95$, com a exceção do incremento da frequência de estimulação no Bloco 1, com $R^2 = 0.8377$.

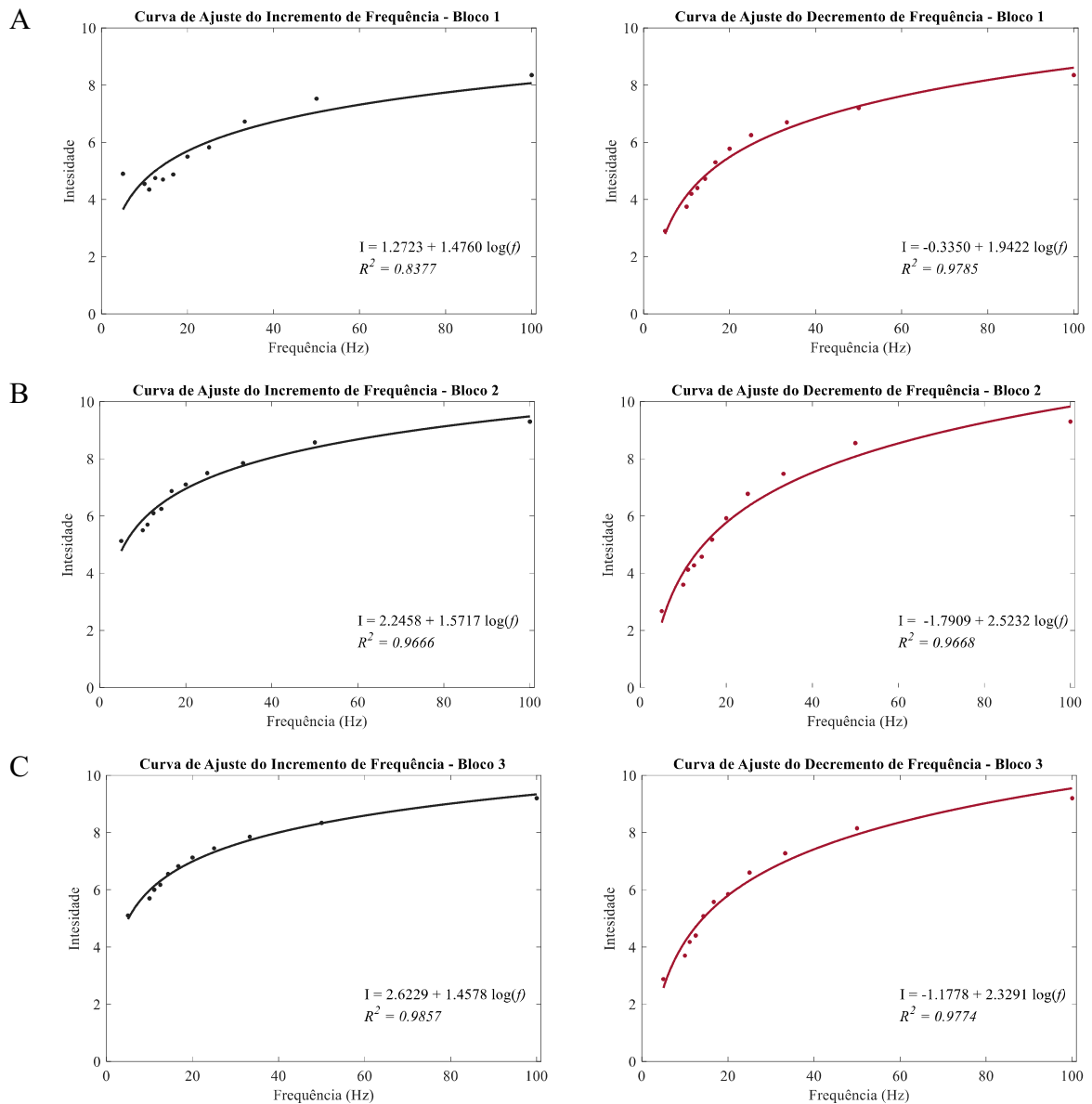


Figura 6.23 - Curvas de ajuste de intensidade média por frequência, as curvas em preto descrevem o incremento da frequência e em vermelho o decréscimo. A) Curvas do Bloco 1; B) Bloco 2; C) Bloco 3. Fonte: A autora

6.2.5 Percepção Sensorial de Variações na Frequência de Estimulação – Capacidade de Discriminação de Estímulos

Com base nas respostas dos voluntários após cada estímulo, avaliamos a seguir a capacidade dos mesmos de perceberem acréscimos ou decréscimos na frequência de estimulação. Como descrito no capítulo anterior, após cada estimulação a uma dada frequência, o voluntário era questionado se ele tinha percebido alguma alteração na frequência de estimulação e, caso afirmativo, se a frequência aumentou ou diminuiu.

Para esta etapa, tomou-se como base o percentual de erros cometidos – a resposta do usuário estava em desacordo com o definido pela operadora do sistema de estimulação.

Os resultados da percepção sensorial de variação de frequência de estimulação para o sexo feminino se encontram ilustrados na Figura 6.24. Nota-se que as voluntárias reportaram melhor percepção sensorial durante a fase de incremento da frequência de estimulação (erros percentuais menores) (Figura 6.24B). A transição de frequência de 100 Hz para 50 Hz foi uma das transições com maior erro percentual, seguido da transição de 11,1 Hz para 10 Hz e 12,5 Hz para 11,1 Hz, enquanto as transições entre a faixa de 14,3 Hz a 100 Hz no incremento da frequência de estimulação possuem um erro percentual baixo.

Na Figura 6.24C são destacados os *boxplots* com os erros médios do sub-grupo feminino para os três blocos experimentais durante as fases incremental e decremental. O Bloco 2 se destaca como aquele menor erro médio. Os erros percentuais medianos para sexo feminino no incremento foram de 15% para o Bloco 1 e 10% para os Blocos 2 e 3. Os erros percentuais medianos no decremento foram de 40%, 20% e 30% para os Blocos 1, 2 e 3, respectivamente.

Os resultados da percepção sensorial de variação de frequência de estimulação para o sub-grupo masculino se encontram representados na Figura 6.25. Nota-se que alguns dos voluntários do sexo masculino tiveram grande dificuldade em perceber as transições de frequência no Bloco 1, com amplitude de corrente de 1 mA, e, por consequência, esse bloco teve o maior erro percentual, conforme pode ser constatado nas Figura 6.25B e C. Assim como para o sub-grupo feminino, esses voluntários tiveram uma melhor percepção sensorial de incremento da frequência de estimulação do que de decremento.

Na Figura 6.25C são destacados os *boxplots* com os erros médios do sub-grupo masculino para os três blocos experimentais durante as fases incremental e decremental. O Bloco 2 se destaca como aquele menor erro médio. Os erros percentuais medianos para sexo feminino no incremento foram de 40%, 20% e 15% para os Blocos 1, 2 e 3, respectivamente. Os erros percentuais medianos no decremento foram de 45%, 30% e 20% para os Blocos 1, 2 e 3, respectivamente.

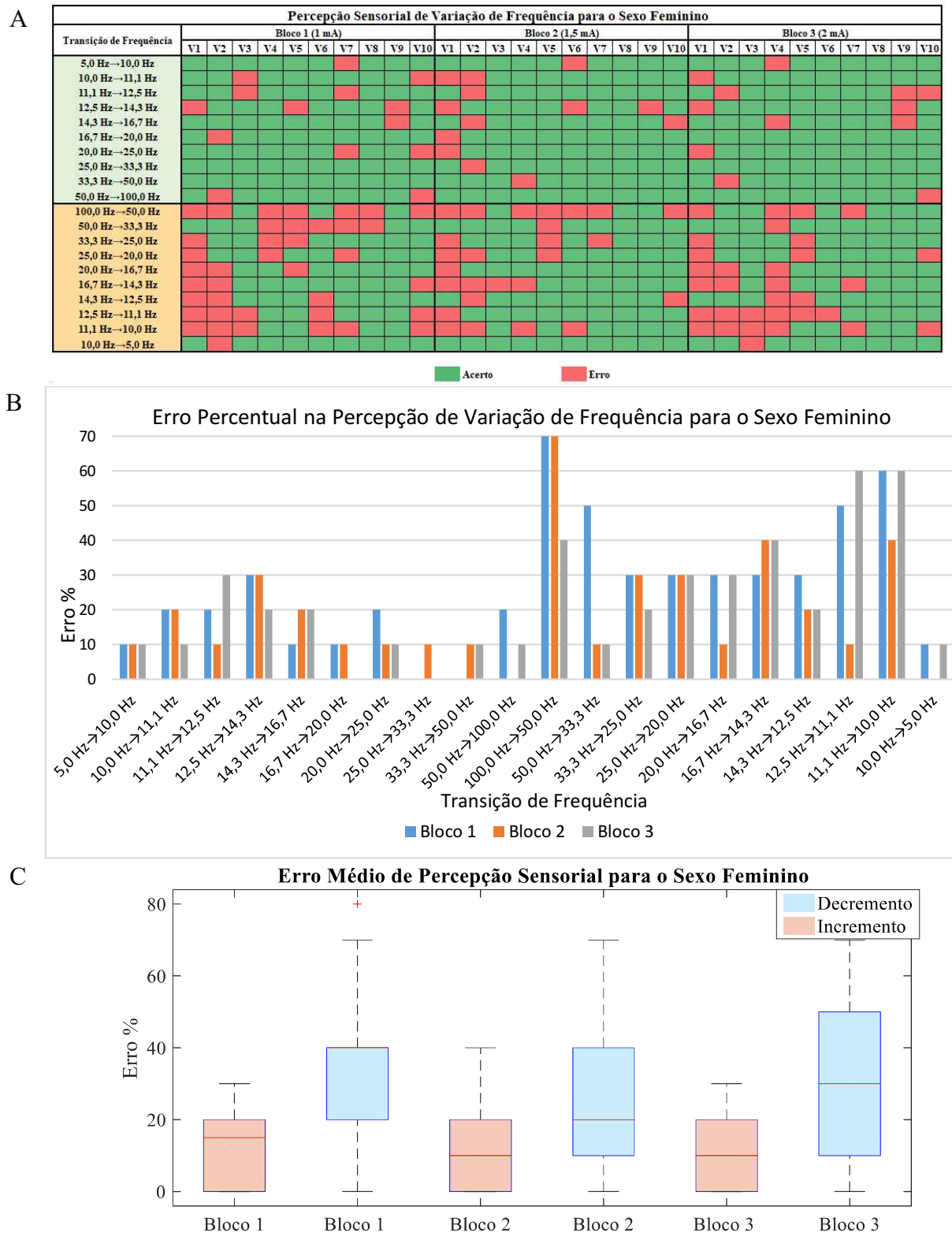


Figura 6.24 - Percepção sensorial de variação de frequência de estimulação para o sexo feminino. A) Percepção sensorial das diferentes voluntárias. B) Erro percentual na percepção de transição de frequência para os diferentes blocos. C) Erro percentual médio das voluntárias na percepção da variação de frequência para cada bloco de estimulação. Fonte: A autora.

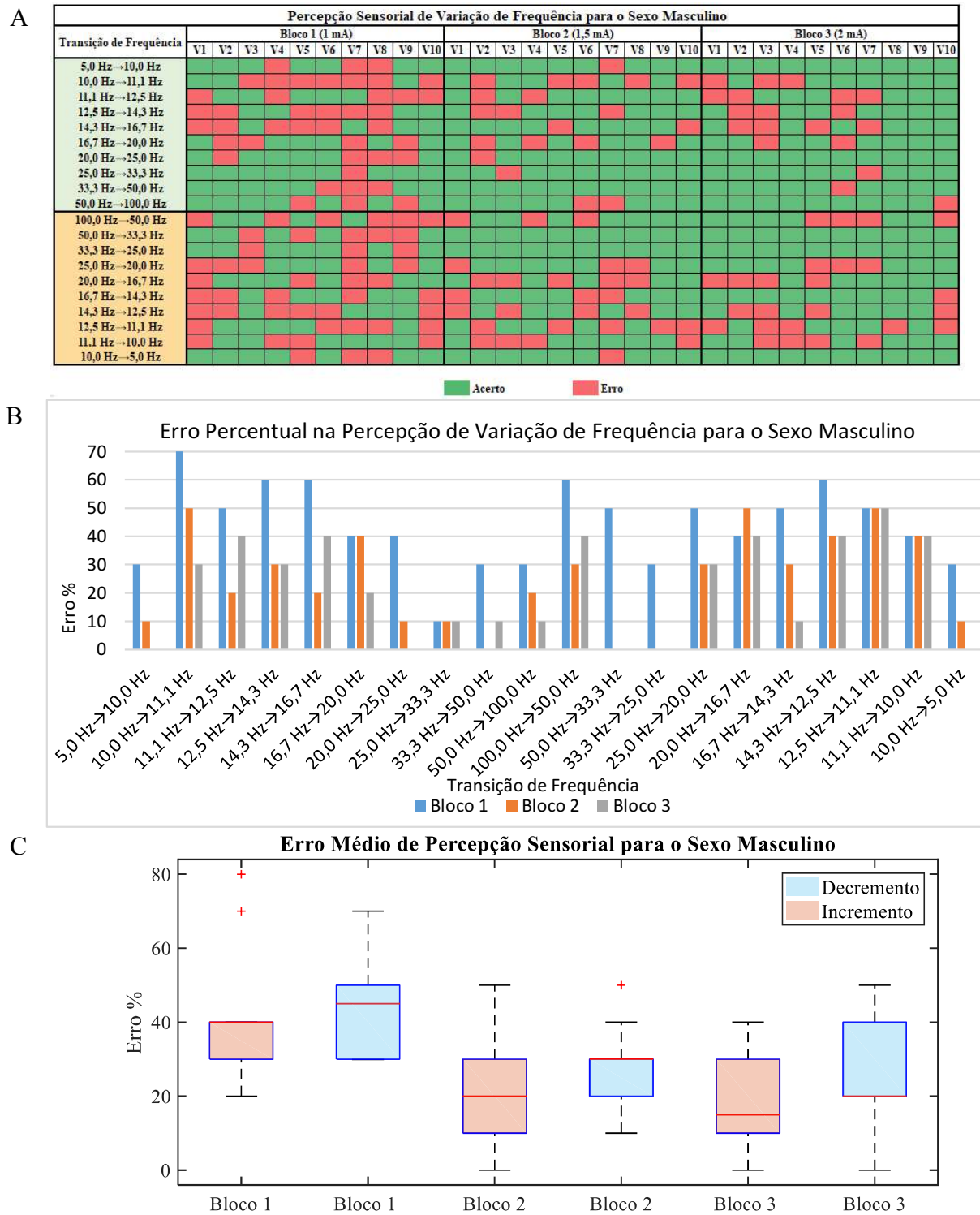


Figura 6.25 - Percepção sensorial de variação de frequência de estimulação para o sexo masculino. A) Percepção sensorial dos diferentes voluntários. B) Erro percentual na percepção de transição de frequência para os diferentes blocos. C) Erro percentual médio dos voluntários na de variação de frequência para cada bloco de estimulação. Fonte: A autora.

Finalmente, de modo similar as análises anteriores, os erros dos voluntários dos sub-grupos feminino e masculino foram comparados para os três blocos experimentais, para o incremento e o decremento da frequência de estimulação. Os resultados do teste de Wilcoxon rank-sum mostraram que, para o Bloco 1, o erro de percepção sensorial de incremento de frequência do sexo masculino é estatisticamente diferente do sexo feminino, com sub-grupo masculino apresentando maior erro percentual. O teste estatístico não mostrou diferenças significativas entre os sub-grupos para o Bloco 1 durante o decremento da frequência de estimulação, e para os Blocos 2 e Bloco 3 no incremento e decremento da frequência.

A Figura 6.26 mostra o erro percentual da população global. Analisando a Figura 6.26A, observa-se que o erro médio de percepção de incremento de frequência de estimulação é menor que o erro médio de percepção de decremento de frequência e que a faixa em que os voluntários tiveram o menor erro perceptual foi 16,7 Hz a 100 Hz no incremento de frequência, em contrapartida a transição com maior erro de percepção foi de 100Hz para 50 Hz.

A Figura 6.26B mostra que os erros medianos de percepção de incremento de frequência de estimulação foram de 25% para o Bloco 1 e 15% para os Blocos 2 e 3. Os erros medianos de percepção de decremento de frequência de estimulação foram de 40% para o Bloco 1, e 25% para o Bloco 2 e 3, sendo que a mediana do erro dos Bloco 2 e 3 foram iguais.

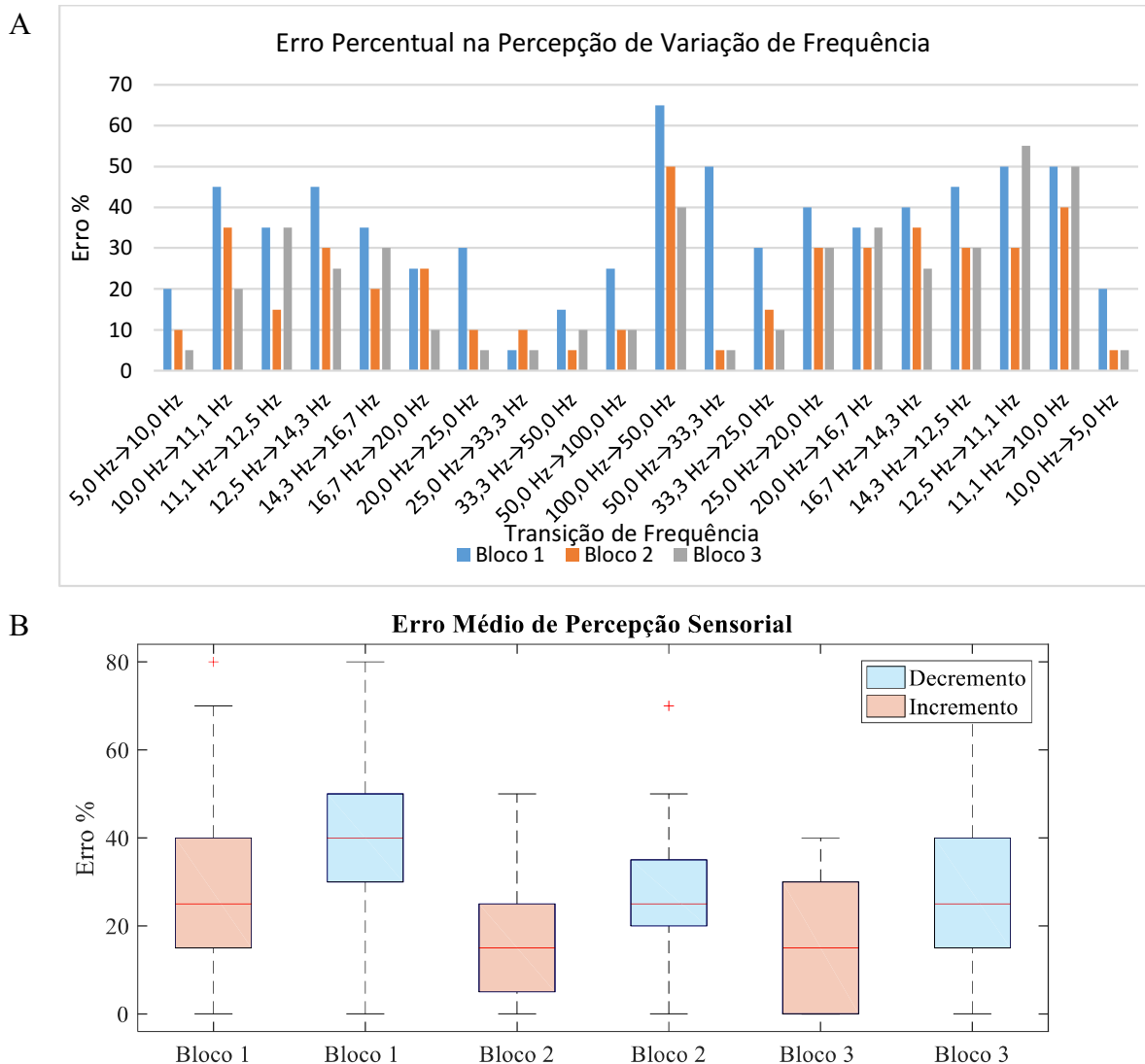


Figura 6.26 - Erro na percepção sensorial de variação de frequência de estimulação para ambos os sexos. A) Erro percentual na percepção de transição de frequência para os diferentes blocos. B) Erro percentual médio dos voluntários na de variação de frequência para cada bloco de estimulação. Fonte: A autora.

Para avaliar se as diferenças encontradas para a percepção de incremento e decremento de frequência de estimulação nos diferentes blocos experimentais são estatisticamente diferentes foi utilizado o teste de Wilcoxon rank-sum. Os resultados são apresentados na Tabela 6.3. Durante a fase de incremento, os erros entre os três blocos foram estatisticamente iguais ($p > 0,05$). Durante a fase de decremento, os erros foram iguais apenas entre os Blocos 2 e 3. Quando comparamos se os erros durante as fases de incremento e decremento de um mesmo bloco eram distintos ou não, nota-se que apenas o Bloco 2 apresentou erros nas duas fases estatisticamente similares ($p > 0,05$).

Tabela 6.3 - Resultados da análise estatística para o teste de Wilcoxon rank-sum na comparação entre os blocos para os erros percepção sensorial de variação de frequência de estimulação.

Erro Incremento	p-valor	Erro Decremento	p-valor	Erro Incremento x Decremento	p-valor
Bloco 1 x Bloco 2	>0,05	Bloco 1 x Bloco 2	<0,005	Bloco 1	<0,05
Bloco 1 x Bloco 3	>0,05	Bloco 1 x Bloco 3	<0,05	Bloco 2	>0,05
Bloco 2 x Bloco 3	>0,05	Bloco 2 x Bloco 3	>0,05	Bloco 3	<0,05

Fonte: A autora.

CAPÍTULO VII

DISCUSSÃO

7.1 Proposta de Modelo Bioinspirado Para Retroalimentação Tátil

Neste trabalho foi apresentado uma proposta de modelo bioinspirado capaz de codificar e otimizar informações provenientes de sensores táteis de alta densidade. Esse modelo é passível de ser utilizado na restauração do *feedback* tátil em amputados de membro superior e forneceria informações hápticas complexas, como diferenças em texturas naturalísticas, a partir de um único canal de eletroestimulação. Sendo então, necessário para a restauração adequada da retroalimentação tátil que esse modelo também seja combinado com a capacidade da percepção sensorial dos usuários à eletroestimulação para a otimização da percepção sensorial de diferentes estímulos.

Ressalta-se que em consequência da amputação do membro superior são perdidos milhares de sensores táteis e que ainda não existem tecnologias que permitam restaurar a retroalimentação sensorial com a mesma densidade e naturalidade biológica (ABRAIRA; GINTY, 2013; BECKERLE et al., 2018). Sendo ainda um desafio combinar as informações de uma alta densidade de sensores táteis artificiais em poucos canais de eletroestimulação de uma maneira que sejam capazes de fornecer informações discrimináveis e que restaurem parte do amplo espectro de sensações hápticas perdidas em uma amputação, apesar das limitações tecnológicas ainda existentes.

Para isso, o modelo aqui desenvolvido se baseou no primeiro estágio de processamento somatossensorial, que ocorre no núcleo cuneiforme, e na capacidade de segregação de informações hápticas dos neurônios cuneiformes biológicos (JÖRNTELL et al., 2014). Ademais, o esse modelo foi inspirado no estudo, realizado por Rongala et al., (2020), que demonstrou que um modelo matemático biologicamente inspirado de um rede neural de 25 neurônios cuneiformes era capaz de separar diferentes tipos de texturas em variadas condições de coleta de toque passivo, demonstrando a grande capacidade de generalização de um modelo baseado na dinâmica intracelular do núcleo cuneiforme.

Dessa forma, aqui buscamos avaliar a possibilidade de um único neurônio cuneiforme combinar a entrada de 16 taxels de um sensor tátil em uma única saída de *spikes* que seria utilizada como entrada de um sistema de eletroestimulação. O sistema aqui implementado seria

capaz de restaurar a sensação tátil para um dedo do membro protético equipado com um sensor tátil. Sendo interessante para uma retroalimentação tátil mais funcional que esse modelo seja implementado para todos os cinco dedos da mão protética, gerando cinco canais de estímulos distintos, restaurando assim um amplo espectro de sensações dentro das possibilidades tecnológicas.

Observa-se que a evolução dos pesos sinápticos do modelo implementado é baseada na neuroplasticidade sináptica dependente da atividade de cálcio, esse modelo é caracterizado por um aprendizado não supervisionado, que é característico do sistema nervoso, sendo que as amostras das diferentes texturas foram apresentadas de forma aleatória e sem serem rotuladas. E a partir dos resultados dos *4-folds* de treinamento constatou-se que a evolução dos pesos excitatórios e inibitórios foram semelhantes para todos os quatro pacotes de treinamento, demonstrando a capacidade de generalização do modelo, que está de acordo com o que foi proposto por Rongala et al., (2018) onde a dinâmica intracelular dos neurônios cuneiformes deveriam apoiar um aprendizado auto estabilizador e generalizável.

A implementação dos modelos das fibras AL1 e AR1 desenvolvidos performaram de forma adequada, uma vez que, as fibras AL1 eram mais sensíveis aos diferentes níveis de força e respondiam enquanto o estímulo estava atuando sobre o sensor e as fibras AR1 eram sensíveis aos estímulos transientes e as variações na leitura do nível de força. Esses resultados estão de acordo o estudo desenvolvido por Silva, (2020) e Gupta et al. (2020).

Silva, (2020) demonstrou que a taxa de disparo das fibras AR1 podem ser utilizadas na detecção de escorregamento e controle de preensão por serem sensíveis a estímulos transientes. Gupta et al., (2020) evidenciaram que características extraídas da taxa de disparo de uma fibra AL1 modelada a partir de um único taxel possibilitou uma taxa de acerto na classificação das texturas naturalísticas de 73% e que o maior erro de classificação foi para as texturas: isopor, esponja e tapete têxtil. Uma vez que, a KNN implementada por Gupta et al., (2020) classificava o isopor e a esponja como tapete têxtil. Destaca-se que a base de dados utilizadas na implementação e validação do modelo neuromórfico deste trabalho foi a mesma utilizada por Gupta et al., (2020) e observa-se na Figura 6.12 que saída do neurônio secundário implementado gerou respostas distintas para as amostras do tapete têxtil, porém a saída do modelo para o isopor e a esponja foram semelhantes e suas amostras se misturara.

Os resultados obtidos na validação do modelo neuromórfico mostram a capacidade de um único neurônio cuneiforme separar diferentes texturas, como visto na Figura 6.14, esse neurônio conseguiu separar seis tipos de texturas naturalísticas. Acrescenta-se que as texturas que não foram separáveis, sendo elas: o isopor, a esponja e o tapete de borracha, possuem

características físicas semelhantes, como a complacência e aspereza, demonstrando que esse modelo possui uma boa capacidade de generalização. Sendo assim, um modelo de estímulos eletrotáteis baseados na saída desse neurônio secundário seria capaz de fornecer estímulos distintos para pelo menos seis grupos de texturas.

Apenas dois estudos encontrados na literatura conseguiram fornecer informações texturais a partir do *feedback* sensorial artificial e ambos utilizavam estratégias invasivas a partir de estímulos eletrotáteis intraneurais. Esse fato reforça a necessidade de desenvolver modelos não invasivos capazes de restaurar uma retroalimentação sensorial mais funcional, mesmo com a limitação da quantidade de locais de estimulação. O primeiro estudo, realizado por Oddo et al., (2016), demonstrou que a partir de estímulos baseados na taxa de disparo dos aferentes AL1 eram capazes de fornecer informações de ranhuras com diferentes frequências espaciais impressas em 3D.

O segundo estudo, realizado por Mazzoni et al., (2020), emulou a respostas dos aferentes tipo 1 e tipo 2 a partir de dois dedos com sensores táteis em duas profundidades diferentes, e mostrou que um voluntário amputado foi capaz de discriminar seis texturas com uma taxa de acerto de 88 % e que essa taxa de acerto era similar a obtida pelo método computacional *k-Nearest Neighbor* (KNN), onde obteve-se uma acurácia de 88,9 %. Neste estudo foram extraídas três características dos disparos do modelo para cada textura, sendo elas a taxa média de disparo durante a fase estática de indentação do dedo com a textura, o coeficiente de variação entre *spikes* e taxa média de disparo durante a fase de deslizamento, nota-se que as duas últimas características foram as mesmas extraídas aqui, ademais eles relacionaram cada uma dessas características com uma propriedade física da textura, sendo elas, força de indentação, coeficiente de atrito e rugosidade. Esses resultados reforçam que o modelo bioinspirado aqui proposto seria capaz de fornecer informações texturais discrimináveis, uma vez que, a SVM implementada demonstrou a separação de seis grupos texturais.

Observa-se também que a variação taxa de disparo instantânea, observada para janelas de 150 ms, possui semelhança com a variação do sinal de força amostrado pelo sensor tátil, como pode ser concluído comparando a Figura 6.10 com a Figura 6.3. Esses resultados demonstram uma provável relação em entre a taxa de disparo média do neurônio com as características físicas da textura, tais como o coeficiente de atrito e variação de rugosidade.

Nesse ponto ainda é necessário converter a saída de *spikes* em estímulos eletrotáteis e verificar a percepção de voluntários não amputados e amputados a esses estímulos, e assim, implementar o modelo aqui proposto. Porém, como o neurônio cuneiforme possui a característica de uma dinâmica mista de disparos caracterizado por momentos de rápida

despolarização, com disparos compostos (*bursts*) e momentos de dinâmica intermediária, com disparos simples (BENGTSSON et al., 2013; RONGALA et al., 2020), como visto na Figura 6.9 **Erro! Fonte de referência não encontrada.**, deve-se estudar qual a melhor maneira de combinar a saída desses *spikes* em estímulos eletrotáteis distinguíveis levando em consideração a percepção sensorial do usuário final a eletroestimulação de superfície. Para isso, foi proposto a caracterização da percepção sensorial de voluntários para balizar o “Protocolo Modulador de Eletroestimulação” e otimizar as percepções sensoriais.

Ademais, ressalta-se que já foi demonstrado pela literatura que modelos bioinspirados são capazes de fornecer informações mais naturais e intuitivas, melhorando a destreza manual e aumentando a incorporação do membro protético (SAAL; BENSMAIA, 2015; VALLE et al., 2018a), porém esses modelos foram pouco testados na retroalimentação eletrotátil de superfície.

7.2 Caracterização de Percepção Sensorial

A partir da metodologia implementada nesta pesquisa foram demonstradas algumas características da percepção sensorial à eletroestimulação de superfície para indivíduos saudáveis e não amputados. Os resultados aqui encontrados possuem aplicação no desenvolvimento de modelos de eletroestimulação capaz de restaurar a retroalimentação tátil em amputados, uma vez que é necessário otimizar as percepções sensoriais fornecidas por esse *feedback* artificial para que os usuários sejam capazes de discriminar um maior número de percepções sensoriais. Destaca-se que o objetivo dessa parte do trabalho é determinar quais os parâmetros delimitadores do “Protocolo Modulador de Eletroestimulação”.

Observa-se que o modelo bioinspirado se baseia na taxa de disparo dos neurônios secundários do núcleo cuneiforme, sendo necessário que o usuário seja capaz de discriminar a variação da frequência de estimulação e que esses estímulos sejam confortáveis. Para isso, aqui avaliamos os limiares de percepção de estímulo contínuo e discreto, a percepção de variação de frequência de estimulação e intensidade, e qual a influência da amplitude de estimulação nessas percepções.

Os resultados aqui encontrados demonstraram que a percepção sensorial de estímulo contínuo e discreto varia individualmente, sendo difícil determinar um limiar médio de percepção de estímulo discreto e contínuo, uma vez que voluntários de ambos os sexos não tiveram essa percepção na faixa de frequência analisada. Dentre os voluntários que tiveram essa percepção, observa-se que para o Bloco 1 e o Bloco 3 o limiar de percepção contínua foi de 50 Hz, enquanto para o Bloco 2 foi de 33 Hz, mas nesse último bloco sete voluntários não tiveram a percepção de sensação contínua. Alguns estudos já demonstram que acima de um limiar de

frequência a sensação causada pela eletroestimulação cutânea é percebida de maneira contínua, podendo simular a sensação de pressão, enquanto baixas frequências causam uma sensação similar à de vibração, sendo o voluntário capaz de discretizar um pulso do outro (CHAI; ZHANG; ZHU, 2017; OSBORN et al., 2017).

No estudo realizado por Zhang et al., (2016), com voluntários sem amputação e estimulação na ponta do dedo, o limiar para percepção da sensação de vibração e pressão foi considerado 75 Hz. Enquanto no estudo desenvolvido por Osborn et al., (2017) com dois amputados transmerais e estímulos aplicados no membro residual dos voluntários foi demonstrado que para uma largura de pulso de 5 ms, um dos voluntários passou a ter um percepção de estimulação como contínua nas frequências de estimulação acima de 9,7 Hz, enquanto o outro voluntário teve essa percepção nas frequências acima de 21 Hz. Resultados semelhante foram encontrados por Chai et al., (2017), no qual para frequências de estimulação acima de 25 Hz causava uma sensação contínua quando utilizado uma largura de pulso de 250 μ S. Este estudo foi realizado com um grupo de voluntários misto, sendo alguns amputados de membro superior e outros sem amputação, e, diferentemente dos demais estudos, o local de estimulação variou, podendo ser o mapa fantasma do membro amputado, as pontas dos dedos ou a redor do braço.

Para os experimentos realizados neste estudo foi utilizado uma largura de pulso de 1 ms, devido às limitações do aparelho, e nem todos os voluntários tiveram a percepção de sensação contínua nas frequências avaliadas, evidenciando que talvez exista uma relação entre a largura de pulso e a percepção sensorial de frequência e que esta percepção pode ser diferente em outros locais de estimulação, uma vez a densidade de receptores sensoriais é variável a depender do local do corpo (WEBER et al., 2020). Demonstrando ser interessante determinar esse limiar individualmente para cada ponto de estimulação, além de ser necessário desenvolver mais estudos com uma faixa de frequência de eletroestimulação maior e diferentes larguras de pulso.

No que diz respeito a amplitude de estimulação através dos experimentos realizados não é possível verificar nenhuma influência significativa na percepção de sensação contínua e discreta, uma vez que, a única diferença estatística encontrada foi na percepção de sensação contínua para discreta com o incremento da frequência de estimulação quando comparado os limiares (valores de frequência) do Bloco 1 e com os limiares do Bloco 3.

A frequência de estimulação de 100 Hz foi escolhida como referência para maior intensidade de estimulação, uma vez que, estudos anteriores já relacionaram o aumento da frequência de estimulação com o aumento da intensidade percebida (CHAI et al., 2013; D'ANNA et al., 2017). Como esperado, nos resultados encontrados a modulação da frequência

também foi capaz de variar a intensidade da sensação percebida pelos voluntários, onde de maneira geral a variação da intensidade média pela frequência de estimulação segue um comportamento logarítmico. Estando em consonância com a literatura, onde a modulação de frequência de eletroestimulação superficial e invasiva foram capazes de variar a intensidade da sensação, a qual aumentava com o aumento da frequência de estimulação (CHAI et al., 2013; D'ANNA et al., 2017; GRACZYK et al., 2016; VALLE et al., 2018b).

Ressalta-se que o excelente ajuste a curva logarítmica representado na Figura 6.23, com $R^2 > 0.95$, demonstra que as equações encontradas podem ser utilizadas em futuros sistemas de estimulação tátil capazes de modular a sensação, intensidade percebida (I), do amputado como uma entrada específica (de sensores táteis artificiais) a partir da modulação linear da frequência de estimulação (f).

Outro ponto interessante é que a percepção sensorial de intensidade com a variação de frequência não possui relação direta com amplitude de estimulação, uma vez que, a intensidade percebida no Bloco 2 e no Bloco 3 foram estatisticamente iguais para todas as frequências de estimulação avaliadas tanto no incremento quanto no decremento da frequência de estimulação. Além disso, mesmo quando comparado a intensidade percebida no Bloco 1 como os demais blocos, constata-se que não tiveram diferenças estatísticas para a maioria das frequências de estimulação utilizadas nesse estudo. Destaca-se que o protocolo proposto tentava padronizar e isolar essa percepção, uma vez que, a escala deveria ser de acordo com a maior intensidade de cada Bloco, ou seja, a intensidade percebida para o estímulo de 100 Hz.

Foi observado também que a estimulação causou uma adaptação da sensação de intensidade ou acomodação a eletroestimulação. Já que, via de regra, a intensidade percebida no incremento de algumas frequências de estimulação foi maior que a percebida no decremento, existindo uma histerese nessa percepção sensorial principalmente nos dois últimos blocos experimentais, amplitudes de eletroestimulação 1,5 mA e 2 mA.

Além disso, os voluntários também apresentaram uma melhor percepção do aumento da frequência de estimulação do que da diminuição desta, esse fato é mais um indício de uma possível acomodação a eletroestimulação, uma vez que, o erro de percepção de variação de frequência de estimulação foi maior no decremento, com exceção do Bloco 2, onde o erro percentual médio de percepção de incremento e decremento da frequência foi estatisticamente igual. Ressalta-se que esse foi um dos blocos em que os voluntários tiveram menor erro de percepção, demonstrando que a amplitude de 1,5 mA é suficiente para um modelo de eletroestimulação que visa ser eficaz em fornecer informações discrimináveis para ambos os sexos, independentemente se a frequência de estimulação será incrementada ou decrementada

de maneira confortável para uma largura de pulso de 1 ms. Observa-se que a amplitude de 1,5 mA é amplitude mediana entre os três blocos demonstrando que para uma boa percepção sensorial não é necessária uma amplitude de estimulação muito alta, e sim, que essa seja o suficiente para causar sensações claras ao usuário.

Destaca-se que em um modelo de *feedback* tátil a taxa de disparos de estímulos, caso seja modulado em frequência, irá aumentar e diminuir a depender da informação tátil que se deseja transmitir ao usuário, sendo necessário que o usuário tenha uma boa percepção sensorial em ambos os casos. Em modelos bioinspirados, como o proposto pelo presente trabalho, a frequência de estimulação geralmente é modulada pela taxa de disparos de neurônios modelados, pois é de fundamental importância que o usuário possua uma boa percepção sensorial da variação de frequência de eletroestimulação.

Ademais foi constatado que no Bloco 1, amplitude de 1 mA, muitos voluntários tiveram dificuldade na percepção sensorial de variação de frequência, indicando que essa amplitude não foi suficiente para uma percepção sensorial de variação de frequência. Esse resultado pode ser devido à essa amplitude ser próxima do limiar de percepção sensorial de alguns voluntários. Geralmente nos modelos propostos na literatura de *feedback* eletrotáteis invasivos e superficiais é comum determinar o limiar de percepção para eletroestimulação individualmente, uma vez que este varia de pessoa para pessoa (CHAI; ZHANG; ZHU, 2017; D'ANNA et al., 2017; RASPOPOVIC et al., 2014).

De maneira geral, a percepção sensorial do sexo feminino foi estatisticamente igual à do sexo masculino. Com exceção do erro de percepção de variação de frequência no Bloco 1, onde para o sexo masculino esse erro foi estatisticamente maior que para sexo feminino, o que pode ser devido ao limiar sensitivo a eletroestimulação de superfície do sexo feminino ser menor que do sexo masculino, conforme já relatado na literatura (GUIRRO; GUIRRO; SOUSA, 2015; MAFFIULETTI et al., 2008). Porém, por via de regra o erro de percepção sensorial a variação de frequência do sexo feminino foi menor do que o erro do sexo masculino e um percentual maior dos voluntários do sexo feminino não tiveram a percepção sensorial de estímulo contínuo na faixa de frequência avaliada, sendo capazes de discriminar e separar os diferentes pulsos em uma frequência de estimulação mais alta.

Outro ponto interessante é que a transição que com maior erro de percepção foi o decremento de 100 Hz para 50 Hz, o que pode ser devido a muitos voluntários possuírem uma percepção de sensação de estímulo contínuo nessa faixa de frequência. Nota-se que os voluntários tiveram uma melhor percepção sensorial de variação de frequência tanto no incremento quanto no decremento da frequência na faixa de 14,3 Hz a 50 Hz, demonstrando

essa ser uma boa faixa de valores a se utilizar em um modelo para restauração de *feedback* sensorial tátil, principalmente se o objetivo for demonstrar diferenças de texturas, onde é importante que os voluntários possuam uma boa percepção de variação frequência, sendo interessante que os estímulos sejam modulados abaixo do limiar de percepção de sensação contínua e dentro da faixa de frequência em que as variações incrementais e decrementais sejam facilmente percebidas (WEBER et al., 2013; YAU; HOLLINS; BENSMAIA, 2009).

Ademais essa percepção de variação de frequência pode ser utilizada para fornecer informações a respeito da variação de velocidade de palpação e níveis de rugosidade de texturas em modelos de retroalimentação tátil para mãos protéticas. Por exemplo, quando deslizamos nossos dedos sobre uma superfície particular, nossos mecanorreceptores respondem e fornecem um *feedback* vibracional somatossensorial conforme a velocidade da palpação e nível de rugosidade (ABRAIRA; GINTY, 2013; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009; PURVES et al., 2010), sendo assim, esse *feedback* pode ser modulado artificialmente a partir da percepção de variação de frequência de eletroestimulação.

Destaca-se que caso o objetivo for fornecer informações a respeito de nível de pressão e força, pode ser interessante trabalhar com uma frequência de estimulação mais alta, acima do limiar de percepção contínua, e modular outro parâmetro de estimulação para variar a sensação de intensidade (CHAI; ZHANG; ZHU, 2017; ZHANG et al., 2016), além de que, alguns estudos já demonstraram que a combinação da modulação de mais de um parâmetro de estimulação pode fornecer resultados interessantes em níveis de percepção sensoriais (GEORGE et al., 2019; VALLE et al., 2018a).

A acomodação dos voluntários à eletroestimulação ainda é um desafio nos modelos eletrotáteis de *feedback* sensorial, existindo a necessidade de desenvolver técnicas que ultrapassem essa barreira e melhorem a percepção dos voluntários a distintos estímulos, diminuindo assim o erro de percepção de variação de frequência e aumentando os limiares de percepção de estímulo contínuo. As equações aqui encontradas podem ser utilizadas para adequar a intensidade percebida pelo usuário no caso de uma modulação de frequência.

Ademais, alguns estudos já demonstraram que o uso de ruído abaixo do limiar sensitivo, conhecido como ressonância estocástica, é capaz de melhorar a percepção sensorial de usuários, uma vez que esse ruído é capaz de aumentar o potencial de membrana celular facilitando assim que um potencial de ação seja gerado (INGLIS et al., 1996; TOLEDO; BARELA; KOHN, 2017). Porém, ainda não existem estudos que avaliem o uso da ressonância estocástica em modelos de retroalimentação sensorial tátil, sendo assim, é interessante avaliar o uso de ruído subsensorial para melhoria das percepções sensoriais a eletroestimulação

Vale ressaltar que em um modelo de retroalimentação sensorial para amputados é necessário verificar se a percepção sensorial a eletroestimulação é semelhante à dos voluntários não amputados e quais os limiares perceptivos, uma vez que devido a amputação, a regeneração dos axônios de neurônios e formação dos neuromas a sensibilidade do membro residual pode diferir da sensibilidade de um membro não amputado (CHAI; ZHANG; ZHU, 2017; JACOBS; RAJA; COHEN, 2018). Por isso é necessário verificar qual a faixa de amplitude de estimulação é confortável para esses usuários e seus limiares de percepção sensorial de estímulo contínuo e discreto.

A partir dos resultados aqui encontrados demonstramos a necessidade de determinar a amplitude de estimulação ideal para uma boa percepção sensorial a variação de frequência e qual a faixa de frequência percebida como estímulo discreto. Uma vez que foi demonstrado que a amplitude aparentemente não influencia na percepção de limiar de estímulo contínuo e discreto e nem na percepção de intensidade sensorial com a variação da frequência, mas que a partir do limiar de percepção de estímulo contínuo dificilmente os usuários percebem variações na frequência de estimulação.

Sendo proposto determinar individualmente o valor de amplitude de estimulação e limiar de percepção de estímulo contínuo e discreto como “Protocolo Modulador de Eletroestimulação”, cujo estímulos serão ajustados individualmente ao usuário final, fixando-se a largura de pulso e amplitude de estimulação e variando a taxa de disparo do canal de eletroestimulação dentro da faixa de frequência percebida como estímulos discretos, em que variação na frequência de estimulação é facilmente percebida.

CAPÍTULO VIII

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho teve como objetivo central a determinação de um modelo bioinspirado, capaz de codificar e otimizar informações provenientes de sensores táteis artificiais de alta densidade. A fim de propor um modelo de *feedback* artificial tátil capaz de restaurar partes das importantes funcionalidades sensoriais perdidas na amputação de um membro, a partir da combinação desse modelo bioinspirado com a otimização das percepções sensoriais a eletroestimulação de superfície.

Dessa forma na primeira parte do trabalho foi proposto um modelo neuromórfico bioinspirado capaz de combinar as entradas de um sensor tátil artificial de 16 taxels em um único canal de saída de *spikes*, com uma taxa de disparo distinta para diferentes grupos de texturas, e na segunda parte foi realizada a percepção sensorial de voluntários a eletroestimulação de superfície para algumas de suas variantes, frequência e amplitude, a partir de um protocolo psicofísicos e questionários, onde o objetivo era determinar quais variantes devem ser consideradas para um “Protocolo Modulador de Eletroestimulação”, que será utilizado para ajustar a saída do modelo neuromórfico em estímulos eletrotáteis facilmente distinguíveis e assim aumentar a otimização da percepção sensorial à esses estímulos, e assim concluindo os dois últimos objetivos específicos.

Como observado nos resultados encontrados o modelo inspirado na dinâmica intracelular do núcleo cuneiforme e plasticidade sináptica foi capaz de combinar a saída dos 16 taxels de um sensor tátil, previamente modelados para que simulassem os mecanorreceptores do tipo 1, em uma única saída capaz de separar e agrupar seis tipos de estímulos, no presente estudo a palpação de texturas naturalísticas, baseado unicamente taxa de disparo do neurônio secundário. Esses resultados reforçam a capacidade de segregação e generalização de informações do neurônio cuneiforme modelado, demonstrando que essa estratégia seria capaz de fornecer um amplo espectro de informações distintas a partir de poucos canais de eletroestimulação, desde que se leve em consideração a percepção sensorial dos usuários.

Sendo assim, aqui propomos que o modelo final para retroalimentação tátil de usuários de próteses seja ajustado individualmente, levando em consideração o limiar individual de percepção de sensação contínua e discreta, a melhor faixa de frequência para uma percepção de variação da mesma e a amplitude de estimulação ajustada para que os estímulos sejam

confortáveis, mas facilmente perceptíveis. Observa-se que os resultados encontrados na percepção sensorial a eletroestimulação demonstrou que existe uma grande variação na percepção individual à eletroestimulação, principalmente em relação à percepção de limiar de estímulo contínuo e discreto.

Ademais também foi demonstrado pela caracterização de percepção sensorial que a frequência de estimulação influencia na intensidade da sensação percebida, seguindo um comportamento logarítmico, e que a pele possui uma certa adaptação a estimulação elétrica contínua, demonstrada pelo comportamento de histerese na percepção de intensidade e pelo menor erro de percepção no incremento da frequência de estimulação do que no decréscimo da mesma.

Destaca-se que em média os estímulos em baixas frequências, abaixo de 50 Hz, foram percebidos como discretos, enquanto, a partir desta frequência, alguns dos voluntários tiveram uma percepção de estímulo contínuo. Observa-se que a taxa média de disparo do modelo proposto para algumas texturas foi maior que 100 Hz, porém como a saída do modelo é baseada no comportamento de um neurônio biológico, o neurônio cuneiforme, a taxa de disparo instantânea é variável, com momentos com alta frequência de disparo e outros com baixa frequência, ou, até mesmo, sem disparo. Existindo a necessidade de combinar a saída de *spikes* do modelo a fim de limitar a frequência máxima para estímulos, principalmente na região dos *bursts*, onde existe uma alta taxa de disparo, para uma boa percepção sensorial. Sendo assim, é interessante delimitar a frequência média de disparo do modelo de eletroestimulação abaixo do limiar de frequência de percepção de sensação contínua, fixar a amplitude de estimulação e largura de pulso. Vale ressaltar que os limiares de percepção de sensação contínua e discreta podem variar e depender do local de estimulação e largura de pulso.

Outras características que devem ser consideradas são a adaptação da pele a estimulação elétrica e a intensidade da sensação, para não causar dor ou desconforto ao usuário. Destaca-se que esta intensidade deve ser suficiente para o voluntário perceber as variações dos estímulos e assim discriminar diferentes padrões de eletroestimulação.

Neste estudo foi demonstrado que a amplitude de 1,5 mA aparenta ser suficiente para causar sensações perceptíveis e confortáveis em voluntários não amputados de ambos os sexos, quando utilizado uma largura de pulso de 1 ms e estímulos aplicados nas regiões proximais do antebraço, sobre o nervo radial, em uma frequência máxima de 100 Hz. Porém, ressalta-se, que esse valor de amplitude ideal pode variar e depender do local de estimulação, principalmente para estímulos aplicados no membro residual de amputados, devido à variação da densidade de receptores sensoriais nos diferentes locais do corpo. E que a frequência de estimulação máxima

deve ser considerada, visto a capacidade da frequência de também modular a intensidade percebida pelo usuário.

8.1 Trabalhos Futuros

Dessa maneira, em vista do que foi exposto, segue algumas sugestões de trabalhos futuros para a continuação da pesquisa e desenvolvimento de um modelo de retroalimentação sensorial tátil mais natural e intuitivo:

- Implementar o modelo desenvolvido em tempo real para restabelecer a retroalimentação sensorial tátil em amputados de membro superior, e verificar se este modelo é capaz de fornecer informações sensoriais táteis que facilitem o controle de próteses de membro superior e aumente o sentimento de incorporação do membro protético ao usuário;
- Desenvolver um modelo para multicanais de estimulação a partir da implementação de mais neurônios de segunda ordem;
- Embarcar o sistema para que seja utilizado em tempo real na geração de estímulos eletrocütâneos e na restauração do *feedback* sensorial tátil em amputados;
- Avaliar a resposta cortical gerada pela a retroalimentação tátil, verificando se a percepção sensorial a estimulação eletrotátil é semelhante a todos os indivíduos ou se esta varia a depender dos parâmetros de estimulação utilizados, variando assim a resposta cortical ao estímulo. A fim de compreender os processos corticais envolvidos no processamento das sensações táteis, tais como os potenciais evocados somatossensoriais, a sincronização relacionada a eventos e dessincronização relacionada a eventos e analisar se a resposta cortical ocasionada pelo modelo de estimulação desenvolvido é semelhante as respostas corticais a estímulos naturais;
- Avaliar o processo de treinamento, aprendizado e carga mental do usuário em reconhecer os padrões táteis artificiais gerados pelo modelo de retroalimentação tátil e verificar se este treinamento aumenta a aceitação das próteses e diminui a carga mental destes usuários no controle da mão artificial, podendo ser aplicado no processo de reabilitação de amputados de membro superior;

- Analisar a influência da largura de pulso na percepção de frequência de estimulação e sua relação percepção de sensação contínua e discreta;
- Avaliar a diferença nas sensações evocadas quando utilizadas diferentes tipos de estimulação, tais como estimulação bifásica, anódica, catódica e como combinar mais modelos de respostas das células táteis a fim de aumentar a naturalidade das sensações e fornecer diferentes tipos de informações táteis, tais como nível de força, pressão, vibração e nocividade. Desenvolver modelos que também combinem a modulação de diferentes parâmetros, tais como a amplitude e a largura de pulso, com objetivo de ampliar o espectro de informações táteis fornecidas pelo modelo de eletroestimulação;
- Avaliar o uso da ressonância estocástica na melhoria da percepção sensorial a eletroestimulação de superfície a partir da aplicação de estímulos elétricos subsensoriais.

REFERÊNCIAS

- ABRAIRA, V. E.; GINTY, D. D. The sensory neurons of touch. **Neuron**, v. 79, n. 4, p. 618–639, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2013.07.051>
- ANTFOLK, C. et al. Sensory feedback in upper limb prosthetics. v. 10, n. 1, p. 45–54, 2013. <https://doi.org/10.1586/erd.12.68>
- BEAR, M. F. et al. **Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso**. 3rd. ed. SÃO PAULO: Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- BECKERLE, P. et al. Feel-Good Robotics: Requirements on Touch for Embodiment in Assistive Robotics. **Frontiers in Neurorobotics**, v. 12, n. December, p. 1–7, 2018. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2018.00084>
- BENGTSSON, F. et al. Integration of Sensory Quanta in Cuneate Nucleus Neurons In Vivo. **PLoS ONE**, v. 8, n. 2, 2013. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0056630>
- BIDDISS, E.; CHAU, T. Upper-limb prosthetics: Critical factors in device abandonment. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 12, p. 977–987, 2007a. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181587f6c>
- BIDDISS, E.; CHAU, T. Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 31, n. 3, p. 236–257, 2007b. <https://doi.org/10.1080/03093640600994581>
- BOHÓRQUEZ, I. J. R.; DE SOUZA, M. N.; PINO, A. V. Influência de parâmetros da estimulação elétrica funcional na contração concêntrica do quadríceps. **Revista Brasileira de Engenharia Biomedica**, v. 29, n. 2, p. 153–165, 2013. <https://doi.org/10.4322/rbeb.2013.012>
- CECHINEL, A. K. et al. Uso da corrente aussie na doe muscular de início tardio. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, v. 12, n. 74, p. 282–288, 2018.
- CHAI, G. et al. Characterization of evoked tactile sensation in forearm amputees with transcutaneous electrical nerve stimulation. 2015. <https://doi.org/10.4322/rbeb.2013.012>
- 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**, p. 271–274, 2013. <https://doi.org/10.1109/NER.2013.6695924>

CHAI, G. HONG et al. Review on tactile sensory feedback of prosthetic hands for the upper-limb amputees by sensory afferent stimulation. **Journal of Shanghai Jiaotong University (Science)**, v. 19, n. 5, p. 587–591, 2014. <https://doi.org/10.1007/s12204-014-1546-y>

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, maio 2017. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2580905>

CLEMENTE, F. et al. Touch and Hearing Mediate Osseoperception. **Scientific Reports**, v. 7, p. 1–11, 2017. <https://doi.org/10.1038/srep45363>

CLEMENTE, F. et al. Intra-neural sensory feedback restores grip force control and motor coordination while using a prosthetic hand. **Journal of Neural Engineering**, v. 16, n. 2, 2019. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/ab059b>

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, 2017. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-11306-w>

DAHIYA, R. et al. Biomimetic tactile sensing. **Biomimetic Technologies: Principles and Applications**, p. 69–91, 2015. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100249-0.00004-5>

DARGAHI, J.; NAJARIAN, S. Human tactile perception as a standard for artificial tactile sensing - a review. **International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**, v. 01, n. 01, p. 23, 2004. <https://doi.org/10.1581/mrcas.2004.010109>

DATASUS. **Procedimentos hospitalares do SUS - por local de internação - Brasil**. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/qiuf.def%3E>>. Acesso em: 15 jun. 2020.

DATTA, D.; SELVARAJAH, K.; DAVEY, N. Functional outcome of patients with proximal upper limb deficiency - Acquired and congenital. **Clinical Rehabilitation**, v. 18, n.

2, p. 172–177, 2004. <https://doi.org/10.1191/0269215504cr716oa>

DAVIDSON, J. A Survey of the Satisfaction of Upper Limb Amputees with Their Prostheses , Their Lifestyles , and Their Abilities. **Journal of Hand Therapy**, n. 15, p. 62–70, 2002. <https://doi.org/10.1053/hanthe.2002.v15.01562>

EVANGELISTA, A. R. et al. Adaptação da característica fisiológica da fibra muscular por meio de eletroestimulação Adaptation of the physiologic characteristic of the muscular fiber through electrostimulation. **Fisioterapia Brasil**, v. 4, n. 21, p. 326–334, 2003.

GENNA, C. et al. Bilateral cortical representation of tactile roughness. **Brain Research**, v. 1699, p. 79–88, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2018.06.014>

GEORGE, J. A. et al. Biomimetic sensory feedback through peripheral nerve stimulation improves dexterous use of a bionic hand. **Science Robotics**, v. 4, n. 32, p. 1–12, 2019. <https://doi.org/10.1126/scirobotics.aax2352>

GRACZYK, E. L. et al. The neural basis of perceived intensity in natural and artificial touch. **Science Translational Medicine**, v. 8, n. 362, p. 1–11, 2016. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.aaf5187>

GUIRRO, R. R. DE J.; GUIRRO, E. C. DE O.; SOUSA, N. T. A. Sensory and motor thresholds of transcutaneous electrical stimulation are influenced by gender and age. **PM and R**, v. 7, n. 1, p. 42–47, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.07.004>

GUPTA, A. K. et al. Spatio-temporal encoding improves neuromorphic tactile texture classification. **IEEE SENSORS JOURNAL**, v. XX, p. 1–8, 2020.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HALL, J. E.; HALL, M. E. **Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology**. 14th. ed. [s.l.] Elsevier, 2020.

HUANG, H. et al. Multi-modal Sensory Feedback System for Upper Limb Amputees. **2017 New Generation of CAS (NGCAS)**, p. 193–196, 2017. <https://doi.org/10.1109/NGCAS.2017.62>

IDO, C.; ROTHENBÜHLER, R.; JÚNIOR, L. Eletroestimulação nervosa transcutânea de baixa frequência nos " tender points " dos pacientes fibromiálgicos juvenis. **Revista Brasileira De Fisioterapia**, v. 10, p. 1–6, 2003.

ILHANLI, I. Conventional, Acupuncture-Like or Brief-Intense: Is There Any Difference Between TENS Modalities According to Outcomes of Chronic Low Back Pain with Lumbar Disc Herniation. **Clinical Medicine Research**, v. 4, n. 5, p. 143, 2015. <https://doi.org/10.11648/j.cmr.20150405.14>

INGLIS, J. T. et al. Noise-enhanced tactile sensation. **Nature**, v. 383, n. October, p. 1996, 1996. <https://doi.org/10.1038/383770a0>

IZHIKEVICH, E. M. Simple model of spiking neurons. **IEEE Transactions on Neural Networks**, v. 14, n. 6, p. 1569–1572, 2003. <https://doi.org/10.1109/TNN.2003.820440>

JACOBS, M. B.; RAJA, S. N.; COHEN, S. P. Postamputation Pain. In: **Essentials of Pain Medicine**. [s.l: s.n.]. p. 241-250.e2. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-40196-8.00029-2>

JANG, C. H. et al. A Survey on Activities of Daily Living and Occupations of Upper Extremity Amputees. **Annals of Rehabilitation Medicine**, v. 35, n. 6, p. 907, 2011. <https://doi.org/10.5535/arm.2011.35.6.907>

JOHANSSON, R. S.; FLANAGAN, J. R. Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 10, n. 5, p. 345–359, 2009. <https://doi.org/10.1038/nrn2621>

JOHNSON, M. I. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS). In: **eLS**. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2012. p. 1–13. <https://doi.org/10.1002/9780470015902.a0024044>

JORGOVANOVIC, N. et al. Virtual Grasping : Closed-Loop Force Control Using Electrotactile Feedback. v. 2014, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/120357>

JÖRNTELL, H. et al. Segregation of tactile input features in neurons of the cuneate nucleus. **Neuron**, v. 83, n. 6, p. 1444–1452, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2014.07.038>

KATZ, J. Phantom Limbs. In: **International Encyclopedia of the Social & Behavioral**

Sciences. [s.l: s.n.], p. 11353–11357. <https://doi.org/10.1016/B0-08-043076-7/03555-5>

KELLER, T.; KUHN, A. Electrodes for transcutaneous (surface) electrical stimulation. **Journal of Automatic Control**, v. 18, n. 2, p. 35–45, 2008. <https://doi.org/10.2298/JAC0802035K>

KITCHEN, S.; BAZIN, S.; CLAYTON, E. B. **Eletroterapia: prática baseada em evidências**. [s.l: s.n.].

LENT, R. **Cem Bilhões de neurônios**. 2st. ed. [s.l.] Atheneu, 2002.

LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. Functional Electrical Stimulation. **IEEE Control Systems**, v. 28, n. 2, p. 40–50, 2008. <https://doi.org/10.1109/MCS.2007.914689>

MACEDO, L. B. et al. Effect of burst TENS and conventional TENS combined with cryotherapy on pressure pain threshold: Randomised, controlled, clinical trial. **Physiotherapy (United Kingdom)**, v. 101, n. 2, p. 155–160, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2014.07.004>

MACIEL, L. F. DE M. et al. Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation and cryotherapy on pain threshold by induced pressure. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 21, n. 3, p. 249–256, 2014.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Differences in electrical stimulation thresholds between men and women. **Annals of Neurology**, v. 63, n. 4, p. 507–512, 2008. <https://doi.org/10.1002/ana.21346>

MAFFIULETTI, N. A. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 2, p. 223–234, 2010. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1502-y>

MANFREDI, L. R. et al. Natural scenes in tactile texture. **Journal of Neurophysiology**, v. 111, n. 9, p. 1792–1802, 2014. <https://doi.org/10.1152/jn.00680.2013>

MAYER, R. M. et al. Bone Conduction as Sensory Feedback Interface: A Preliminary Study. **2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**, p. 5322–5325, 2019. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8856424>

MAZZONI, A. et al. Morphological Neural Computation Restores Discrimination of Naturalistic Textures in Trans-radial Amputees. **Scientific Reports**, v. 10, n. 1, p. 1–14, 2020. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-57454-4>

MIOTON, L. M.; DUMANIAN, G. A. **Targeted muscle reinnervation and prosthetic rehabilitation after limb loss** *Journal of Surgical Oncology*, 2018. <https://doi.org/10.1002/jso.25256>

MORIMOTO, H. C.; YONEKURA, M. Y.; LIEBANO, R. E. Estimulação elétrica nervosa transcutânea nas modalidades convencional e acupuntura na dor induzida pelo frio. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 16, n. 2, p. 148–154, 2009. <https://doi.org/10.1590/S1809-29502009000200010>

O'DOHERTY, J. E. et al. Creating a neuroprosthesis for active tactile exploration of textures. **PNAS**, p. 1–7, 2019. <https://doi.org/10.1101/594994>

OBERT, R. O. R. et al. Diferenças De Gênero No Limiar Sensitivo Para Gender Differences in the Sensitive Threshold To Electrical Nerve Stimulation in Young Adults. **Acta Ortop Bras**, v. 19, n. 2, p. 74–78, 2011. <https://doi.org/10.1590/S1413-78522011000200002>

ODDO, C. M. et al. Intra-neural stimulation elicits discrimination of textural features by artificial fingertip in intact and amputee humans. **eLife**, v. 5, n. MARCH2016, p. 1–27, 2016. <https://doi.org/10.7554/eLife.09148>

OSBORN, L. et al. Targeted transcutaneous electrical nerve stimulation for phantom limb sensory feedback. **2017 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)**, p. 1–4, 2017. <https://doi.org/10.1109/BIOCAS.2017.8325200>

OSBORN, L. E. et al. Prosthesis with neuromorphic multilayered e-skin perceives touch and pain. **Science Robotics**, v. 3, n. 19, p. 1–11, 20 jun. 2018. <https://doi.org/10.1126/scirobotics.aat3818>

OTTOSON, D.; LUNDEBERG, T. **Pain Treatment by Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS)**. [s.l.: s.n.].

PASLUOSTA, C.; KIELE, P.; STIEGLITZ, T. Paradigms for restoration of somatosensory feedback via stimulation of the peripheral nervous system. **Clinical**

Neurophysiology, v. 129, n. 4, p. 851–862, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.12.027>

PELEGRINI, A. C. A. et al. The analgesic action of Aussie current in women with non-specific chronic lumbar pain. **International Journal of Therapy and Rehabilitation**, v. 26, n. 7, p. 1–10, 2019. <https://doi.org/10.12968/ijtr.2018.0063>

PRENTICE, W. E. **Modalidades Terapêuticas para Fisioterapeutas**. 4. ed. [s.l.] Artmed Editora, 2014.

PURVES, D. et al. **Neurociências**. 4. ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2010.

RASOULI, M. et al. An extreme learning machine-based neuromorphic tactile sensing system for texture recognition. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 12, n. 2, p. 313–325, 2018. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2018.2805721>

RASPOPOVIC, S. et al. Restoring natural sensory feedback in real-time bidirectional hand prostheses. **Science translational medicine**, v. 6, n. 222, p. 1–10, 2014. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3006820>

REBEQUI, R. D. S. et al. Avaliação Da Estimulação Elétrica Neuromuscular De Média Frequência (Corrente Russa) Na Força Muscular Do Tríceps Braquial Em Mulheres Não Praticantes De Atividade Física. **Diálogos Interdisciplinares**, v. 7, n. 3, p. 43–53, 2018.

RIJNBEEK, E. H.; ELEVELD, N.; OLTHUIS, W. Update on peripheral nerve electrodes for closed-loop neuroprosthetics. **Frontiers in Neuroscience**, v. 12, n. MAY, p. 1–9, 2018. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00350>

ROMBOKAS, E. et al. Vibrotactile Sensory Substitution for Electromyographic Control of Object Manipulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 60, n. 8, p. 2226–2232, 2013. <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2252174>

RONGALA, U. B. et al. Intracellular dynamics in cuneate nucleus neurons support self-stabilizing learning of generalizable tactile representations. **Frontiers in Cellular Neuroscience**, v. 12, n. July, p. 1–25, 2018. <https://doi.org/10.3389/fncel.2018.00210>

RONGALA, U. B. et al. Cuneate spiking neural network learning to classify naturalistic texture stimuli under varying sensing conditions. **Neural Networks**, v. 123, p. 273–287, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.neunet.2019.11.020>

SAAL, H. P. et al. Simulating tactile signals from the whole hand with millisecond precision. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 114, n. 28, p. E5693–E5702, 2017. <https://doi.org/10.1073/pnas.1704856114>

SAAL, H. P.; BENSMAIA, S. J. Neuropsychologia Biomimetic approaches to bionic touch through a peripheral nerve interface. **Neuropsychologia**, v. 79, p. 344–353, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2015.06.010>

SALVINI, T. F.; PEVIANI, S. M.; RUSSO, T. L. Efeitos da eletroestimulação e do alongamento muscular sobre a adaptação do músculo desnervado – implicações para a fisioterapia. **Revista Brasileira De Fisioterapia**, v. 16, n. 3, p. 175–183, 2012.

SCHOEPP, K. R. et al. Design and Integration of an Inexpensive Wearable Mechanotactile Feedback System for Myoelectric Prostheses. **IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine**, v. 6, n. April, p. 1–11, 2018. <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2018.2866105>

SHIN, H. et al. Evoked haptic sensations in the hand via non-invasive proximal nerve stimulation. **Journal of Neural Engineering**, v. 15, n. 4, 2018. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aabd5d>

SILVA, A. N. **UMA ABORDAGEM NEUROMÓRFICA PARA CONTROLE TÁTIL DO ESCORREGAMENTO EM PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES**. [s.l.] Universidade Federal de Uberlândia, 2020.

SINGH, J. **Textbook of Electrotherapy**. 2. ed. [s.l.] Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd., 2012. <https://doi.org/10.5005/jp/books/11673>

STEPHENS-FRIPP, B.; ALICI, G.; MUTLU, R. A Review of Non-Invasive Sensory Feedback Methods for Transradial Prosthetic Hands. **IEEE Access**, v. 6, p. 6878–6899, 2018. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2791583>

STEPP, C. E.; MATSUOKA, Y. Vibrotactile Sensory Substitution for Object Manipulation : Amplitude Versus Pulse Train Frequency Modulation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 20, n. 1, p. 31–37, 2012. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2011.2170856>

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. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/ab5ee9>

TABOT, G. A. et al. Restoring tactile and proprioceptive sensation through a brain interface. **Neurobiology of Disease**, v. 83, p. 191–198, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.nbd.2014.08.029>

TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A.; KOHN, A. F. Improved proprioceptive function by application of subsensory electrical noise: Effects of aging and task-demand. **Neuroscience**, v. 358, p. 103–104, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2017.06.045>

VALLBO, A. B.; JOHANSSON, R. S. Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand - related to touch sensation. **Human Neurobiology**, p. 3–14, 1984.

VALLE, G. et al. Biomimetic Intra-neural Sensory Feedback Enhances Sensation Naturalness, Tactile Sensitivity, and Manual Dexterity in a Bidirectional Prosthesis. **Neuron**, v. 100, n. 1, p. 37- 45.e7, 2018a. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2018.08.033>

VALLE, G. et al. Comparison of linear frequency and amplitude modulation for intra-neural sensory feedback in bidirectional hand prostheses. **Scientific Reports**, v. 8, n. 1, p. 1–13, 2018b. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-34910-w>

WEBER, A. I. et al. Spatial and temporal codes mediate the tactile perception of natural textures. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 110, n. 42, p. 17107–17112, 2013. <https://doi.org/10.1073/pnas.1305509110>

WEBER, D. J. et al. **Sensory information feedback for neural prostheses**. [s.l.] Elsevier Inc., 2020. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816034-3.00021-3>

WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation: Application and Design**. 4. ed. [s.l.] John Wiley & Sons, 2009.

WIJK, U.; CARLSSON, I. Forearm amputees' views of prosthesis use and sensory feedback. **Journal of Hand Therapy**, v. 28, n. 3, p. 269–278, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2015.01.013>

YAU, J. M.; HOLLINS, M.; BENSMAIA, S. J. Textural timbre: The perception of

surface microtexture depends in part on multimodal spectral cues. **Communicative and Integrative Biology**, v. 2, n. 4, p. 344–346, 2009. <https://doi.org/10.4161/cib.2.4.8551>

YOSHIOKA, T. et al. Perceptual constancy of texture roughness in the tactile system. **Journal of Neuroscience**, v. 31, n. 48, p. 17603–17611, 2011. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3907-11.2011>

ZHANG, D. et al. Quantifying Different Tactile Sensations Evoked by Cutaneous Electrical Stimulation Using Electroencephalography Features. **International Journal of Neural Systems**, v. 26, n. 2, p. 1–16, 2016. <https://doi.org/10.1142/S0129065716500064>

ZOLLO, L. et al. Restoring tactile sensations via neural interfaces for real-time force-and-slippage closed-loop control of bionic hands. **Science Robotics**, v. 4, n. 27, p. 1–12, 2019. <https://doi.org/10.1126/scirobotics.aau9924>

APÊNDICE A – RESULTADOS DO TREINAMENTO 2

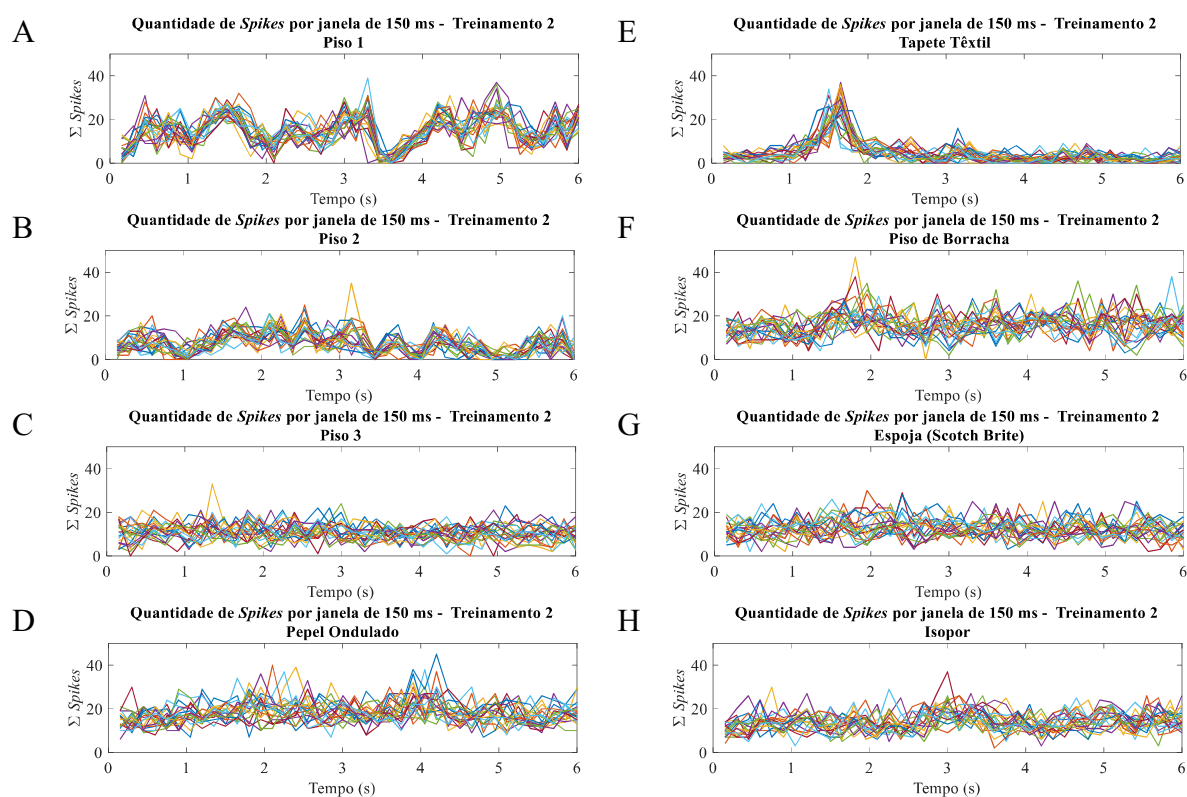


Figura A 1 - Variação da quantidade de spikes por janela de 150 ms para cada textura para saída do modelo neuromórfico no treinamento 1. A) Piso 1; B) Piso 2; C) Piso 3; D) Papel Ondulado; E) Tapete Têxtil; F) Piso de Borracha; G) Esponja; H) Isopor. Fonte: A Autora.

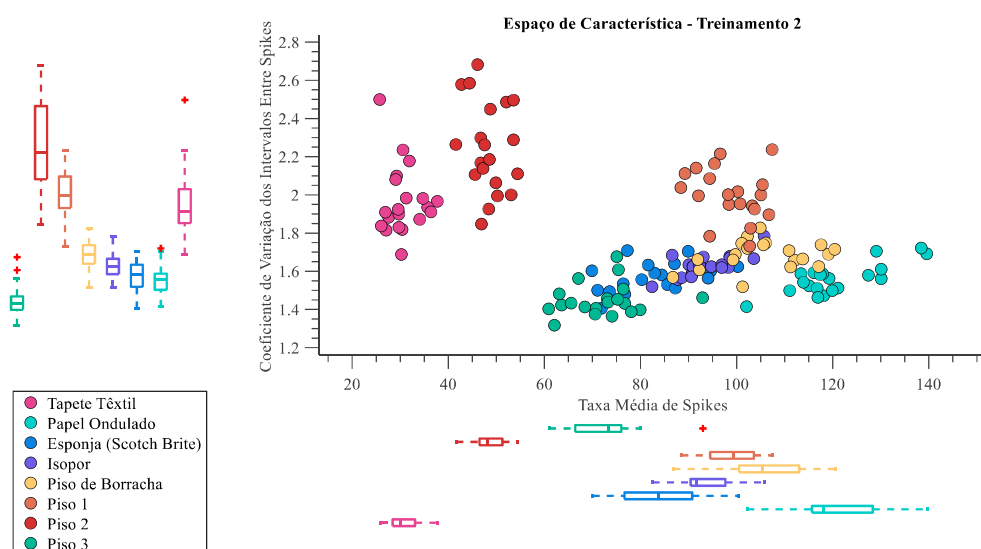


Figura A 2 - Espaço de características das amostras das oito texturas para o Treinamento 2. Fonte: A autora.

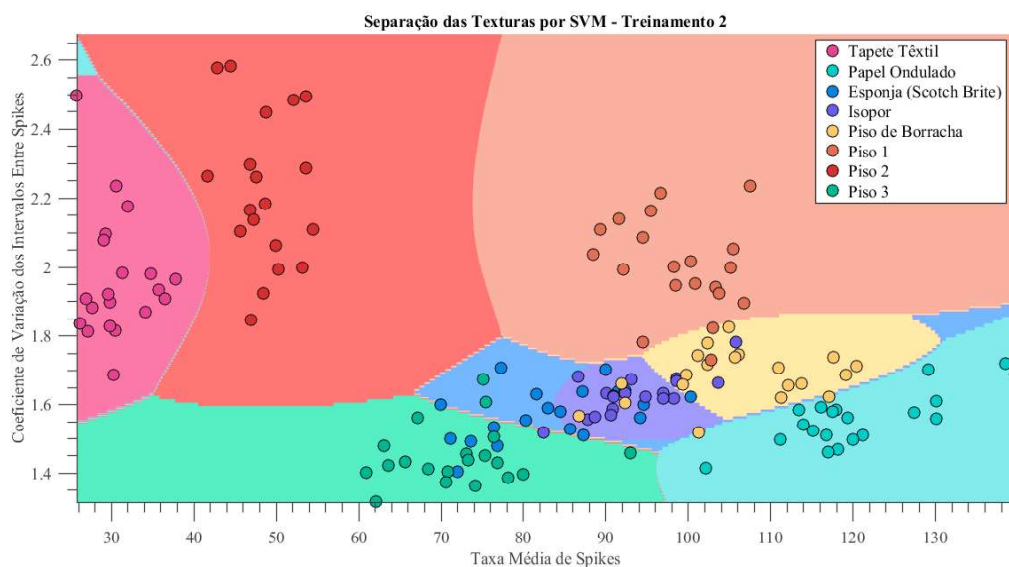


Figura A 3 - Resultado da classificação das oito texturas por SVM para o treinamento 2.
Fonte: A autora.

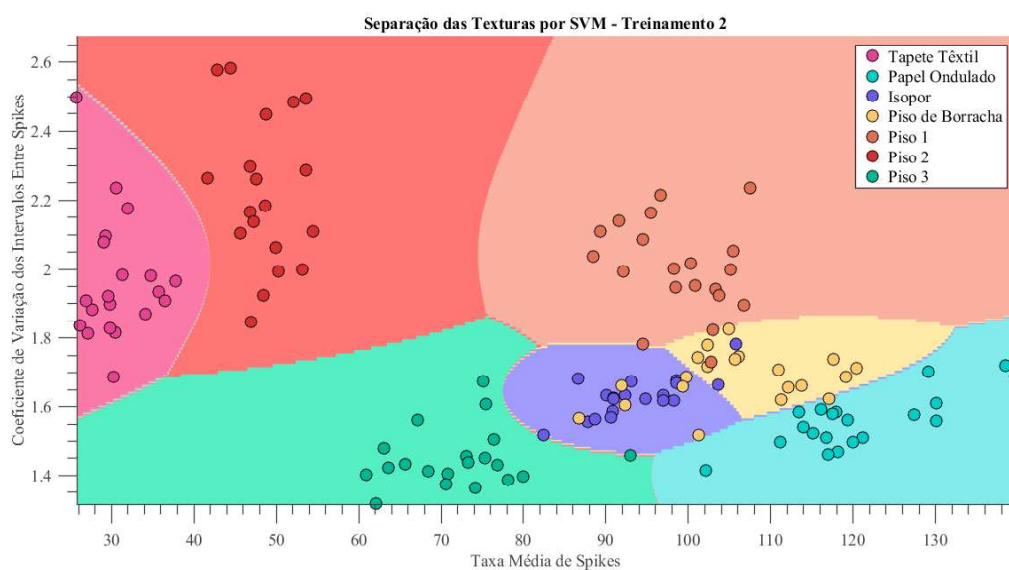


Figura A 4 - Resultado da classificação das sete texturas por SVM para o treinamento 2.
Fonte: A autora.

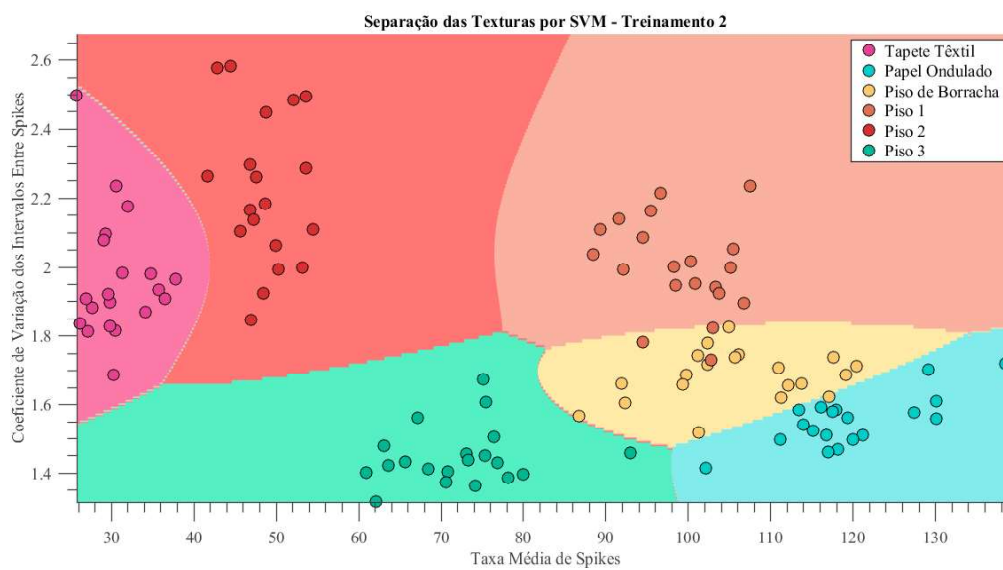


Figura A 5- Resultado da classificação das seis texturas por SVM para o treinamento 2. Fonte: A autora.

APÊNDICE B – RESULTADOS DO TREINAMENTO 3

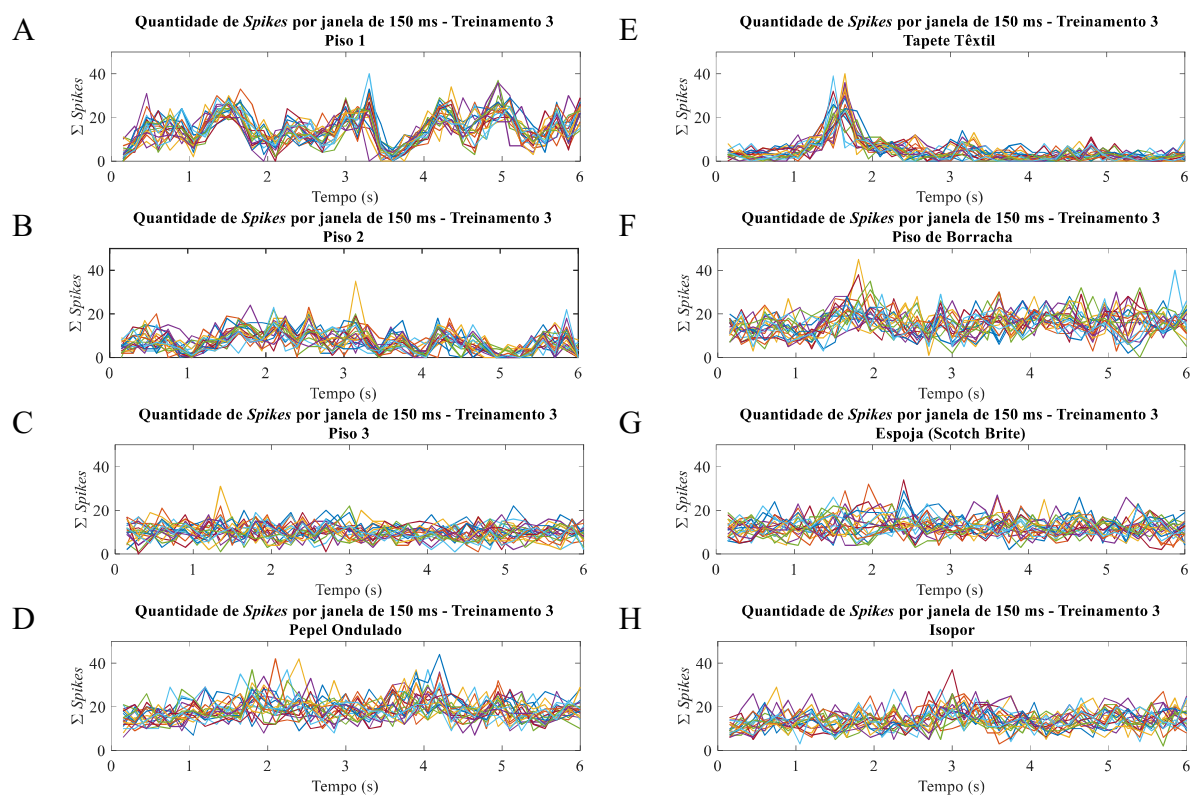


Figura A 6- Variação da quantidade de *spikes* por janela de 150 ms para cada textura para saída do modelo neuromórfico no treinamento 3. A) Piso 1; B) Piso 2; C) Piso 3; D) Papel Ondulado; E) Tapete Têxtil; F) Piso de Borracha; G) Espoja; H) Isopor. Fonte: A autora.

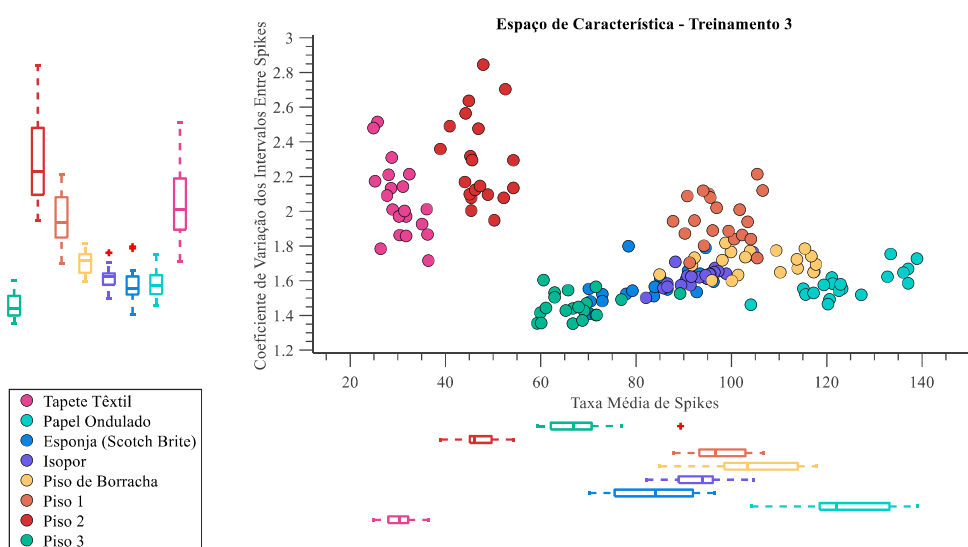


Figura A 7- Espaço de características das amostras das oito texturas para o Treinamento 3. Fonte: A autora.

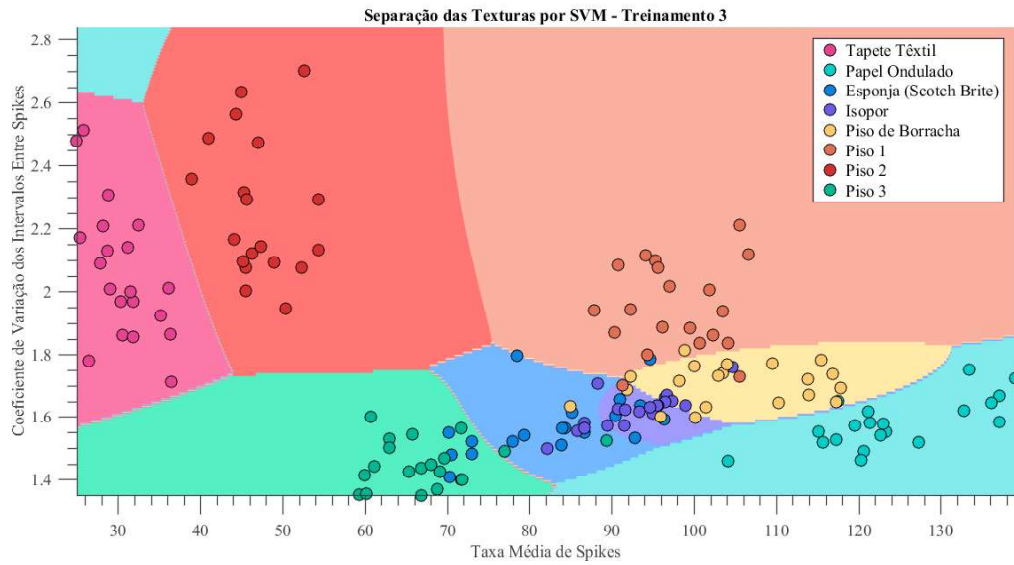


Figura A 8 - Resultado da classificação das oito texturas por SVM para o treinamento 3.

Fonte: A autora.

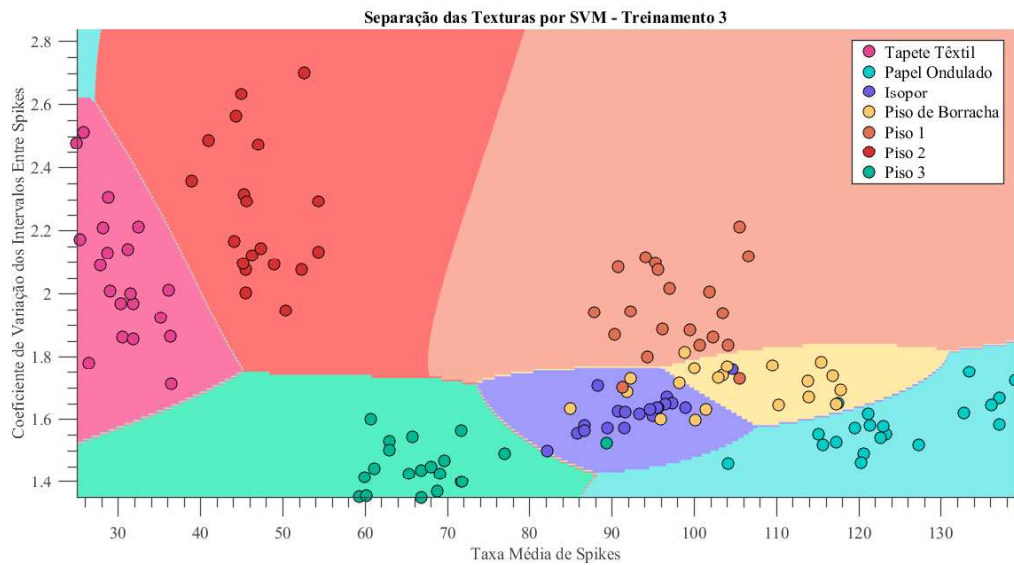


Figura A 9 - Resultado da classificação das sete texturas por SVM para o treinamento 3.

Fonte: A autora.

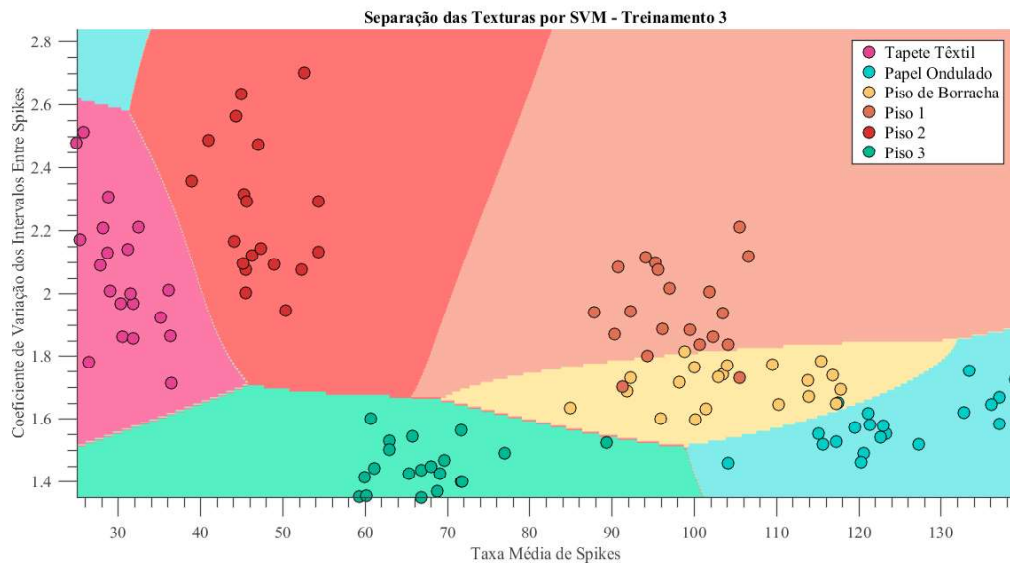


Figura A 10 - Resultado da classificação das seis texturas por SVM para o treinamento 3.
Fonte: A autora.

APÊNDICE C – RESULTADOS DO TREINAMENTO 4

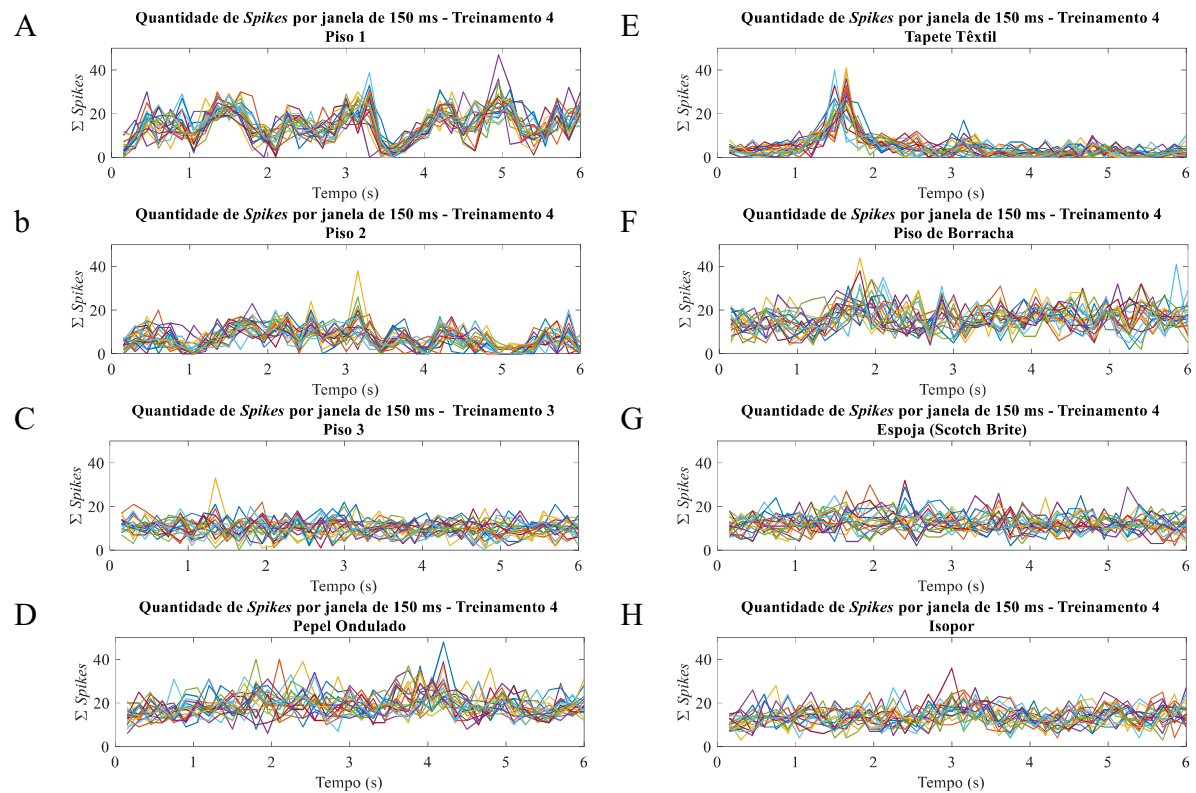


Figura A 11 Variação da quantidade de spikes por janela de 150 ms para cada textura para saída do modelo neuromórfico no treinamento 4. A) Piso 1; B) Piso 2; C) Piso 3; D) Papel Ondulado; E) Tapete Têxtil; F) Piso de Borracha; G) Espoja; H) Isopor. Fonte: A autora.

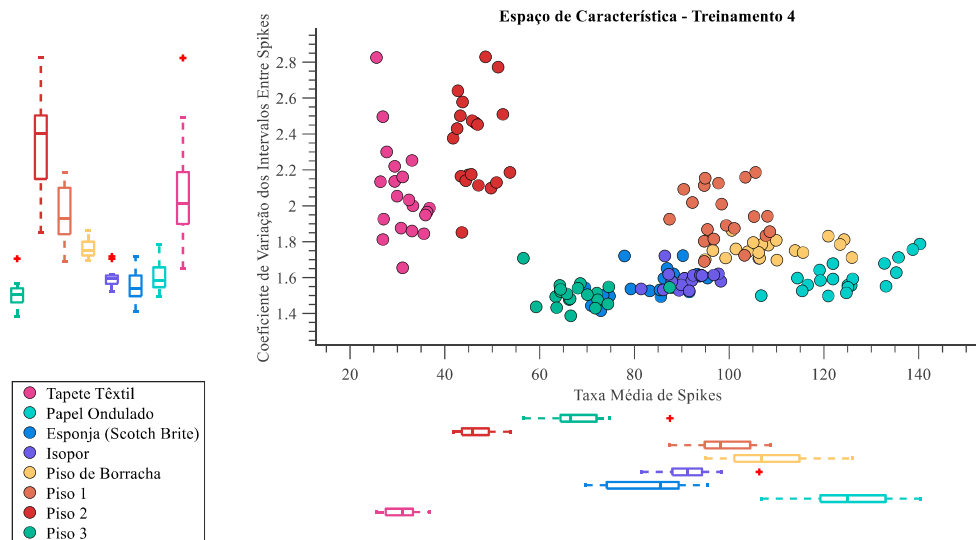


Figura A 12 - - Espaço de características das amostras das oito texturas para o Treinamento 4. Fonte: A autora.

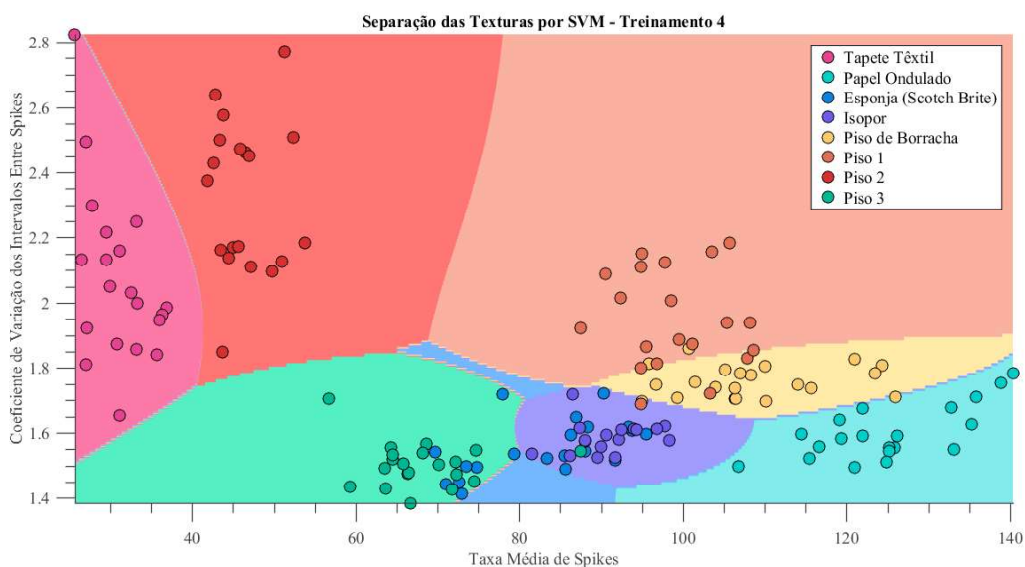


Figura A 13 - Resultado da classificação das oito texturas por SVM para o treinamento 4.
Fonte: A autora.

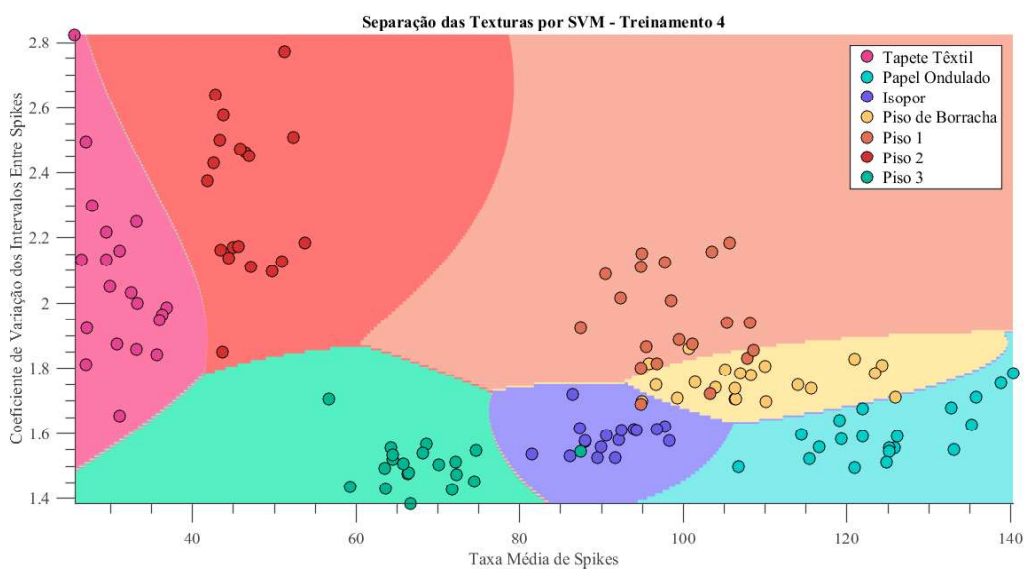


Figura A 14 - Resultado da classificação das sete texturas por SVM para o treinamento 4.
Fonte: A autora.

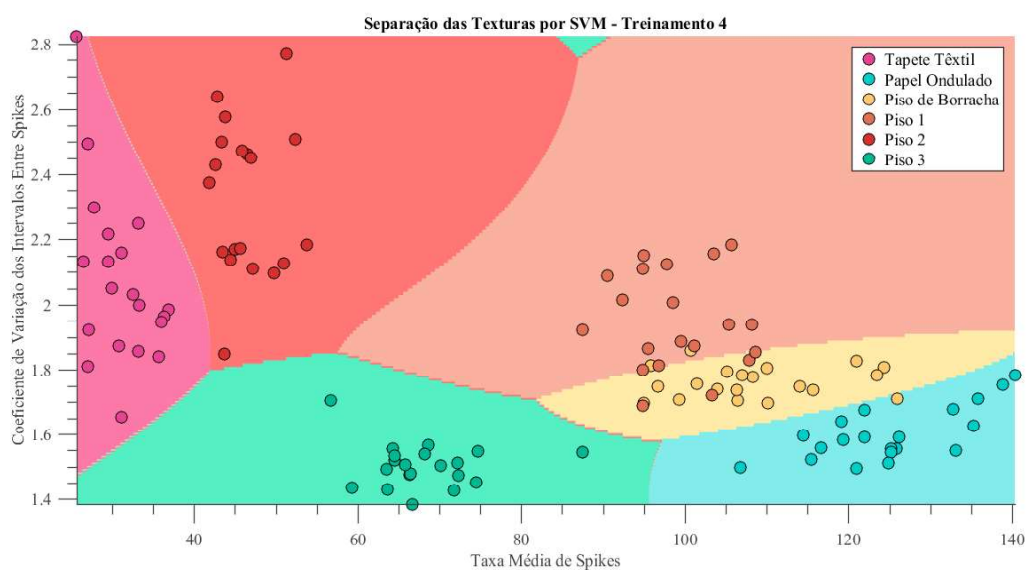


Figura A 15- Resultado da classificação das seis texturas por SVM para o treinamento 4.

Fonte: A autora.