

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

ANA CLARA PEREIRA RESENDE DA COSTA

**Modelo Neuromimético para Localização de Estímulos
Táteis em Pele Eletrônica**

Uberlândia - MG

2024

ANA CLARA PEREIRA RESENDE DA COSTA

**Modelo Neuromimético para Localização de Estímulos
Táteis em Pele Eletrônica**

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

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Alcimar Barbosa Soares

Coorientador: Ailton Luiz Dias Siqueira Júnior

Uberlândia - MG

2024

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

C837 2024	<p>Costa, Ana Clara Pereira Resende da, 1996- Modelo Neuromimético para Localização de Estímulos Táteis em Pele Eletrônica [recurso eletrônico] / Ana Clara Pereira Resende da Costa. - 2024.</p> <p>Orientador: Alcimar Barbosa Soares . Coorientador: Ailton Luiz Dias Siqueira Junior . Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Doutorado em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.te.2024.814 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. , Alcimar Barbosa Soares, 1965-, (Orient.). II. , Ailton Luiz Dias Siqueira Junior, 1980-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Doutorado em Engenharia Biomédica. IV. Título.</p> <p>CDU: 62:61</p>
--------------	---

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

ANA CLARA PEREIRA RESENDE DA COSTA

Modelo Neuromimético para Localização de Estímulos Táteis em Pele Eletrônica

Tese de doutorado apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores listada abaixo, como parte dos requisitos para obtenção de título de Doutor em Ciências do Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Uberlândia, 19/12/2024

Banca Examinadora:

Prof. Alcimar Barbosa Soares - PhD (UFU)

Prof. Adriano de Oliveira Andrade - PhD (IFU)

Prof. Leonardo Abdala Elias - Dr (UNICAMP)

Prof. Márcio José da Cunha – Dr (UFU)

Prof. Renan Cipriano Moiola - Dr (UFRN)

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

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Ao meu orientador Prof. PhD. Alcimar Barbosa Soares, por acreditar na minha capacidade, mesmo quando eu não acreditava, por me incentivar a sonhar e abrir os caminhos para que eu realizasse meu maior sonho e sonhasse novos sonhos. Obrigada por todo incentivo, suporte, motivação, paciência (muita paciência), confiança e orientação. Carrego um profundo carinho e gratidão por tudo que me ensinou e aprendi durante esses anos de laboratório, sempre lembrarei dos seus ensinamentos sobre a vida e de nossas conversas. Obrigada por ser um grande incentivador de sonhos. Não tenho palavras a descrever todo carinho e gratidão que tenho por todos esses anos de aprendizado intenso com o senhor.

Ao meu coorientador Prof. Dr. Ailton Luiz Dias Siqueira Júnior, por todas as orientações, incentivo, auxílio, suporte e paciência que foram fundamentais para o desenvolvimento e conclusão desta pesquisa. Aprendi muito com o senhor e sou muito grata por todo tempo que despendeu comigo ensinando engenharia e retirando minhas dúvidas.

Ao Prof. PhD. Calogero Maria Oddo por ter me orientado, incentivado, e acolhido no Neuro-Robotic Touch Laboratory durante o meu período de doutorado sanduiche na Itália. Esse período foi fundamental para realização dessa tese e para meu crescimento profissional e pessoal. Sou muito grata por ter feito parte do seu laboratório, poder realizar essa pesquisa e conhecer grandes pessoas e pesquisadores. Obrigada por acreditar na minha capacidade e ter me desafiado a fazer o meu melhor.

Aos meus colegas do Neuro-Robotic Touch Laboratory por terem me acolhido na Itália, sinto falta dos nossos momentos de jogos (contexto). Agradeço especialmente, à PhD. Mariangela Filosa por ter me recebido no laboratório e dado todo o suporte para realização dessa pesquisa.

Aos meus amigos do Biolab por sempre me auxiliarem quando tive dúvidas ou precisei de ajuda e principalmente por fazerem esse período ser mais leve, irei sentir saudades das nossas confraternizações com salgadinhos. Agradecimentos especiais a Amanda Rosa, Camille Reategui, Júlia Nepomuceno por serem minhas companheiras de pós-graduação. Particularmente, agradeço a Júlia, por ser minha parceira de pesquisa, coletas e preocupações, e principalmente por todo o suporte e incentivo para que eu realizasse meu sonho de conhecer a Itália.

Aos meus amigos apoio emocional e momentos vividos, a Adriana J. Sampaio e o Lucas B. Silva por me escutarem e sempre estarem presentes mesmo quando existe uma distância

física, o suporte de vocês foi fundamental durante meu período no exterior, Érika H. Hasui, por sempre se preocupar comigo e me incentivar, Natalia R. Silva pela amizade de tantos anos. Ao Sérgio Santiago (*in memorian*) e a Lúcia Helena Mendonça Costa, pelo suporte emocional e incentivo para que conseguisse finalizar esse ciclo. Aos meus amigos que fiz na Itália, especialmente a Jyoti, a Wilma, o Nilay e o Rishabh.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio financeiro.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) e a Universidade Federal de Uberlândia (UFU) pela oportunidade.

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

E por último, agradeço especialmente a minha família por todo amor recebido, incentivo, suporte, carinho, compreensão e paciência que me valeste durante esses quatro anos. Agradeço especialmente a minha vó Doralice D. M. Pereira e as minha tias Deize A. Pereira e Fabiana A. Pereira. Pois sem elas eu não teria conseguido.

RESUMO

As sensações táteis são fundamentais para a interação social e com o mundo ao nosso redor, além de serem cruciais para a integridade corporal. Por meio do tato, identificamos, localizamos e reagimos a estímulos externos, funcionalidades desejáveis em sistemas artificiais, como próteses biônicas e robôs colaborativos. O desenvolvimento de sistemas táteis biomiméticos, como sensores táteis, peles eletrônicas (e-skins) e modelos bioinspirados, possibilitaria o desenvolvimento de novos métodos de feedback tátil em próteses e robótica. Contudo, incorporar inteligência biomimética a esses sistemas e desenvolver peles eletrônicas flexíveis, de grande área e alta densidade sensorial permanece desafiador. Uma solução promissora envolve sensores Fiber Bragg Grating (FBG), multiplexados em uma única fibra óptica embutida em substratos poliméricos macios. Esses sensores mimetizam mecanorreceptores do tipo II, por apresentarem grandes campos receptivos. Entretanto, a integração de modelos biomiméticos a tais dispositivos ainda encontra desafios importantes, possivelmente devido à compreensão incompleta dos mecanismos biológicos associados ao processamento de informações táteis. Postula-se que a conversão temporal-espacial dos estímulos táteis dos membros superiores ocorre no núcleo cuneiforme. Esta integração espaço-temporal seria então crucial para nossa capacidade de perceber diversos aspectos dos estímulos táteis, como sua localização na pele. Assim, o objetivo dessa tese é desenvolver e avaliar um modelo neuromimético do núcleo cuneiforme para inferir a localização de indentações mecânicas aplicadas a uma e-skin com sensores FBG. O modelo deve combinar os dois principais paradigmas do sistema somatossensorial: a existência de campos receptivos sobrepostos com uma organização funcional e a neuroplasticidade dependente do tempo de disparo dos aferentes primários. Para implementação e validação do modelo proposto foi utilizada uma pele eletrônica com 21 sensores FBG, que foi submetida a um protocolo de indentação automático com 1846 pontos-alvos, e o sinal adquirido de cada sensor FBG foi utilizado com entrada para o modelo neuromimético. O modelo proposto se divide em duas camadas neurais bioinspiradas. A primeira camada modela atividade neural dos aferentes primários (APs) de adaptação lenta e rápida do tipo II, em que o sinal de cada sensor FBG foi multiplexado em seis modelos de APs, resultando em 126 APs. A segunda camada neural modela a dinâmica intracelular do núcleo cuneiforme juntamente com a modelagem de campos receptivos dos neurônios cuneiformes (NCs) funcionalmente organizados - essa camada é composta por 1036 NCs e seus interneurônios inibitórios. Os disparos (potenciais de ação) dos NCs modelados foram utilizados para estimativa da localização dos estímulos aplicados à e-

skin. Os resultados obtidos pela validação do modelo demonstraram que ele é capaz de aprender de maneira não supervisionada a localizar estímulos aplicados à pele eletrônica em condições diversas de força e locais de estímulo, com um erro mediano de predição de localização menor que 10 mm para a região sensorizada da *e-skin*. Esses resultados demonstram a capacidade de generalização do modelo neuromimético proposto, e apontam para seu potencial uso como uma ferramenta neurocomputacional para pesquisas sobre os mecanismos do processamento somatossensorial, além de abrir caminhos para pesquisas em retroalimentação tátil para próteses e sistemas robóticos, a partir da incorporação da inteligência.

Palavras-chave: Modelo Neuromimético. Sistema Tátil. Pele Eletrônica. Localização de Estímulo. Núcleo Cuneiforme.

ABSTRACT

Tactile sensations are fundamental for social interaction and in our interaction with the world around us, as well as being crucial for bodily integrity. Through touch, we identify, locate, and react to external stimuli—functionalities that are desirable in artificial systems such as bionic prosthetics and collaborative robots. The development of biomimetic tactile systems, including tactile sensors, electronic skins (e-skins), and bioinspired models, would enable the development of new methods of tactile feedback in prosthetics and robotics. However, integrating biomimetic intelligence into these systems and creating flexible electronic skins with large areas and high sensory density remains challenging. A promising solution involves Fiber Bragg Grating (FBG) sensors, multiplexed in a single optical fiber embedded in soft polymeric substrates. These sensors mimic type II mechanoreceptors due to their large receptive fields. However, the integration of biomimetic models into such devices still faces important challenges, possibly due to the incomplete understanding of the biological mechanisms associated with the processing of tactile information. It is postulated that the temporal-spatial conversion of tactile stimuli from the upper limbs occurs in the cuneate nucleus. This spatiotemporal integration would then be crucial for our ability to perceive several aspects of tactile stimuli, such as their location on the skin. Thus, the objective of this thesis is to develop and evaluate a neuromimetic model of the cuneate nucleus to infer the location of mechanical indentations applied to an e-skin with FBG sensors. The model should combine the two main paradigms of the somatosensory system: the existence of overlapping receptive fields with a functional organization and the neuroplasticity dependent on the firing time of mechanoreceptors. For implementation and validation of the proposed model, an electronic skin with 21 FBG sensors was used, which was subjected to an automatic indentation protocol with 1846 target points, and the signal acquired from each FBG sensor was used as input for the neuromimetic model. The proposed model is divided into two bioinspired neural layers. The first layer models neural activity of slowly and rapidly adapting type II primary afferents (APs), in which the signal from each FBG sensor was multiplexed into six AP models, resulting in 126 APs. The second neural layer models the intracellular dynamics of the cuneate nucleus together with the modeling of receptive fields of functionally organized cuneate neurons (CNs) - this layer is composed of 1036 CNs and their inhibitory interneurons. The output triggers (action potentials) of the NCs were used to estimate the location of the stimuli applied to the e-skin. The results obtained by validating the model demonstrated that it is capable of learning in an unsupervised manner to locate stimuli applied to the electronic skin under different conditions

of force and stimulus locations, with a median location prediction error of less than 10 mm for the sensorized region of the e-skin. These results demonstrate the generalization capacity of the proposed neuromimetic model and point to its potential use as a neurocomputational tool for research on the mechanisms of somatosensory processing, in addition to opening avenues for research on tactile feedback for prosthetics and robotic systems, based on the incorporation of intelligence.

Keywords: Neuromimetic Model. Tactile System. Electronic Skin. Stimulus Localization. Cuneiform Nucleus.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1 – Sensores FBG em substrato de silicone acoplado no antebraço de uma prótese. Fonte: Adaptado de (MASSARI et al., 2022).	14
Figura 2.1 – Transdução sensorial e condução nervosa das sensações somáticas. Fonte: Adaptado de (HENDRY; HSIAO, 2013).	20
Figura 2.2 – Fibras nervosas aferentes somatossensoriais. Fonte: (BEAR et al., 2008).	21
Figura 2.3 – Via de transmissão da informação tátil originada do corpo ao córtex somatossensorial. Fonte: (BEAR et al., 2008).	22
Figura 2.4 – Densidade de inervação de fibras táteis nas diferentes regiões do corpo humano. Nota-se que a densidade de inervação das fibras aferentes é muito distinta entre as diversas regiões do corpo. Na face, por exemplo, percebe-se distinções entre as regiões da testa, olhos e nariz (V1), central (V2) e lábio inferior, queixo, mandíbula e ao redor das orelhas (V3). Fonte: Adaptado de (CORNIANI; SAAL, 2020).	23
Figura 2.5 – Principais mecanorreceptores da pele. A imagem superior apresenta um modelo esquemático da distribuição, do tamanho e da sensibilidade desses aferentes. A imagem inferior representa a adaptação típica em resposta a um estímulo para os quatro tipos de mecanorreceptores. Fonte: Adaptado de (DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022).	24
Figura 2.6 – Limiares de percepção de dois pontos e erros de localização para diferentes regiões do corpo. O limiar de dois pontos é o limiar para discriminar um ponto quando dois pontos são tocados simultaneamente. O erro de localização é o limiar para determinar se o mesmo local ou dois locais diferentes foram tocados sucessivamente. Fonte: Adaptado de (CHOLEWIAK, 1986).	27
Figura 2.7 – Campos receptivos com sobreposições dos aferentes sensoriais. Fonte: (KANDEL et al., 2014).	28
Figura 2.8 – Diagrama do circuito neuronal do núcleo cuneiforme. À esquerda, as linhas representam axônios provenientes de receptores cutâneos. Os pesos sinápticos são indicados pelo tamanho dos triângulos ou pelo término em uma linha fina para pesos próximos de zero. Interneurônios inibitórios (vermelho para o neurônio destacado e cinza para os demais) possuem axônios que estabelecem sinapses inibitórias no neurônio de projeção (triângulos pretos). No centro, há um neurônio de projeção cuneiforme, retratado pela circunferência, que conecta seu axônio ao tálamo ou cerebelo. Inserção: Representação tridimensional do tronco encefálico inferior, destacando em verde a localização do núcleo cuneiforme. Em amarelo é	

representado núcleo grácil, enquanto o núcleo cuneiforme externo é representado em vermelho. Fonte: Adaptado de (RONGALA et al., 2018).....	31
Figura 2.9 – Convergência dos campos receptivos dos aferentes primários em neurônios secundários. Fonte: (SILVERTHORN, 2017).....	33
Figura 2.10 – Modelo hipotético de detecção de coincidências de <i>spikes</i> neurais para o processamento rápido de informações aferentes no núcleo cuneiforme. Fonte: Adaptado de (JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).	34
Figura 2.11 – Resposta intracelular do neurônio cuneiforme para um estímulo tátil na pata de um gato. PPSIs: potenciais pós-sinápticos inibitórios. Fonte: Adaptado de (RONGALA, 2017).	35
Figura 2.12 – Métodos de restauração da retroalimentação sensorial em próteses de membro superior: a) Feedback sensorial não-invasivo utilizando de elementos superficiais, como eletrodos de eletroestimulação ou atuadores mecânicos, b) Feedback sensorial invasivo por eletrodos implantados sobre nervos periféricos, c) Feedback sensorial invasivo via interface com sistema nervoso central. Fonte: (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020).	37
Figura 2.13 – Modelo geral de um sistema de restauração do <i>feedback</i> sensorial. Sensores são acoplados ao membro protético, cuja leitura dos sinais táteis é codificada em estimulação elétrica nervosa - preferencialmente essa codificação mimetizará o sistema somatossensorial. Idealmente a estimulação deve gerar ativação nervosa sensorial idêntica àquela que teria sido produzida pelos aferentes cutâneos. Fonte: Adaptado de (RASPOPOVIC; VALLE; PETRINI, 2021).....	38
Figura 2.14 – Mecanismo de transdução dos principais sensores táteis artificiais. a) Piezoresistivos. b) Resistivos. c) Capacitivos. d) Piezoelétricos. e) Triboelétricos. f) Ópticos. Fonte: Adaptado de (WANG et al., 2019).....	40
Figura 2.15 – Representação de um sensor piezoresistivo: a) Esquemático de uma montagem típica de uma matriz piezoresistiva; b) Matriz tátil piezoresistiva com 16 taxels (sensores) (matriz 4x4). Fonte: Adaptado de (SILVA, 2020).	41
Figura 2.16 – Representação de um sensor capacitivo de placas paralelas. Fonte: A autora...42	42
Figura 2.17 – Princípio de funcionamento dos sensores FBG. Fonte: Adaptado de (FBGS, 2024).....	44
Figura 2.18 – Resposta de um sensor FBG em função de uma deformação. Fonte: Adaptado de (FBGS, 2024).	45
Figura 2.19 – Sensores FBG em substrato de silicone acoplado no antebraço de um robô mimetizam o comportamento dos corpúsculos de Ruffini. a) Representação da pele humana	

com os corpúsculos de Ruffini. b) Campos receptivos dos sensores FBG em uma pele artificial.	
c) <i>E-skin</i> com os 16 sensores FBG. Fonte: Adaptado de (MASSARI et al., 2022).	47
Figura 2.20 – Padrões de disparo neural intrínsecos do modelo de Izhikevich dependentes da escolha dos parâmetros a , b , c e d , das Eq. 2.5, 2.6 e 2.7. Fonte: (IZHIKEVICH, 2003).	49
Figura 2.21 – Proposta de modelo do circuito neuronal dos neurônios cuneiformes e das correntes sinápticas excitatórias e inibitórias. Nesse modelo os APs fazem conexões sinápticas excitatórias com subpopulações de neurônios de projeção (NPs), ou neurônios cuneiformes, e com interneurônios (IN), enquanto os IN fazem conexões sinápticas inibitórias com os NPs. As sinapses excitatórias são representadas por triângulos vermelhos e as inibitórias por triângulos azuis. Fonte: Adaptado de Parvizi-Fard et al., 2021.	50
Figura 3.1 – O modelo bioinspirado proposto é composto por uma rede neural de duas camadas. A primeira camada é composta por múltiplos neurônios de primeira ordem que mimetizam os mecanorreceptores de tipo II (ALII e ARII), totalizando 126 APs. A segunda camada é composta por NCs e INs. Os APs fazem sinapses excitatórias com NCs (triângulos e pontos coloridos) e com interneurônios inibitórios (IN) (triângulos coloridos vazios). Os INs fazem sinapses inibitórias com os NCs (triângulos vermelhos vazios).	54
Figura 3.2 – Malha da <i>e-skin</i> que representa o mapa somatotópico funcionalmente organizado do núcleo cuneiforme modelado - nessa malha cada sub-região representa um NC.	57
Figura 4.1 – Configuração experimental de indentação da <i>e-skin</i> usando a plataforma robótica bimanual. a) Plataforma robótica bimanual equipada com a <i>e-skin</i> . b) <i>E-skin</i> sendo indentada pela sonda hemisférica.	65
Figura 4.2 – Pontos de teste de indentação distribuídos aleatoriamente na <i>e-skin</i> .	66
Figura 4.3 – Sinais táteis de uma indentação. (a) Sinal de força aplicada na <i>e-skin</i> durante o protocolo de indentação. (b) Sinais táteis adquiridos pelos 21 sensores FBGs. (C) Sinais táteis derivativos dos 21 sensores FBGs. Fonte: A autora.	67
Figura 4.4 – Representação dos campos receptivos de três sensores FBG. Fonte: A autora.	70
Figura 4.5 – Dados brutos e <i>spikes</i> dos aferentes primários modelados de acordo com método de Izhikevich. a) Sinal de força de indentação adquirido pela célula de carga. b) Sinal bruto do sensor FBG durante a indentação. c) Primeira derivada dos dados do sensor. d) Respostas de mecanorreceptores artificiais de ALII e ARII dos dados do sensor correspondentes para os diferentes ganhos (Gn). Fonte: A autora.	71
Figura 4.6 – Aprendizado sináptico excitatório para o <i>fold-1</i> . a) Pesos excitatórios iniciais gerados proporcionalmente à distância entre os campos receptivos NC e os APs modelados. b)	

Pesos excitatórios finais após o aprendizado sináptico. c) Diferença entre pesos excitatórios finais e iniciais. Fonte: Autora.....	73
Figura 4.7 – Evolução dos pesos sinápticos excitatórios durante os 1385 ciclos para o neurônio cuneiforme 01 do <i>fold 1</i> . Cada linha representa a evolução do peso de uma sinapse. Fonte: A autora.	74
Figura 4.8 – Evolução do peso de uma sinapse inibitória durante os 1385 ciclos para o neurônio cuneiforme 01 do <i>fold-1</i> . Fonte: A autora.	75
Figura 4.9 – Pesos sinápticos inibitórios finais após o aprendizado sináptico para os 1036 NCs após o <i>fold 1</i> . Fonte: A autora.....	75
Figura 4.10 – Exemplo da dinâmica do potencial de membrana de um NC para uma de indentação na <i>e-skin</i> e sobre o campo receptivo do mesmo. Fonte: A autora.	76
Figura 4.11 – Resposta neural dos APs e NCs. a) Sinal de força de indentação adquirido pela célula de carga. b) <i>Raster plot</i> da atividade em <i>spikes</i> dos neurônios de 1ª ordem. c) <i>Raster plot</i> da atividade em <i>spikes</i> dos NCs (neurônios de 2ª ordem). d) Mapa somatotópico do número de <i>spikes</i> cumulativos dos NCs durante toda a indentação. Fonte: A autora.	77
Figura 4.12 – Exemplos de respostas, em quantidade de spikes, dos NCs no mapa somatotópico da <i>e-skin</i> (colunas da esquerda) e estimativa de localização ponderada das indentação (colunas da direita) em diferentes regiões da pele.	78
Figura 4.13 – <i>Boxplots</i> do erro predição de localização de contato para os 4 <i>folds</i> . Fonte: A autora.	79
Figura 4.14 – Valores de mediana e intervalo interquartil do erro de predição para diferentes raios de ROI antes e depois do aprendizado sináptico. Fonte: A autora.	80
Figura 4.15 – Erro de predição do local de contato sobre a área da pele eletrônica após o aprendizado sináptico. Fonte: A autora.	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Valores utilizados para as variáveis do modelo de Izhikevich para obtenção de respostas ALII e ARII.....	55
Tabela 3.2 – Ganhos utilizados para simular os diferentes mecanorreceptores.	56
Tabela 3.3 – Definições dos parâmetros das equações que descrevem as correntes de entrada do modelo do matemático do neurônio cuneiforme proposto por Rongala et al. (2018).	60
Tabela 4.1 – Mediana e intervalo interquartil do erro de localização para os <i>4-folds</i>	79

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AL	Adaptação Lenta
ALI	Adaptação Lenta do Tipo I
ALII	Adaptação Lenta do Tipo II
AP	Aferente Primário
AR	Adaptação Rápida
ARI	Adaptação Rápida do Tipo I
ARII	Adaptação Rápida do Tipo II
CADP	Plasticidade sináptica cálcio dependente
EIF	Integração exponencial e disparo
FBG	Fiber Bragg Grating
FS	Disparo rápido
ICMS	Microestimulação Intracortical
IF	Neurônio Integra e dispara
IN	Interneurônios
IQR	Intervalo Interquartil
LIF	Neurônio Integra e Dispara com Vazamento
MLP	Multilayer Perceptrons
NC	Neurônio Cuneiforme
PC	Corpúsculos de Pacini
PVDF	Polifluoreto de Vinilideno
PZT	Titanato-Zirconato de Chumbo Cerâmico
ROI	Regiões de Interesse
RS	Disparo Regular
SI	Córtex Somatossensorial Primário
SII	Córtex Somatossensorial Secundário
SNC	Sistema Nervoso Central
SNN	Rede Neural de Disparo
UFU	Universidade Federal De Uberlândia
VP	Núcleo Ventral Posterior

SUMÁRIO

CAPÍTULO I	12
1 INTRODUÇÃO	12
1.1 Hipótese de Pesquisa	15
1.2 Objetivo Geral	16
1.3 Objetivos Específicos.....	16
1.4 Estrutura da Tese	17
CAPÍTULO II.....	19
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	19
2.1 Sistema Somatossensorial: O Tato.....	19
2.1.1 Os Mecanorreceptores – Aferentes Primários	23
2.1.2 As Percepções Táteis	26
2.1.2.1 <i>Percepção de Força</i>	26
2.1.2.2 <i>Percepção de Posição e Tamanho</i>	27
2.1.2.3 <i>Percepção de Forma</i>	28
2.1.2.4 <i>Percepção de Texturas</i>	29
2.1.3 O Núcleo Cuneiforme	30
2.2 Sistemas Táteis Artificiais Bioinspirados	35
2.2.1 Aplicações Para Sistemas Táteis Bioinspirados	36
2.2.1.1 <i>Feedback Sensorial Tátil em Próteses de Membros Artificiais</i>	36
2.2.1.2 <i>Sistemas Robóticos com Senso Tátil</i>	39
2.2.2 Sensores Táteis Artificiais	40
2.2.2.1 <i>Sensores Piezoresistivos</i>	40
2.2.2.2 <i>Sensores Resistivos</i>	41
2.2.2.3 <i>Sensores Capacitivos</i>	41
2.2.2.4 <i>Sensores Piezoelétricos</i>	42
2.2.2.5 <i>Sensores Triboelétricos</i>	43
2.2.2.6 <i>Sensores Ópticos</i>	43
2.2.3 Peles Eletrônicas (e-skin).....	45
2.2.4 Modelagem Bioinspirada do Subsistema Tátil	47
2.3 Considerações Finais	52

CAPÍTULO III	53
3 PROPOSTA DE MODELO NEUROMIMÉTICO PARA LOCALIZAÇÃO DE CONTATO.....	53
3.1 O Modelo Proposto	53
3.2 Informações Táteis e Pré-Processamento.....	55
3.3 Modelo Neuromimético – 1ª Camada Neural: Aferentes Primários	55
3.4 Inicialização dos Pesos Excitatórios e Campos Receptivos dos Neurônios Cuneiformes	57
3.5 Modelo Neuromimético – 2ª Camada Neural: Modelo de Aprendizado Sináptico e Dinâmica Intracelular dos Neurônios do Núcleo Cuneiforme	58
3.5.1 Conectividade da Rede Neural	60
3.5.2 Aprendizado Sináptico.....	61
3.6 Considerações Finais	62
CAPÍTULO IV.....	64
4 VALIDAÇÃO DO MODELO NEUROMIMÉTICO PARA LOCALIZAÇÃO DE CONTATO SOBRE PELE ELETRÔNICA	64
4.1 Matérias e Métodos	64
4.1.1 E-skin com Sensores Táteis FBG	64
4.1.2 Dados Táteis e Pré-Processamento	65
4.1.3 Caracterização e Avaliação dos Campos Receptivos da Pele Eletrônica	68
4.1.4 Implementação do Modelo Neuromimético para Localização de Contato.....	68
4.1.5 Análise dos Dados do Modelo Neuromimético	69
4.2 Resultados da Validação do Modelo Neuromimético.....	69
4.2.1 Campos Receptivos da E-Skin Mimetizam os Mecanorreceptores do Tipo II.....	69
4.2.2 Modelo Neuromimético – 1ª Camada Neural.....	70
4.2.3 Modelo Neuromimético – 2ª Camada Neural.....	72
4.2.3.1 <i>Aprendizado Sináptico.....</i>	<i>72</i>
4.2.3.2 <i>Comportamento dos Neurônios Cuneiformes</i>	<i>76</i>
4.2.4 Localização da Indentação.....	77
4.3 Considerações Finais	81
CAPÍTULO V	82
5 DISCUSSÃO	82

CAPÍTULO VI.....	87
6 CONCLUSÃO.....	87
6.1 Trabalhos Futuros	88
6.2 Publicações Realizadas Durante o Desenvolvimento da Tese	88
REFERÊNCIAS	91
7 APÊNDICE A – RESULTADOS DO FOLD-2.....	103
8 APÊNDICE B – RESULTADOS DO FOLD-3	104
9 APÊNDICE C – RESULTADOS DO FOLD-4.....	105
10 APÊNDICE D – RESULTADOS DO ERRO DE PREDIÇÃO	106

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

As sensações táteis desempenham um papel crucial em nossa interação social (toque afetivo) e com o mundo ao nosso redor, permitindo-nos detectar, localizar e reagir a estímulos externos, além de proporcionar a aquisição de informações sobre as características físicas de objetos quando manuseados (ABRAIRA; GINTY, 2013; BECKERLE et al., 2018; GEORGE et al., 2019; OSBORN et al., 2018). Adicionalmente, a sensação tátil é fundamental para a destreza humana e a manutenção da integridade corporal, permitindo a identificação e a localização de estímulos diversos, nocivos ou não (OSBORN et al., 2018; TABOT et al., 2013).

As informações sensoriais táteis são obtidas a partir de milhares de aferentes primários (AP) associados a mecanorreceptores distribuídos em toda a superfície da pele (ABRAIRA; GINTY, 2013). Esses mecanorreceptores podem ser classificados principalmente em quatro tipos: discos de Merkel, terminações de Ruffini, corpúsculos de Meissner e corpúsculos de Pacini. Esses receptores se encontram na parte distal das fibras nervosas, e são os responsáveis por traduzir um amplo espectro de estímulos (como vibração, pressão) em potenciais de ação que serão combinados e interpretados pelo sistema somatossensorial (ABRAIRA; GINTY, 2013; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009; PURVES et al., 2010).

A implementação artificial do sentido tátil é desejável tanto em contextos industriais quanto biomédicos, onde a percepção do ambiente externo é crucial para diversas tarefas. Robôs colaborativos e sociais, por exemplo, devem interagir de maneira segura com pessoas em diversos cenários (CHEN et al., 2022; LIU et al., 2022; MASSARI et al., 2022). Por outro lado, usuários de próteses biônicas podem se beneficiar de modelos de *feedback* tátil funcional e intuitiva, uma vez que, na carência dessas informações, os usuários ficam dependentes de outros tipos de *feedbacks*, como o visual e o auditivo, para inferir informações indiretas sobre interações mecânicas e informações exteroceptivas (CHAI et al., 2014; MIOTON; DUMANIAN, 2018; SAAL; BENSMAIA, 2015; WIJK; CARLSSON, 2015). Assim, tais mecanismos de retroalimentação sensorial podem permitir a melhoria do controle e da incorporação do controle do dispositivo protético, o que, por sua vez, pode contribuir para a

redução das altas taxas de rejeição associadas aos mesmos (CLEMENTE et al., 2019; VALLE et al., 2018; ZOLLO et al., 2019).

Assim, o desenvolvimento de sistemas táteis biomiméticos e a compreensão dos paradigmas de aprendizado do sistema somatossensorial pode permitir o desenvolvimento de próteses biônicas mais intuitivas, funcionais, com restauração da retroalimentação tátil e equipar robôs com capacidade de generalização e adaptação a novos estímulos (RONGALA et al., 2020; VALLE et al., 2018; WANG et al., 2021). Tais premissas têm impulsionado diversas pesquisas visando o desenvolvimento de sensores táteis eletrônicos, como piezoresistivos, ópticos e capacitivos, para criação de peles eletrônicas (*e-skins*) bioinspiradas, capazes de responder às sensações e estímulos de forma similar aos receptores táteis fisiológicos (MASSARI et al., 2022; OSBORN et al., 2018; ROBERTS; ZADAN; MAJIDI, 2021; WANG et al., 2023, 2021; YAO et al., 2020).

Entretanto, o uso de substratos rígidos para o desenvolvimento de sensores táteis, bem como a ineficiência dos atuais modelos de aquisição de dados, necessidade de fiação densa e de métodos de processamento de dados extremamente complexos, têm limitado sua aplicação em diversos campos (BECKERLE et al., 2018; DAHIYA et al., 2015; MASSARI et al., 2022; WANG et al., 2023). Assim, para que possamos desenvolver modelos robustos de retroalimentação neuromimética é primeiro necessário desenvolver peles eletrônicas com alta densidade de sensores artificiais capazes de responder aos mesmos estímulos que os sensores fisiológicos. Segundo, é necessário converter e processar as informações obtidas por uma grande densidade de sensores artificiais de forma semelhante àquela realizada pelo sistema nervoso (LIU et al., 2022; MASTELLER et al., 2021).

Recentemente, os sensores Fiber Bragg Grating (FBG) se mostraram uma opção viável no avanço das *e-skins*, devido sua propriedade de multiplexação, que permite distribuir múltiplos sensores, com diferentes comprimentos de onda nominais (λ_B) ao longo de uma única fibra óptica (MASSARI et al., 2020, 2022). Esses sensores, quando posicionados profundamente em substrato de silicone (Matriz *Soft*) bioinspirado na pele humana, conforme representado na Figura 1.1, mimetizam as funcionalidades das terminações de Ruffini, apresentando grandes campos receptivos com sobreposições, que respondem a estímulos aplicados em uma grande área da pele eletrônica (MASSARI et al., 2022).

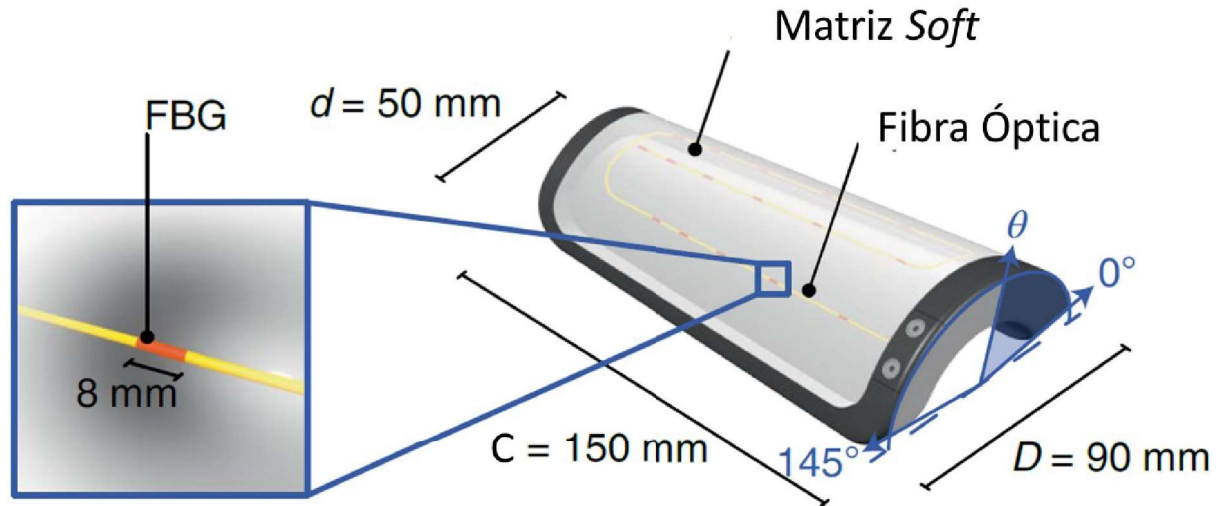


Figura 1.1 – Sensores FBG em substrato de silicone acoplado no antebraço de uma prótese.
Fonte: Adaptado de (MASSARI et al., 2022).

No entanto, como se observa, os sensores FBG possuem uma baixa resolução espacial devido ao tamanho de seus campos receptivos. Da mesma forma, a densidade desses sensores distribuídos na *e-skin* ainda é baixa quando comparada com a densidade de mecanorreceptores presentes na pele humana. Tais limitações podem ser minimizadas com o uso de modelos matemáticos que buscam, de forma geral, aumentar resolução da discriminação de estímulos sobre a pele. Nessa linha, Massari et al., 2022 demonstraram que técnicas de aprendizado supervisionado permitem a melhoria da estimativa da localização e da intensidade de indentações aplicados a uma *e-skin* equipada com 16 sensores FBG. No entanto, a inteligência biomimética, que confere aos sistemas robóticos a habilidade de tomar decisões em resposta a alterações externas e de se adaptar a novos ambientes por meio de aprendizado, e a eficácia do processamento somatossensorial ainda não foram completamente incorporadas a esses sistemas táteis artificiais, possivelmente, devido ao fato de que os mecanismos do processamento biológico envolvidos ainda não serem totalmente compreendidos (BENGTSSON et al., 2013; DAHIYA et al., 2015; SAAL; WANG; BENSMAIA, 2016; WANG et al., 2021).

Vários modelos de processamento tátil fundamentam-se em comparações com o sistema visual devido à sua notável precisão espacial (DAHIYA et al., 2015; PEI; HSIAO; BENSMAIA, 2008). A capacidade humana de localizar estímulos e a acuidade espacial variam em todo o corpo, sendo mais aprimoradas em regiões cutâneas com uma alta densidade de mecanorreceptores, como os dedos da mão, que possuem uma acuidade espacial de aproximadamente 2 mm (CORNIANI; SAAL, 2020; LIU et al., 2022; MANCINI et al., 2014). No entanto, os mecanismos sensoriais relacionados ao tato também se assemelham ao sistema

auditivo, pois exibem uma alta precisão temporal e são sensíveis a diferentes faixas de frequência (DAHIYA et al., 2015; MANFREDI et al., 2014; SAAL; WANG; BENSMAIA, 2016; WEBER et al., 2013).

Recentemente, foram propostos dois modelos bioinspirados na computação somatossensorial tátil, um destinado à classificação de texturas (RONGALA et al., 2018) e o outro à orientação de bordas (PARVIZI-FARD et al., 2021). O primeiro modelo implementou um aprendizado sináptico, inspirado na dinâmica intracelular do núcleo cuneiforme, dependente do tempo de disparo dos aferentes primários (APs). Nesse modelo a precisão temporal dos disparos dos AP permitia aos neurônios cuneiformes (NCs) aprender a identificar de sensores correlacionados, aumentando a segregação das informações táteis e possibilitando a classificação de texturas. O segundo trabalho, inspirado na precisão espacial do sistema somatossensorial, modelou uma organização funcional dos campos receptivos das estruturas superiores de processamento, com base nas estruturas do núcleo cuneiforme e do córtex somatossensorial. No entanto, até o presente momento, não foram identificados na literatura modelos neuromimético que integrem ambos os paradigmas do sistema somatossensorial, precisão temporal e espacial, para a estimativa do local de contato de estímulos táteis aplicados à uma pele eletrônica.

1.1 Hipótese de Pesquisa

A partir do exposto, essa tese fundamenta-se na hipótese de que a conversão temporal→espacial dos estímulos táteis do membro superior ocorre no núcleo cuneiforme (JOHANSSON; FLANAGAN, 2009). Esta conversão é realizada codificando padrões de convergência e divergência dos APs nos neurônios cuneiformes (NCs) (DAHIYA et al., 2015; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009; JÖRNTELL et al., 2014). Segundo essa teoria, é possível inferir que o núcleo cuneiforme representa o primeiro estágio de processamento e integração das informações táteis periféricas. O processamento desses dados, por sua vez, possibilita a classificação dos estímulos táteis por estruturas de processamento superiores, como o córtex somatossensorial (DAHIYA et al., 2015; HAYWARD et al., 2014; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009; JÖRNTELL et al., 2014).

Estudos com neurônios cuneiformes *in vivo* demonstraram que cada neurônio secundário recebe projeções de centenas de fibras aferentes, entretanto apenas 4 a 8 sinapses entre APs e NC possuem alto peso sináptico, existindo, inclusive, sinapses silenciosas. Essa alta especificidade sináptica corrobora com a hipótese de que a segregação das informações táteis ocorre no núcleo cuneiforme, uma vez que, apenas APs com alto peso sináptico são

influentes na formação dos potenciais excitatórios pós-sinápticos. Assim, essa estrutura é capaz de codificar a padrões de convergência e divergência dos APs nos neurônios cuneiformes (NCs) e realizar a conversão temporal para espacial dos estímulos táteis do membro superior (BENGTSSON et al., 2013; JÖRNTELL et al., 2014). Outrossim, a integração de potenciais de ação provenientes de neurônios primários vizinhos, cujos campos receptivos se sobrepõem, em um único neurônio secundário resulta na formação de um campo receptivo secundário maior, possibilitando a codificação simultânea de estímulos subliminares e codificação espacial das informações táteis pelo núcleo cuneiforme (SILVERTHORN, 2017).

Sendo assim, essa tese busca verificar a hipótese de que um modelo neuromimético do núcleo cuneiforme poderia inferir a localização de indentações mecânicas aplicadas em uma pele eletrônica com sensores FBG integrados. O modelo deve fundamentar-se nos dois paradigmas inerentes ao sistema somatossensorial: a existência de campos receptivos sobrepostos com uma organização funcional e a neuroplasticidade dependente da precisão temporal dos sinais originados dos mecanorreceptores (BENGTSSON et al., 2013; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009; JÖRNTELL et al., 2014; REED et al., 2008; SURESH et al., 2021; XU; WALL, 1999).

1.2 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver e avaliar um modelo artificial, bioinspirado no núcleo cuneiforme, capaz de inferir a localização de estímulos aplicados em uma *e-skin*, a partir da implementação de uma rede de neurônios cuneiformes de alta densidade somatotopicamente organizados.

1.3 Objetivos Específicos

- I. Implementar os modelos para transdução de sinais provenientes de sensores táteis FBG em sinais neuromórficos (*spikes*) de diferentes tipos de mecanorreceptores artificiais, considerando a existência de mecanorreceptores com diferentes sensibilidades e tamanhos de campos receptivos;
- II. Desenvolver e implementar uma rede de alta densidade de neurônios cuneiformes capaz de integrar informações provenientes de diferentes tipos de mecanorreceptores artificiais;
- III. Modelar um mapa somatotópico dos campos receptivos dos neurônios cuneiformes na *e-skin*;

- IV. Avaliar a capacidade do modelo em localizar estímulos mecânicos aplicados em uma pele eletrônica.

1.4 Estrutura da Tese

Visando a explanação do trabalho de forma lógica e sequencial, esta tese foi estruturada nos capítulos descritos a seguir:

- Capítulo II: FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo é apresentada a fundamentação teórica, abordando a neurofisiologia do sistema somatossensorial com enfoque no subsistema tátil, e a implementação de sistemas táteis artificiais bioinspirados.

- Capítulo III: PROPOSTA DE MODELO NEUROMIMÉTICO PARA LOCALIZAÇÃO DE CONTATO

Este capítulo apresenta uma proposta de modelo neuromimético bioinspirado nos neurônios do núcleo cuneiforme e no primeiro processamento sensorial tátil para a localização de estímulos aplicado em uma e-skin.

- Capítulo IV: VALIDAÇÃO DO MODELO NEUROMIMÉTICO PARA LOCALIZAÇÃO DE CONTATO

Neste capítulo é apresentada a implementação e os resultados da validação do modelo neuromimético utilizando uma pele eletrônica com 21 sensores FBG.

- Capítulo V: DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta a discussão sobre os resultados da validação do modelo, as possíveis aplicações do conjunto *e-skin* e modelo proposto.

- Capítulo VI: CONCLUSÃO

Neste capítulo são apresentadas as considerações finais, as principais conclusões obtidas no desenvolvimento deste trabalho, e as perspectivas de trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo será detalhado com base na literatura: a neurofisiologia do sistema somatossensorial e a implementação de sistemas táteis artificiais bioinspirados.

Assim, primeiro será explanado como é realizada a transdução das informações táteis pelos mecanorreceptores presentes na pele humana e como essas informações são processadas pelo subsistema tátil, com enfoque no primeiro processamento que ocorre no núcleo cuneiforme. Consequente será explanado as principais aplicações de sistemas táteis artificiais, como é realizado a transdução tátil por sensores artificiais, os desafios no desenvolvimento de peles eletrônicas, e os principais modelos bioinspirados para processamento dos sinais táteis artificiais.

2.1 Sistema Somatossensorial: O Tato

O sistema somatossensorial nos permite perceber amplos espectros de sensações a partir da transdução de informações como tato, dor, temperatura e propriocepção, por meio de diversos receptores sensoriais distribuídos pelo corpo. Esse sistema pode ser dividido em três subsistemas funcionalmente distintos (BEAR et al., 2008; PURVES et al., 2010):

1. **Subsistema tátil:** responsável pela percepção de vibração, pressão e tato fino, a partir da transmissão de informações de mecanorreceptores cutâneos;
1. **Subsistema proprioceptivo:** responsável pela percepção da posição e orientação do corpo no espaço;
2. **Subsistema nociceptivo:** responsável pela transmissão de sensações de dor, temperatura e tato mais grosseiro.

As sensações somáticas originam-se de atividades de distintos neurônios aferentes primários (APs) pseudounipolares, que transmitem as informações sensoriais da periferia para o sistema nervoso central (SNC) (HENDRY; HSIAO, 2013; PURVES et al., 2010).

As terminações dos APs podem inervar diferentes tipos de receptores sensoriais, como os proprioceptores (receptores musculares) e os mecanorreceptores, nociceptores e termorreceptores (receptores cutâneos) (KAAS, 2012). Esses receptores são os responsáveis por realizar a transdução sensorial, com conversão da energia de um estímulo, como o estímulo

mecânico, em energia eletroquímica. Nesse processo de transdução, um estímulo altera a permeabilidade dos canais iônicos de cátions gerando uma corrente despolarizante (potencial de receptor ou potencial gerador). Se a magnitude desse potencial de receptor for suficientemente alta, potenciais de ação (ou *spikes*) podem se propagar pela fibra neural aferente. De forma geral, a taxa de disparo dos potenciais de ação é proporcional à magnitude da resposta dos receptores sensoriais. Os potenciais de ação são transmitidos pelos APs à medula espinhal através de suas raízes dorsais, que fazem sinapses com os neurônios sensoriais de segunda ordem, conforme representado na Figura 2.1 (BEAR et al., 2008; HENDRY; HSIAO, 2013; PURVES et al., 2010).

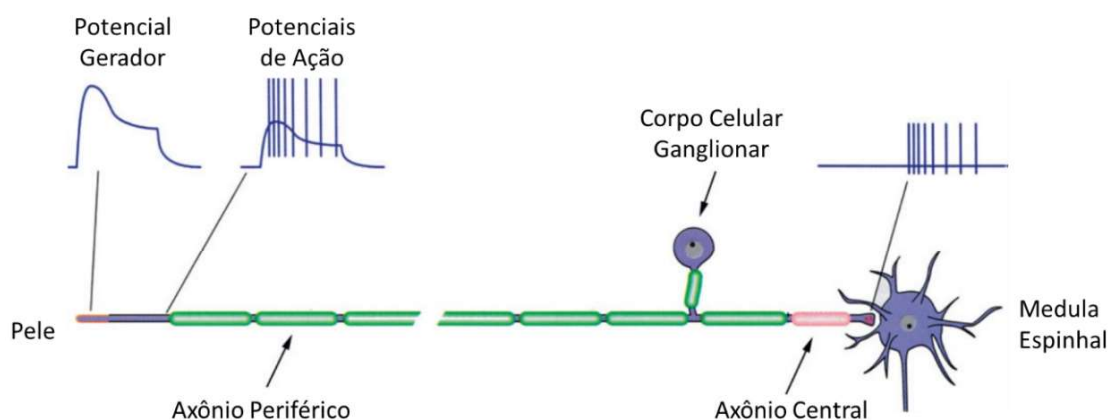


Figura 2.1 – Transdução sensorial e condução nervosa das sensações somáticas. Fonte: Adaptado de (HENDRY; HSIAO, 2013).

As fibras nervosas aferentes, ou axônios dos neurônios primários, que inervam os receptores sensoriais se diferenciam em diâmetro, presença de mielina, velocidade de condução e função, conforme demonstrado na Figura 2.2, e cada classe de fibra é responsável por transmitir um tipo de sensação.

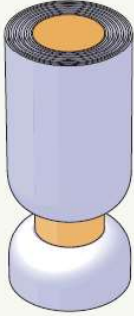



Axônios da pele	A α	A β	A δ	C
Axônios dos músculos	Grupo I	II	III	IV
				
Diâmetro (μm)	13-20	6-12	1-5	0,2-1,5
Velocidade (m/s)	80-120	35-75	5-30	0,5-2
Receptores sensoriais	Proprioceptores do músculo esquelético	Mecanorreceptores da pele	Dor, temperatura	Temperatura, dor, prurido

Figura 2.2 – Fibras nervosas aferentes somatossensoriais. Fonte: (BEAR et al., 2008).

As fibras que transmitem as informações de dor e temperatura (A δ e C), possuem menor diâmetro e menor velocidade de condução, enquanto as fibras encarregadas por transmitir as informações proprioceptivas (A α) possuem maior diâmetro e maior velocidade de condução. Por último as fibras nervosas A β são axônios mielinizados com diâmetros em torno de 6-12 μ m, capazes de propagar uma informação em uma velocidade de 35 a 75 m/s, e são responsáveis por transmitir informações táteis. As terminações dos axônios A β são comumente encapsuladas por mecanorreceptores, responsáveis pela mecanotransdução das informações pertinentes ao tato fino (BEAR et al., 2008; PURVES et al., 2010).

As informações de tato originadas do corpo são transmitidas via coluna dorsal lemnisco medial, conforme representado na Figura 2.3, entram no corno dorsal ipsilateral e se ramificam. Um dos ramos, com maior proporção de aferentes, faz sinapses com neurônios sensoriais de segunda ordem na parte profunda do corno dorsal e o outro ramo ascende diretamente para o encéfalo. Os axônios da coluna dorsal terminam nos núcleos da coluna dorsal que estão localizados no limite entre a medula espinhal e o bulbo, e recebem os aferentes advindos dos membros inferiores (núcleo grácil) e superiores (núcleo cuneiforme) (ABRAIRA; GINTY, 2013; BEAR et al., 2008).

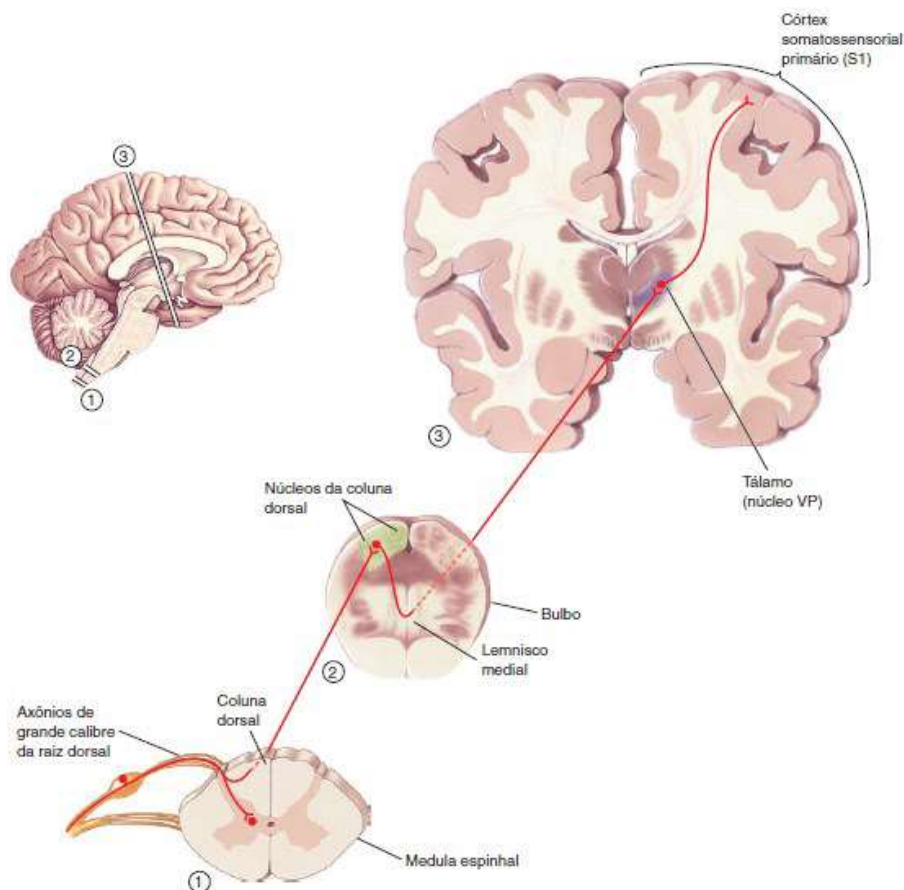


Figura 2.3 – Via de transmissão da informação tátil originada do corpo ao córtex somatossensorial. Fonte: (BEAR et al., 2008).

Os axônios dos neurônios secundários dos núcleos da coluna dorsal se curvam em direção aos bulbos ventral e medial, cruzando a linha média e formando um tracto alongado dorsoventral, denominado lemnisco medial, e, a partir deste ponto, a informação tátil é propagada contralateralmente. O lemnisco medial ascende através do bulbo, atravessando a ponte e o mesencéfalo, e seus axônios fazem sinapse com neurônios de terceira ordem do núcleo ventral posterior (VP) do tálamo (BEAR et al., 2008; PURVES et al., 2010).

Finalmente, os neurônios de terceira ordem do VP se projetam para o giro pós-central do córtex cerebral fazendo sinapses em regiões específicas do córtex somatossensorial primário (SI). Os neurônios terciários também enviam axônios para o córtex somatossensorial secundário (SII), uma região menor localizada na banda superior do sulco lateral. Destaca-se que, sempre que as informações táteis passam por sinapses, tais como nas regiões dos núcleos cuneiforme e VP, elas podem sofrer alterações. Entretanto, os níveis mais complexos de processamento são executados no córtex somatossensorial, responsável pela integração e

interpretação das informações obtidas pelos diferentes tipos de terminais mecanossensoriais cutâneos (BEAR et al., 2008; PURVES et al., 2010).

2.1.1 Os Mecanorreceptores – Aferentes Primários

A pele é o maior órgão sensorial do corpo humano, sendo innervada por uma alta densidade de mecanorreceptores responsáveis por codificar e transmitir uma vasta gama de informações sobre o ambiente que nos cerca. Estima-se que o corpo de um jovem adulto é innervado por aproximadamente 230 mil fibras táteis distribuídas de forma não homogênea pelas diferentes regiões cutâneas do corpo, conforme representado na Figura 2.4 (CORNIANI; SAAL, 2020).

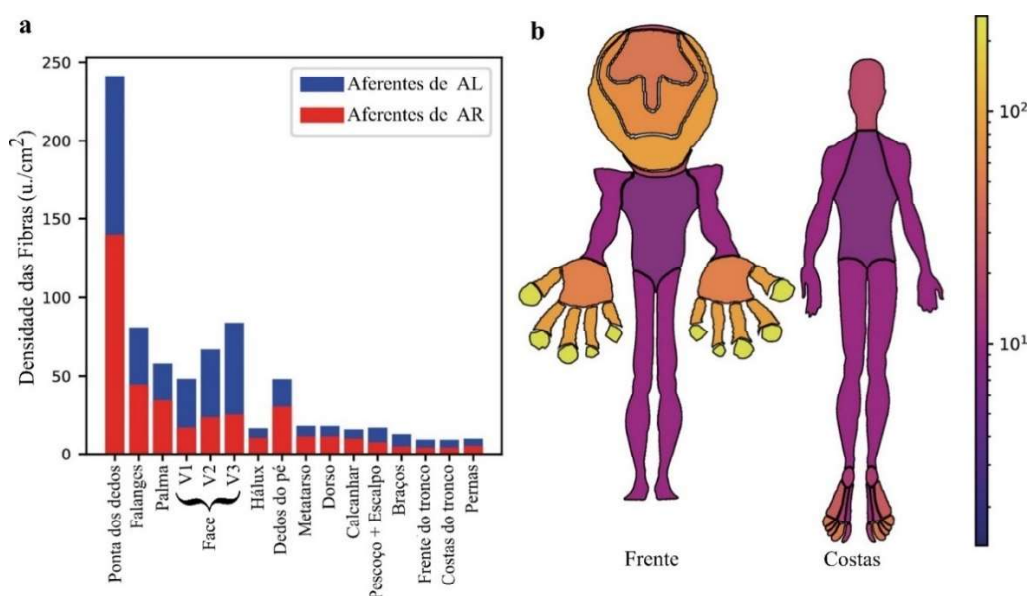


Figura 2.4 – Densidade de inervação de fibras táteis nas diferentes regiões do corpo humano. Nota-se que a densidade de inervação das fibras aferentes é muito distinta entre as diversas regiões do corpo. Na face, por exemplo, percebe-se distinções entre as regiões da testa, olhos e nariz (V1), central (V2) e lábio inferior, queixo, mandíbula e ao redor das orelhas (V3). Fonte: Adaptado de (CORNIANI; SAAL, 2020).

Os mecanorreceptores da pele se diferenciam de acordo com a sua adaptação aos diferentes estímulos, podendo ser classificados como receptores de adaptação lenta (AL) e de adaptação rápida (AR). Os receptores AL são incumbidos por traduzir informações estáticas, como a indentação de pele, e sua resposta decresce pouco depois de atingir um máximo proporcional à estimulação, se estabilizando e cessando apenas quando o estímulo é interrompido. Em contrapartida, os receptores de AR são encarregados de traduzir informações

associadas a estímulos transientes, como vibração, e sua resposta decresce rapidamente se o estímulo permanecer estático (GUYTON; HALL, 2006; LENT, 2002; PURVES et al., 2010).

Os mecanorreceptores da pele também são classificados de acordo com sua localização e o tamanho de seus campos receptivos. Mecanorreceptores localizados nas limitações da derme com a epiderme e com campos receptivos pequenos são classificados como tipo I e os localizados profundamente na derme e com campos receptivos grandes são classificados como tipo II (ABRAIRA; GINTY, 2013; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).

Assim, os quatro tipos de mecanorreceptores são nomeados e classificados da seguinte maneira: Discos de Merkel e Terminações de Ruffini são descritos como receptores de adaptação lenta do tipo I (ALI) e II (ALII) respectivamente, enquanto os receptores de adaptação rápida são os Corpúsculos de Meissner do tipo I (ARI) e os Corpúsculos de Pacini do tipo II (ARII ou PC) (BEAR et al., 2008; VALLBO; JOHANSSON, 1984). Esses receptores e suas respostas características a estímulos, bem como o tamanho de seus campos receptivos estão representados na Figura 2.5:

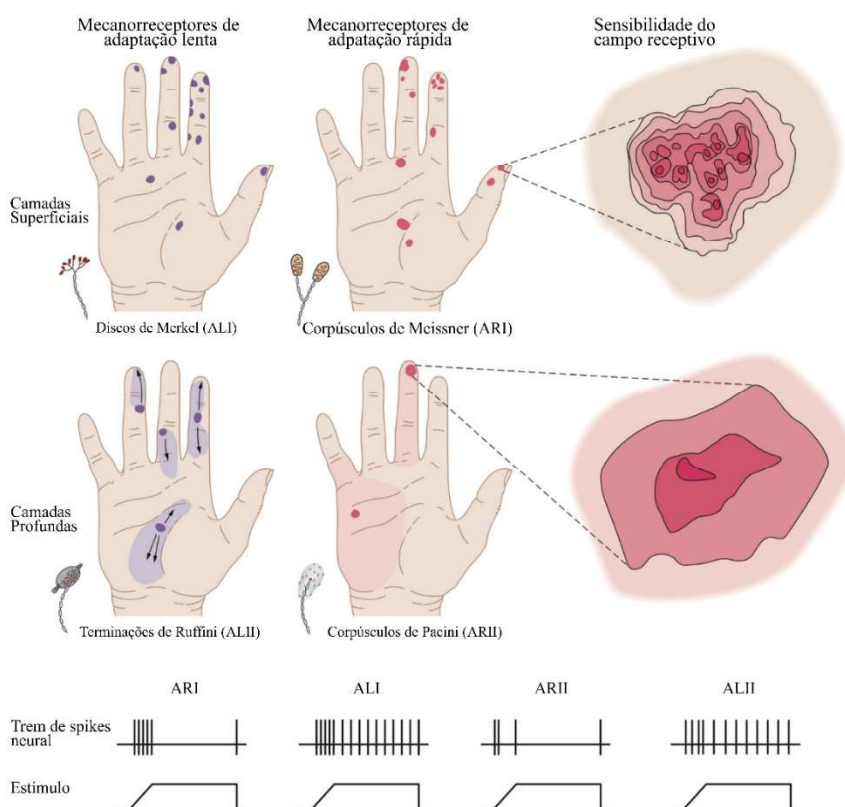


Figura 2.5 – Principais mecanorreceptores da pele. A imagem superior apresenta um modelo esquemático da distribuição, do tamanho e da sensibilidade desses aferentes. A imagem inferior representa a adaptação típica em resposta a um estímulo para os quatro tipos de mecanorreceptores. Fonte: Adaptado de (DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022).

1. **Disco de Merkel (ALI):** Estão presentes em alta densidade na pele glabra (sem pelos), com aproximadamente 70 unidades/cm², e são caracterizados por sua alta resolução espacial, sendo capazes de identificar diferenças entre detalhes espaciais de até 0,5 mm. Esses receptores também permitem percepção com alta precisão da posição e da velocidade do estímulo. Os discos de Merkel são então importantes para a percepção de indentações da pele, de texturas mais grosseiras e de bordas, curvaturas e arestas de objetos (LUCAROTTI et al., 2013; PURVES et al., 2010; WEBER et al., 2013). Por possuírem campos receptivos pequenos e estarem presentes em alta densidade na pele, os aferentes de ALI também são os principais responsáveis por codificar características espaciais dos estímulos (DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022).
2. **Terminações de Ruffini (ALII):** Presentes em menor densidade na pele glabra, com cerca de 10 unidades/cm². As terminações de Ruffini são importantes para a detecção da velocidade de movimento de objetos contra a pele, por serem sensíveis ao estiramento cutâneo. Esses receptores apresentam uma menor sensibilidade à indentações de pele que a dos discos de Merkel, fornecendo uma resposta sustentada um pouco menos precisa que as dos aferentes ALI. Ademais, os aferentes ALII desempenham um papel importante na propriocepção, integrando suas respostas com as dos fusos musculares, contribuindo para nossa percepção de localização dos dedos e de movimentos articulares (ABRAIRA; GINTY, 2013; KAAS, 2012; LUCAROTTI et al., 2013; PURVES et al., 2010). Os ALII apresentam grandes campos receptivos, de tamanhos e sensibilidade variados, conforme representado na Figura 2.5 (KNIBESTÖL, 1973a; VALLBO et al., 1995).
3. **Corpúsculos de Meissner (ARI):** Inervam a pele em maior densidade, com cerca de 140 unidades/cm², e são encarregados de traduzir as sensações causadas por vibrações em baixa frequência, em torno de 1 a 10 Hz, e pelo movimento de pele, sendo essenciais na percepção de texturas finas. Esses mecanorreceptores são importantes no controle de aderência e detecção de escorregamento de um objeto sendo manuseado. Ademais, os aferentes ARI são sensíveis a toques leves e estão densamente presentes nas pontas dos dedos (ABRAIRA; GINTY, 2013; LUCAROTTI et al., 2013; WEBER et al., 2020). Por estarem presentes em alta densidade e possuírem campos receptivos pequenos, também apresentam boa sensibilidade a características espaciais (ABRAIRA; GINTY, 2013; DEFLORIO; DI LUCA; WING, 2022).

4. **Corpúsculos de Pacini (ARII ou PC):** Inervam a pele em menor densidade que os aferentes AR I, com aproximadamente 20 unidades/cm². Esses mecanorreceptores possuem sensibilidade a percepção e distinção de altas frequências em torno de 80 a 300 Hz - característica atribuída ao seu encapsulamento laminar que atua como um filtro passa-alta, fazendo com que estes receptores se adaptem rapidamente aos estímulos. A capacidade de perceber distintas frequências é de fundamental importância na utilização de ferramentas, como um lápis ou uma chave. Os mais sensíveis corpúsculos de Pacini respondem a deslocamentos da pele tão pequenos quanto 10 nm. Os aferentes ARII são maiores que 1 mm de comprimento e possuem campo receptivo muito grande (baixa acuidade espacial). Assim como os aferentes ALII, seus campos receptivos são de tamanhos e sensibilidade variadas e apresentam uma região de maior sensibilidade com bordas mais suaves, como demonstrado na Figura 2.5 (ABRAIRA; GINTY, 2013; BEAR et al., 2008; HENDRY; HSIAO, 2013; KNIBESTÖL, 1973a; LUCAROTTI et al., 2013; VALLBO et al., 1995).

2.1.2 As Percepções Táteis

As informações sensoriais obtidas pelos quatro tipos de mecanorreceptores da pele contribuem para nossa percepção tátil de diferentes propriedades de materiais, tais como tamanho, força e textura (LUCAROTTI et al., 2013). A função de cada mecanorreceptor nas principais percepções táteis serão detalhados a seguir.

2.1.2.1 Percepção de Força

A percepção de força se dá pela combinação informações aferidas pelos quatro mecanorreceptores. Quando uma força é aplicada na mão, as unidades ARII, que apresentam grandes campos receptivos, irão disparar indicando o início do estímulo em algum lugar. Consequentemente, os pequenos receptores ARI localizados em torno do local em que a força está sendo aplicada irão disparar - esses receptores apresentam sensibilidade a forças de compressão e cisalhamento. Se o estímulo permanecer estático, os receptores AL irão exibir respostas aferentes. Os receptores ALI são responsáveis por codificar as forças normais e de cisalhamento, enquanto os receptores ALII codificam as forças tangenciais (DARGAHI; NAJARIAN, 2004; LUCAROTTI et al., 2013).

2.1.2.2 Percepção de Posição e Tamanho

Fisiologicamente, a habilidade humana de localizar com maior precisão estímulos aplicados a pele é melhor nas regiões do corpo com maior densidade de mecanorreceptores, como nos dedos, que possuem limiar de discriminação de dois pontos menor que 4 mm e erro de localização menor que 2 mm (Figura 2.6) (CHOLEWIAK, 1986; CORNIANI; SAAL, 2020; MANCINI et al., 2014). A localização e a direção de objetos em movimento são codificadas principalmente pela distribuição espacial da população de mecanorreceptores na pele, ou seja, não são representadas apenas pela resposta de um único aferente ou fibra ativada em um determinado instante (FRIEDMAN et al., 2002).

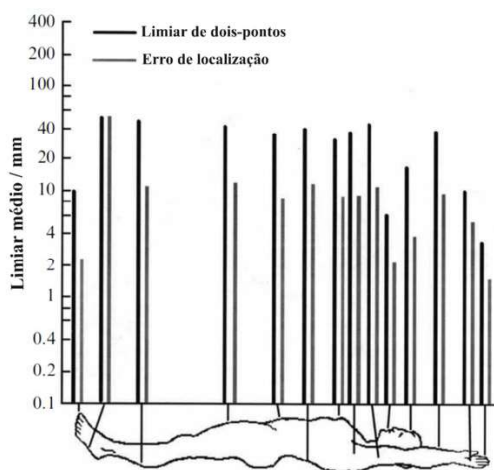


Figura 2.6 – Limiares de percepção de dois pontos e erros de localização para diferentes regiões do corpo. O limiar de dois pontos é o limiar para discriminar um ponto quando dois pontos são tocados simultaneamente. O erro de localização é o limiar para determinar se o mesmo local ou dois locais diferentes foram tocados sucessivamente. Fonte: Adaptado de (CHOLEWIAK, 1986).

Como se observa, a codificação da nossa percepção de posição e de tamanho de objetos manuseados ocorre principalmente devido à atividade dos aferentes do tipo I, pois possuem campos receptivos pequenos. Apesar dos quatro tipos de mecanorreceptores estarem ativos nas mesmas situações, os aferentes do tipo II, possuem grandes campos receptivos com baixa acuidade espacial (DARGAHI; NAJARIAN, 2004). Ou seja, a dimensão dos campos receptivos é crucial para a codificação da informação espacial. Como geralmente os objetos são maiores que o campo receptivo de um único neurônio sensorial, grupos de receptores vizinhos com campos receptivos sobrepostos são estimulados, como representado na Figura 2.7. A intensidade do estímulo irá afetar o número de receptores ativados, criando uma imagem neural que representará o tamanho e os contornos do objeto. Destaca-se que os terminais axonais dos

receptores são arranjados somatotopicamente no sistema nervoso central, fornecendo um mapa somatotópico ordenado da região do corpo inervada, o que possibilita a codificação e a localização do estímulo (KANDEL et al., 2014).

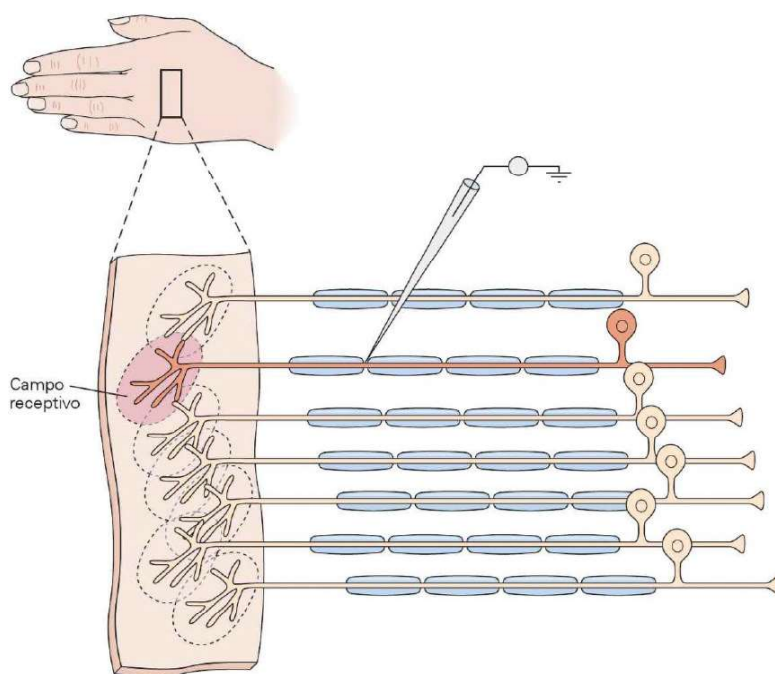


Figura 2.7 – Campos receptivos com sobreposições dos aferentes sensoriais. Fonte: (KANDEL et al., 2014).

Por fim, os aferentes ALI, capazes de codificar a magnitude da indentação da pele, são os principais responsáveis por aferirem o tamanho (área) do estímulo e sua localização, a partir da resposta espacial da população desses aferentes. Por outro lado, as respostas espaciais dos aferentes AR fornecem medidas menos precisas da localização e do tamanho do objeto, pois são mais sensíveis à taxa de variação da curvatura da pele do que a magnitude do estímulo propriamente (FRIEDMAN et al., 2002).

2.1.2.3 Percepção de Forma

A percepção de forma é descrita como a percepção de estruturas geométricas de um objeto ou superfície (LUCAROTTI et al., 2013). Essa percepção é considerada robusta por não variar se o objeto é tocado de forma passiva ou ativa, ou se manipulado com diferentes níveis de força de contato dentro de uma faixa de 0,2 a 1 N. Contudo, a percepção de forma pode sofrer pequenas variações a depender da altura do relevo das características espaciais, se o

estímulo é estacionário ou dinâmico, e caso a velocidade de varredura da mão seja maior que 80 mm/s (JOHNSON; YOSHIOKA; VEGA BERMUDEZ, 2000; LUCAROTTI et al., 2013).

Nossa percepção de forma está diretamente relacionada com a densidade de aferentes táteis presentes em cada parte do corpo. Os dedos são capazes de discriminar estímulos com dimensões espaciais em torno de 1 mm, devido à alta densidade de inervação de aferentes ARI e ALI presentes nas pontas (JOHNSON; YOSHIOKA; VEGA BERMUDEZ, 2000). De maneira geral, os aferentes de AL exibem perfis de respostas espaciais que refletem a forma do estímulo. No caso de objetos com curvaturas, a taxa de disparo dos aferentes AL é espacialmente distribuída possibilitando codificar a localização do centro da área de contato (FRIEDMAN et al., 2002). O aferentes ARII e ALII não são capazes de fornecer informações precisas das características espaciais, pois estão presentes em menor densidade (JOHNSON; YOSHIOKA; VEGA BERMUDEZ, 2000).

2.1.2.4 *Percepção de Texturas*

A percepção de texturas é descrita como a sensação subjetiva de uma superfície dependente da distribuição estatística de suas propriedades físicas e envolve pelo menos duas dimensões principais e independentes, a rugosidade e a dureza (LUCAROTTI et al., 2013; RANDALL, 2002). Essa percepção é essencial na distinção e reconhecimento de diversos materiais e objetos, podendo essa ser considerada uma das principais funções hápticas (YAU; HOLLINS; BENSMAIA, 2009).

A percepção de textura (rugosidade) é unidimensional e depende de elementos como altura, diâmetro, complacência, forma e densidade, ademais, a relação entre rugosidade e esses diferentes elementos é complexa e não linear (JOHNSON; YOSHIOKA; VEGA BERMUDEZ, 2000). Acredita-se que o deslizamento do dedo (toque ativo) sobre a superfície possibilita a obtenção de informações temporais por meio das oscilações mecânicas (vibração), sendo que as fibras ARI codificam as informações em baixa frequência e as fibras ARII codificam as informações em altas frequências. Ainda, nesse processo, informações proprioceptivas são aferidas e combinadas com as informações táteis, fornecendo assim a percepção das distintas rugosidades independente da velocidade de exploração (DARGAHI; NAJARIAN, 2004; WEBER et al., 2013; YAU; HOLLINS; BENSMAIA, 2009; YOSHIOKA et al., 2011).

A codificação de texturas mais grosseiras é realizada principalmente pelos mecanorreceptores ALI, que aferem características espaciais a partir do contato estático, como, por exemplo, na codificação das distintas letras de braille (WEBER et al., 2013; YOSHIOKA et al., 2011). Assim, a percepção de características de texturas mais complexas e finas é realizada

a partir da combinação de informações obtidas pelos diferentes mecanorreceptores da mão, combinadas com informações proprioceptivas (WEBER et al., 2013; YOSHIOKA et al., 2011). GENNA et al. (2018) demonstraram que processamento da discriminação de rugosidade é realizado essencialmente no córtex somatossensorial e nas áreas pré-frontais, onde a primeira região é responsável pelo processamento das informações sensoriais e a segunda pelo processamento cognitivo do toque, com envolvimento de atenção (GENNA et al., 2018).

A percepção de dureza está relacionada com propriedades viscoelásticas dos materiais e é codificada principalmente por mecanorreceptores ALI, que aferem a deformação sustentada de um material a partir das variações em sua taxa de disparo. Entretanto, como para essa percepção é necessária a realização de movimentos verticais, as fibras ARI também podem contribuir com essa codificação, indicando o local em que o estímulo está ocorrendo (DARGAHI; NAJARIAN, 2004). Assim, o grau de maciez é determinado pela taxa de crescimento da área de contato com a força e pela uniformidade da pressão em relação a essa área. Por outro lado, o grau de dureza está relacionado com a resistência à deformação um objeto ou superfície quando a força aplicada é variada (LUCAROTTI et al., 2013; RANDALL, 2002).

2.1.3 O Núcleo Cuneiforme

As fibras aferentes primárias dos membros superiores enviam suas projeções para o núcleo cuneiforme. Nesse processo, uma única fibra aferente pode se projetar para até 1.700 neurônios cuneiformes, sendo que cerca de 2.000 aferentes táteis inervam a ponta de cada dedo da mão. Cada um daqueles neurônios cuneiformes, por sua vez, recebe projeções de até 300 fibras aferentes, conforme representado na Figura 2.8. No total, estima-se que cerca de 11.000 neurônios cuneiformes estariam envolvidos na classificação de estímulos táteis recebidos em cada um dos dedos da mão (JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).

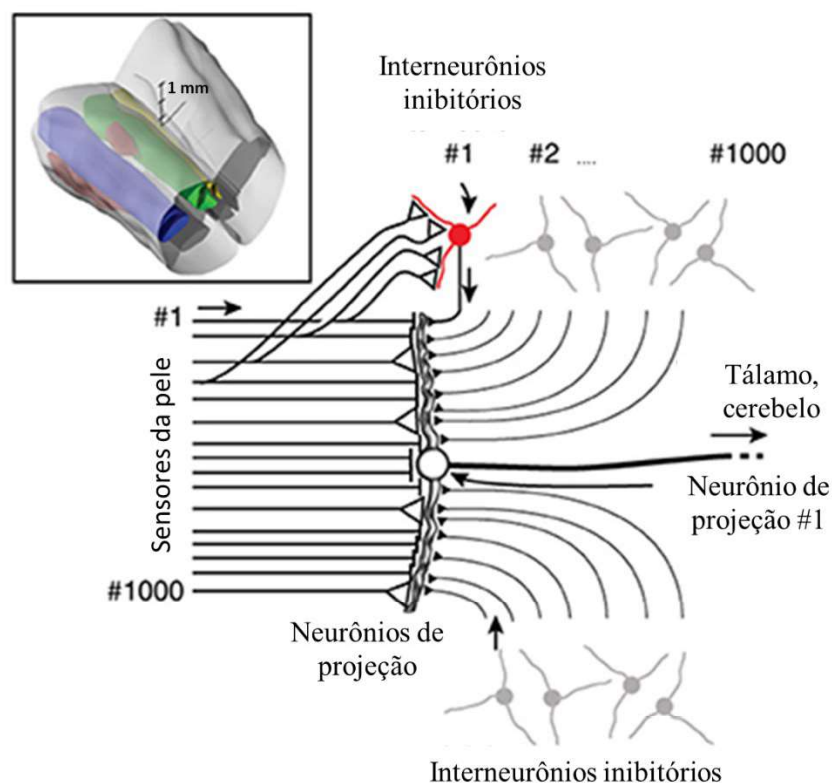


Figura 2.8 – Diagrama do circuito neuronal do núcleo cuneiforme. À esquerda, as linhas representam axônios provenientes de receptores cutâneos. Os pesos sinápticos são indicados pelo tamanho dos triângulos ou pelo término em uma linha fina para pesos próximos de zero. Interneurônios inibitórios (vermelho para o neurônio destacado e cinza para os demais) possuem axônios que estabelecem sinapses inibitórias no neurônio de projeção (triângulos pretos). No centro, há um neurônio de projeção cuneiforme, retratado pela circunferência, que conecta seu axônio ao tálamo ou cerebelo. Inserção: Representação tridimensional do tronco encefálico inferior, destacando em verde a localização do núcleo cuneiforme. Em amarelo é representado núcleo grácil, enquanto o núcleo cuneiforme externo é representado em vermelho. Fonte: Adaptado de (RONGALA et al., 2018).

Apesar de centenas de aferentes primários fazer sinapses com um único neurônio cuneiforme (NC), recentemente foi sugerido que os neurônios do núcleo cuneiforme possuem uma forte plasticidade sináptica. Bengtsson et al. (2013) demonstraram, em um estudo realizado com gatos, que os pesos individuais das sinapses entre os aferentes primários e os neurônios cuneiformes se diferem significativamente (Figura 2.8) - dentre as centenas de sinapses de um neurônio cuneiforme com os aferentes primários, apenas 4 a 8 possuem alto peso sináptico, existindo, inclusive, sinapses silenciosas (peso sináptico igual a zero). Assim, apenas os aferentes primários com alto peso sináptico são influentes na formação dos potenciais

excitatórios pós-sinápticos, corroborando a hipótese de que os neurônios cuneiformes auxiliam na segregação da informação tátil. Acredita-se que os interneurônios inibitórios do núcleo cuneiforme, que fazem sinapses inibitórias com os neurônios de segunda ordem, contribuem com o aumento da segregação dessas informações. Além disso, as sinapses silenciosas podem se tornar efetivas por meio da potenciação de longo prazo, o que é fundamental na manutenção das funções hápticas durante as mudanças de características funcionais e estruturais do sistema nervoso periférico que acontecem, por exemplo, com a aquisição de novas habilidades sensório-motoras, com o envelhecimento e após uma lesão (BENGTTSSON et al., 2013; JÖRNTELL et al., 2014).

Além dessa alta especificidade sináptica, um outro indício de que os neurônios secundários são responsáveis pelo primeiro processamento somatossensorial foi demonstrado em estudos utilizando tanto gatos e primatas não humanos. Tais estudos, demonstraram que os campos receptivos dos neurônios cuneiformes são em média maiores que os campos receptivos dos aferentes primários, podendo alguns deles terem campos respectivos do tamanho de um coxim (dígito) (BENGTTSSON et al., 2013; SURESH et al., 2021; XU; WALL, 1999). Desta forma, observa-se a convergência de APs vizinhos, com campos receptivos sobrepostos, em um único neurônio secundário, formando um campo receptivo secundário maior, o que permite a codificação de estímulos subliminares simultâneos. Em áreas de maior sensibilidade, a quantidade de APs que convergem em um único neurônio cuneiforme é menor, formando campos receptivos secundários menores. Assim, o tamanho dos campos receptivos secundários também influencia na nossa habilidade de discriminação de dois pontos, conforme exemplificado na Figura 2.9 (SILVERTHORN, 2017). Salienta-se que a sobreposição funcional de grandes campos receptivos pode aprimorar, em vez de degradar, a codificação de informações espaço-temporais (JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).

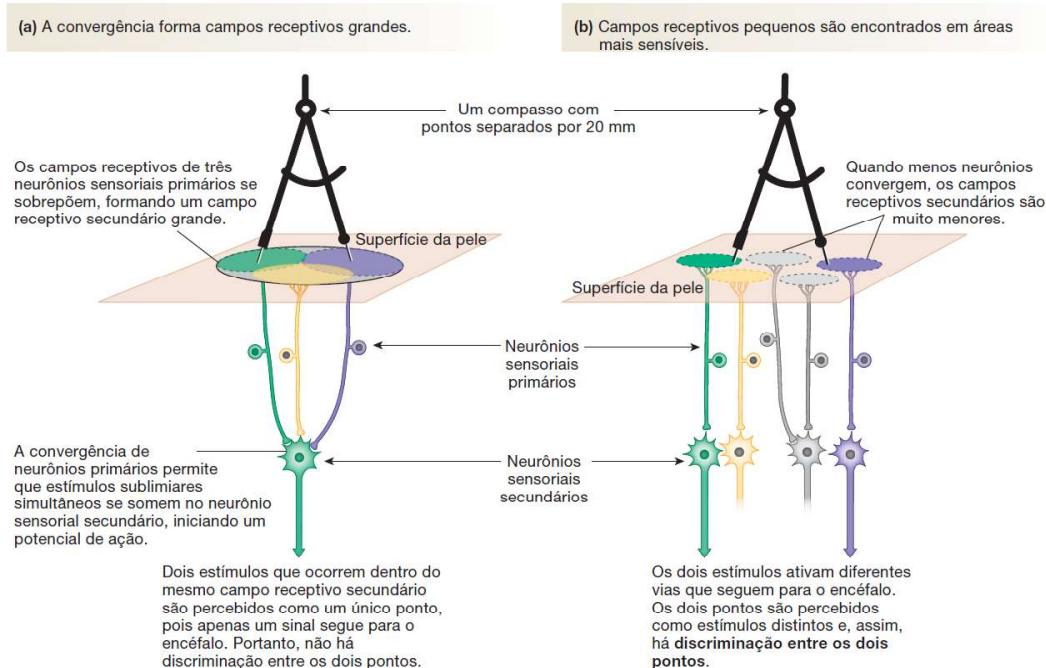


Figura 2.9 – Convergência dos campos receptivos dos aferentes primários em neurônios secundários. Fonte: (SILVERTHORN, 2017)

O núcleo cuneiforme apresenta uma organização somatotópica funcional dos membros superiores, possuindo aglomerados de células que recebem os feixes aferentes das diferentes regiões da pele, como dos cinco dedos, da palma da mão e das regiões do braço, formando assim um mapa somatotópico do membro superior. Ainda, comparações dessa organização do núcleo cuneiforme com a área 3b do córtex somatossensorial sugerem a existência da preservação das informações táteis e da organização somatotópica, sendo postulado que essa organização funcional deve contribuir com a nossa habilidade de discriminação tátil (FLORENCE; WALL; KAAS, 1989; LOUTIT; VICKERY; POTAS, 2021; XU; WALL, 1999).

Conforme postulado por Johansson e Flanagan (2009), os neurônios do núcleo cuneiforme seriam ainda responsáveis pela conversão temporal para espacial dos estímulos táteis. Neste modelo, esses neurônios funcionariam como detectores de coincidência, a partir da codificação de padrões de convergência e divergência dos aferentes primários em neurônios cuneiformes. Esse processo permitiria aos neurônios secundários codificarem exclusivamente diferentes padrões de temporização de primeiro pico de unidades aferentes vizinhas e a variação na velocidade de condução entre os aferentes A β poderia auxiliar a classificação dos distintos estímulos. No modelo, entradas sinápticas diferentes e síncronas ocorreriam em um ou mais neurônios cuneiformes para um tipo de estímulo tátil, enquanto, para um outro tipo de estímulo,

essas entradas síncronas ocorreriam em um grupo distinto de neurônios de segunda ordem, conforme representado na Figura 2.10 (DAHIYA et al., 2015; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).



Figura 2.10 – Modelo hipotético de detecção de coincidências de *spikes* neurais para o processamento rápido de informações aferentes no núcleo cuneiforme. Fonte: Adaptado de (JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).

Jörntell et al. (2014) propuseram uma versão modificada do modelo de Johansson; Flanagan, (2009), demonstrando que é mais provável que a densidade de disparos aproximada dos neurônios secundários por intervalo de tempo seja a informação sensorial transmitida pelos neurônios cuneiformes para os estágios superiores de processamento. Nesse estudo, foi evidenciada a capacidade de segregação de informações táteis do núcleo cuneiforme, uma vez que, com a densidade de disparo de apenas três neurônios cuneiformes em uma janela de tempo de 150 ms era possível classificar corretamente 18 estímulos táteis distintos apresentados na pata de um gato (DAHIYA et al., 2015; JÖRNTELL et al., 2014).

Os neurônios cuneiformes são caracterizados por taxas de disparo entre 200 e 1000 Hz. Esses neurônios frequentemente ainda apresentam disparos múltiplos (*bursts*), conforme demonstrado na Figura 2.11 (JÖRNTELL et al., 2014; RONGALA, 2017).

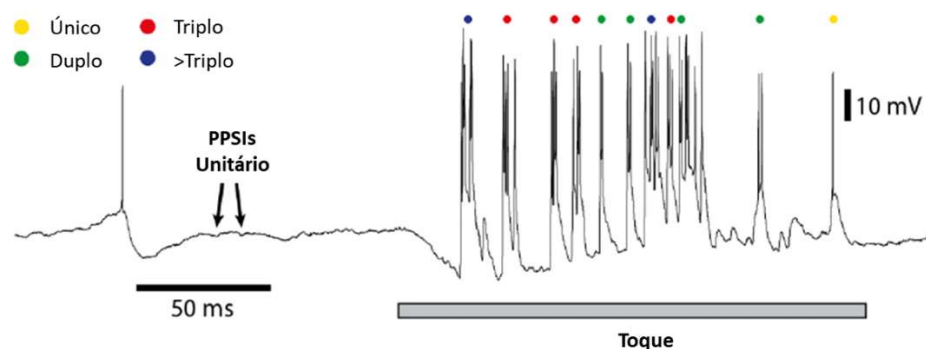


Figura 2.11 – Resposta intracelular do neurônio cuneiforme para um estímulo tátil na pata de um gato. PPSIs: potenciais pós-sinápticos inibitórios. Fonte: Adaptado de (RONGALA, 2017).

Por fim, os neurônios cuneiformes podem se diferenciar pelo tipo de APs associados. Existem neurônios de segunda ordem que recebem aferentes exclusivamente de um único tipo de classe de AP (AL I, AR I ou AR II), sendo denominados neurônios unimodais, porém também existem neurônios que recebem mais uma classe de APs, denominados bimodais e trimodais (DOUGLAS; FERRINGTON; ROWE, 1978; SURESH et al., 2021). Assim, alguns neurônios cuneiformes são mais sensíveis a estímulos sustentados (indentação) e outros a estímulos transientes (vibração), porém existem neurônios secundários que respondem a ambos os tipos de estímulos (SURESH et al., 2021).

Suresh et al., 2021 demonstraram que o núcleo cuneiforme funciona como filtro temporal, existindo neurônios secundários sensíveis a diferentes faixas de frequências, bem como atua como filtro espacial, uma vez que, os neurônios cuneiformes apresentam seletividade à orientação de borda e direção de movimento.

2.2 Sistemas Táteis Artificiais Bioinspirados

São as informações táteis que permitem aos humanos localizar estímulos aplicados sobre as diferentes regiões da pele, avaliar as propriedades de objetos, como tamanho, forma, complacência e periculosidade, e determinar os estados de contato quando um objeto é manipulado (MASSARI et al., 2022; VALLE et al., 2018; ZOLLO et al., 2019). Desse modo, o senso tátil artificial contribuiria para que sistemas robóticos interagissem com o ambiente ao seu redor de maneira adaptativa, assim como os humanos, e possibilitaria o desenvolvimento de próteses mais intuitivas e funcionais. Tais potenciais benefícios têm impulsionado a criação de modelos de sensores táteis e peles eletrônicas (e-skin) bioinspirados (EL RASSI; EL RASSI, 2020; LUCAROTTI et al., 2013; MASSARI et al., 2022).

2.2.1 Aplicações Para Sistemas Táteis Bioinspirados

2.2.1.1 Feedback Sensorial Tátil em Próteses de Membros Artificiais

O *feedback* sensorial é relatado por amputados de membro superior como uma das principais funcionalidades faltantes nas próteses comerciais (RASPOPOVIC; VALLE; PETRINI, 2021). Tal ausência impede a realização de manipulações finas e limitam o controle da preensão, além de tornar os usuários praticamente dependentes de *feedbacks* visual e auditivo para o controle do dispositivo protético (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; RASPOPOVIC; VALLE; PETRINI, 2021). Similarmente, os usuários de próteses de membro inferior também são muito dependentes do *feedback* visual para obter pistas sensório-motoras para correta manutenção o equilíbrio e execução de movimentos precisos (VALLE et al., 2021).

Ademais, a ausência do feedback fisiológico entre a prótese e o cérebro impede a integração adequada da prótese à percepção corporal (sentimento de incorporação). Assim, a restauração do *feedback* sensorial de maneira natural é uma necessidade clínica, com potencial para redução da alta taxa de rejeição dos dispositivos, observada, principalmente, por usuários de próteses de membros superiores (RASPOPOVIC; VALLE; PETRINI, 2021)

Recentemente diversas estratégias foram propostas na tentativa de restaurar a retroalimentação sensorial para usuários de próteses (BECKERLE et al., 2018; BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; STEPHENS-FRIPP; ALICI; MUTLU, 2018). Em geral, essas estratégias podem se utilizar de procedimentos invasivos ou não-invasivos. Nas estratégias não-invasivas são utilizados apenas elementos superficiais, como eletrodos de eletroestimulação, posicionados sobre a pele para transmitir informações a respeito das interações da prótese com objetos (Figura 2.12 – a) (D’ANNA et al., 2017; OSBORN et al., 2018). As estratégias invasivas requerem o implante cirúrgico de dispositivos que fazem interface com os nervos periféricos (Figura 2.12 – b) ou com o cérebro diretamente (Figura 2.12 – c) e são capazes de estimular neurônios a partir da aplicação de correntes elétricas (O’DOHERTY et al., 2019; VALLE et al., 2018).

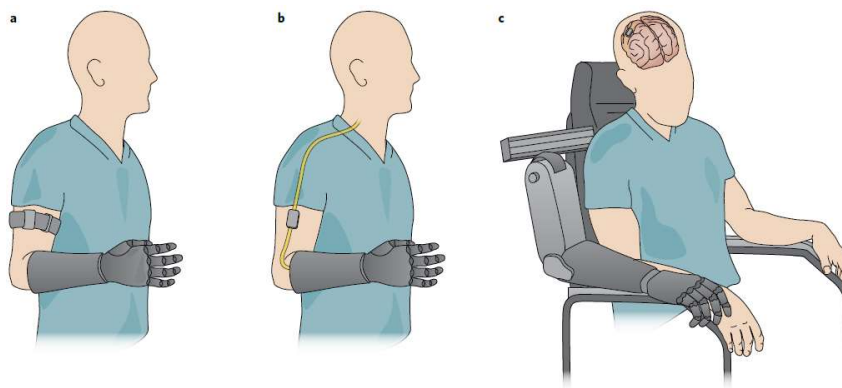


Figura 2.12 – Métodos de restauração da retroalimentação sensorial em próteses de membro superior: a) Feedback sensorial não-invasivo utilizando de elementos superficiais, como eletrodos de eletroestimulação ou atuadores mecânicos, b) Feedback sensorial invasivo por eletrodos implantados sobre nervos periféricos, c) Feedback sensorial invasivo via interface com sistema nervoso central. Fonte: (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020).

Idealmente, independente da estratégia adotada, busca-se uma retroalimentação sensorial natural e intuitiva, capaz de restaurar os diferentes tipos de sensações, diminuir o gasto cognitivo dos usuários de prótese ao manusear objetos e, assim, aumentar a incorporação da prótese e a destreza da mão robótica (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020). Para isso, é necessário que o *feedback* restaurado possua características correspondentes ao feedback natural (modalidade correspondente) e possua características somatotópicas. Na substituição sensorial de modalidade correspondente a sensação percebida deve ser correspondente ao tipo estímulo, ou seja, um estímulo de pressão deve ser percebido como uma sensação de pressão e não de vibração. Na substituição sensorial somatotópica, o estímulo deve ser percebido no local em que ele está atuando; ou seja, um estímulo aplicado no dedo indicador da mão robótica deve ser sentido no dedo indicador da mão fantasma (CHAI; ZHANG; ZHU, 2017; STEPHENS-FRIPP; ALICI; MUTLU, 2018).

De forma geral, a restauração sensorial tátil entre o amputado e o membro protético pode ser dividida em cinco etapas (representadas na Figura 2.13): i) protetização; ii) sensorização da prótese a partir de sensores táteis e *e-skin*; iii) codificação dos sinais táteis artificiais em estímulos; iv) estimulação; e v) restauração da percepção sensorial tátil (RASPOPOVIC; VALLE; PETRINI, 2021).

A codificação dos sinais táteis, coletados a partir de sensores eletro-eletrônicos, via modelos bioinspirados (biomiméticos) tem gerado resultados promissores em diversas pesquisas, sendo capazes de restaurar a percepção de níveis distintos de força (VALLE et al., 2018); de textura e rugosidade (MAZZONI et al., 2020; ODDO et al., 2016); e até mesmo de

dor (OSBORN et al., 2018). As pesquisas também apontam que este modelo bioinspirado permite melhorar o sentimento de incorporação da prótese e diminuem as percepções anormais do membro fantasma, como o efeito telescópio (percepção de que o membro fantasma está se retraindo em direção ao coto) (VALLE et al., 2018).

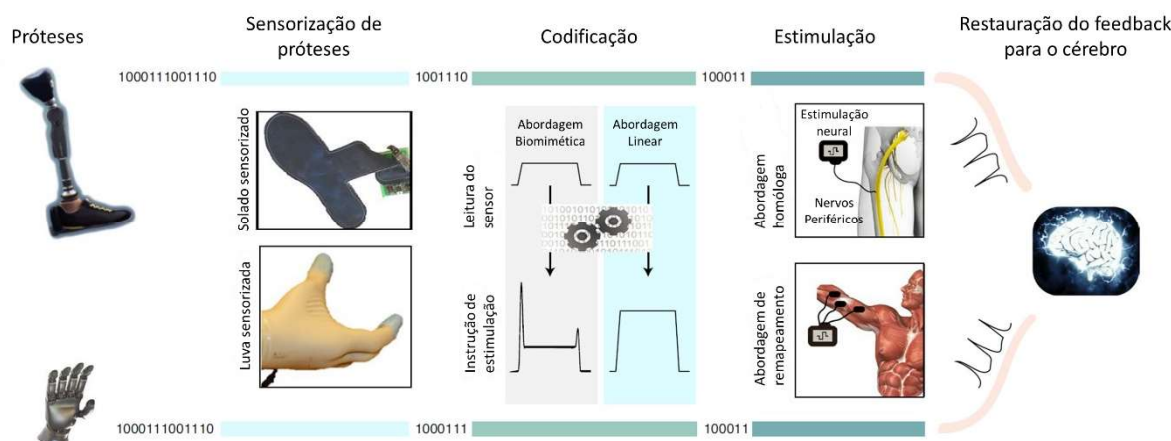


Figura 2.13 – Modelo geral de um sistema de restauração do *feedback* sensorial. Sensores são acoplados ao membro protético, cuja leitura dos sinais táteis é codificada em estimulação elétrica nervosa - preferencialmente essa codificação mimetizará o sistema somatossensorial. Idealmente a estimulação deve gerar ativação nervosa sensorial idêntica àquela que teria sido produzida pelos aferentes cutâneos. Fonte: Adaptado de (RASPOPOVIC; VALLE; PETRINI, 2021).

No entanto, nenhum dos modelos descritos é utilizado em próteses comerciais (GEORGE et al., 2019). Ademais, ainda não existe um modelo que proporcione a restauração do *feedback* sensorial tátil funcional e intuitivo, que possibilite a percepção e a discriminação correta de importantes características hápticas como níveis de força com alta resolução, informações texturais, como a rugosidade e complacência, e local do contato tátil (MANFREDI et al., 2014).

Assim, torna-se premente a necessidade de novas pesquisas e desenvolvimentos de sistemas capazes de coletar informações em alta densidade (similar a fisiológica) de sensores táteis artificiais, processar e condensar essas informações em um modelo capaz de prover sensações táteis adequadas com número de canais de eletroestimulação muito inferior à quantidade de vias aferentes perdidas com a amputação. Além disso, é necessário desenvolvimento de novos modelos de eletrodos e sistemas eletroestimulação multicanal para melhoria da resolução espacial da restauração tátil (RASPOPOVIC; VALLE; PETRINI, 2021; SHIN et al., 2018).

2.2.1.2 *Sistemas Robóticos com Senso Tátil*

As demandas industriais atuais exigem robôs mais adaptáveis, flexíveis e com capacidades de manipulação avançadas, com mãos robóticas autônomas e destros, capazes de manipular diversos objetos de maneira adaptativa. Tradicionalmente, o controle dos efetores finais dos robôs é baseado em conhecimento prévio do objeto e do ambiente, limitando a adaptabilidade dos sistemas robóticos a eventos inesperados. Para superar essas limitações, a incorporação do feedback tátil dentro do esquema de controle da mão robótica permitiria a exploração de objetos e ajuste de controle em tempo real. Assim, o sentido tátil biomimético passou a ser considerado fundamental para que robôs consigam reproduzir a destreza da mão humana e se adaptem a diferentes situações e ambientes (KAPPASSOV; CORRALES; PERDEREAU, 2015; ROBERTS; ZADAN; MAJIDI, 2021; VOULOUTSI et al., 2023). Este sentido tátil é especialmente necessário em robôs sociais, colaborativos e de serviço que interagem com humanos em ambientes não estruturados, como o ambiente doméstico (KAPPASSOV; CORRALES; PERDEREAU, 2015; PANG; YANG; PANG, 2021). Os robôs colaborativos devem ser capazes de interagir com humanos em um espaço de trabalho compartilhado em diferentes cenários, desde produção industrial até assistência médica e de reabilitação, possuindo o potencial de fornecer serviços de cuidados humanos, ao mesmo tempo em que se equipam com os recursos exigidos, que incluem a colaboração segura e interação afetiva (MASSARI et al., 2022; PANG; YANG; PANG, 2021).

A coexistência e colaboração entre robôs e humanos em diversos cenários pode acarretar ao contato acidental ou intencional. Portanto, a presença de sistemas de detecção inteligentes é fundamental para garantir uma interação humano-robô segura. Um robô com a capacidade de sentir, categorizar e responder ao toque, preferencialmente em todo o seu corpo, replicando o desempenho sensorial humano, pode resultar em interações humano-robôs mais intuitivas, além de proporcionar maior flexibilidade, adaptabilidade e, principalmente, redução de riscos (MASSARI et al., 2020; PANG; YANG; PANG, 2021). Ademais, a incorporação do senso tátil em robôs permitiria que esses identificassem a intenção do toque e interpretasse as emoções transmitidas, aprimorando as interações afetivas entre robôs e humanos, o que é benéfico em várias aplicações, como em intervenções terapêuticas e cuidados emocionais (PANG; YANG; PANG, 2021).

Desse modo, e similar ao discutido anteriormente para próteses de membros artificiais, torna-se necessário o desenvolvimento de peles eletrônicas macias e flexíveis, com sensores táteis distribuídos em grandes áreas curvas, capazes de cobrir todo o corpo robótico, e com o

mínimo de sobrecarga de fiação (MASSARI et al., 2022; ROBERTS; ZADAN; MAJIDI, 2021; WANG et al., 2021).

2.2.2 Sensores Táteis Artificiais

A Figura 2.14 mostra os mecanismos de transdução de diversos tipos de sensores táteis, propostos na literatura (LUCAROTTI et al., 2013; WANG et al., 2019).

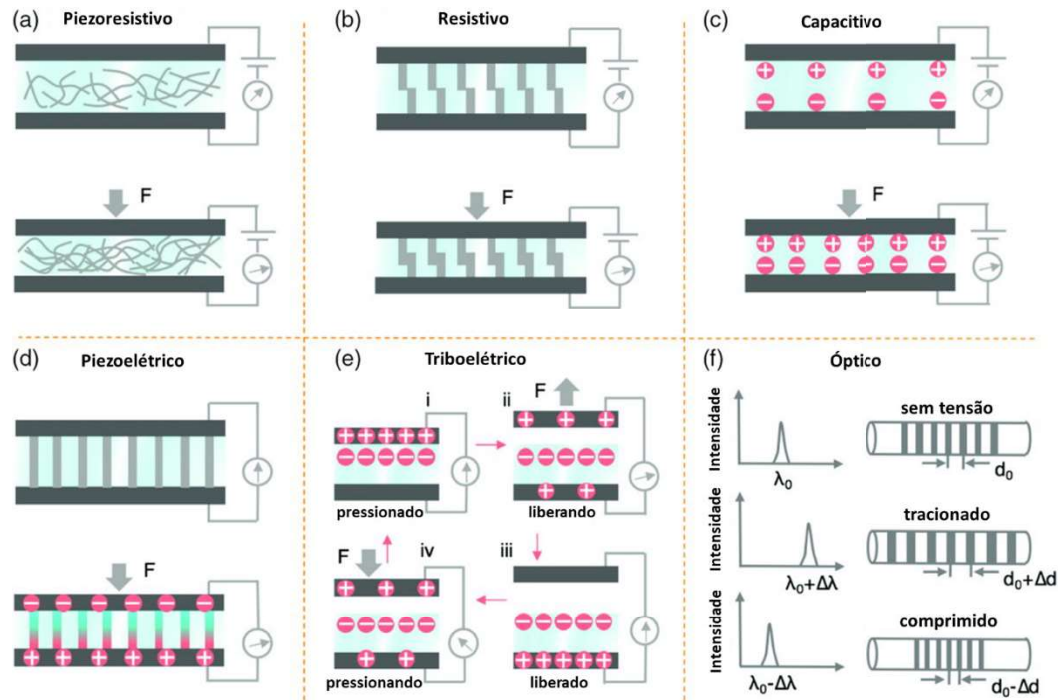


Figura 2.14 – Mecanismo de transdução dos principais sensores táteis artificiais. a) Piezoresistivos. b) Resistivos. c) Capacitivos. d) Piezoelétricos. e) Triboelétricos. f) Ópticos.
Fonte: Adaptado de (WANG et al., 2019)

2.2.2.1 Sensores Piezoresistivos

Os sensores piezoresistivos utilizam materiais cuja resistência é alterada mediante a aplicação de uma força (Figura 2.14a). Estes sensores podem ser construídos com um compósito polimérico condutor ou material condutor poroso (LI et al., 2020). Esses sensores, como exemplificado na Figura 2.15, possuem fabricação e circuitos de leitura simples, são de baixo custo, flexíveis, apresentam baixa susceptibilidade a ruídos e possuem alta resolução para pressão/deformação estática e dinâmica. Suas principais desvantagens são a possível presença de histerese, baixa resposta em frequência (banda restrita), baixa repetibilidade, e sensibilidade à variação de temperatura e umidade (LI et al., 2020; LUCAROTTI et al., 2013; QIN et al., 2021).

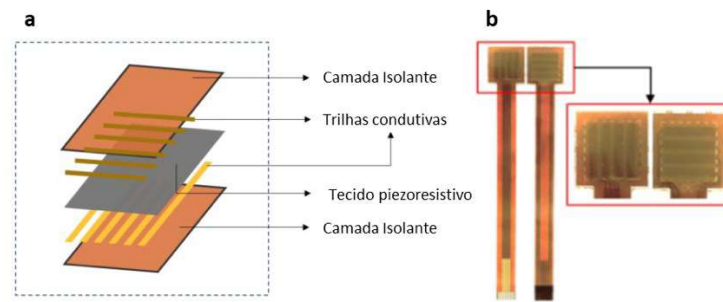


Figura 2.15 – Representação de um sensor piezoresistivo: a) Esquemático de uma montagem típica de uma matriz piezoresistiva; b) Matriz tátil piezoresistiva com 16 taxels (sensores) (matriz 4x4). Fonte: Adaptado de (SILVA, 2020).

2.2.2.2 Sensores Resistivos

Os sensores resistivos baseiam-se na mudança da resistência de contato entre dois condutores sob a aplicação de uma força, como, por exemplo, numa uma película fina metálico micro fissurada sobre um substrato macio ou numa microestrutura entrelaçada (Figura 2.14b). A relação entre a resistência de contato (R_c) e a força aplicada (F) é determinada pela Eq. 2.1.

$$R_c \propto F^{-\frac{1}{2}} \quad (2.1)$$

Essa relação permite que esses sensores possuam uma alta sensibilidade a baixa pressão e uma ampla faixa de trabalho. Ademais, usualmente possuem uma alta sensibilidade, boa resposta dinâmica e uma faixa de trabalho ajustável, porém apresentam deriva e histerese indesejáveis (WANG et al., 2019).

2.2.2.3 Sensores Capacitivos

Os sensores capacitivos consistem em duas placas condutivas, que podem ser paralelas (Figura 2.16), com um material dielétrico deformável prensado entre elas. Quando aplicado uma pressão sobre o sensor, a deformação do material dielétrico leva à mudança na distância entre placas condutivas, resultando na mudança da capacitância desse sensor (Figura 2.14c). Assim o parâmetro modulado e utilizado para codificação da informação tátil é variação na capacitância do dispositivo (LI et al., 2020; LUCAROTTI et al., 2013; PENG et al., 2021).

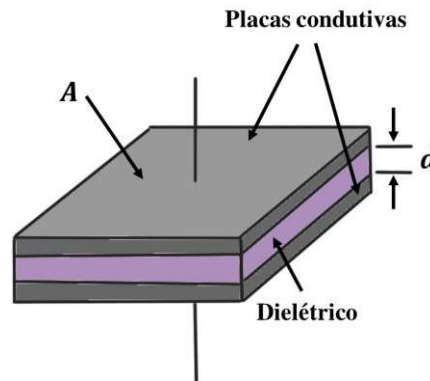


Figura 2.16 – Representação de um sensor capacitivo de placas paralelas. Fonte: A autora.

Para placas paralelas o valor da capacitância é expresso pela Eq. 2.2.

$$C = \frac{A \varepsilon_0 \varepsilon_1}{d} \quad (2.2)$$

onde C é a capacitância, A é a área das duas placas, ε_0 é a permissividade do espaço livre, ε_1 é a permissividade relativa do material dielétrico, d é a distância entre as placas.

Esses sensores podem detectar cargas estáticas e dinâmicas e vêm sendo estudados para o desenvolvimento de *e-skins*, membros protéticos, dispositivos vestíveis e telas sensíveis ao toque (*touch screen*), por possuírem como vantagens a alta resolução espacial, boa resposta em frequência, estabilidade à deriva a longo prazo, alta sensibilidade, baixo consumo de energia e baixa sensibilidade à variação de temperatura. Entretanto, possuem como desvantagens uma histerese severa, capacitância dispersa, complexidade da eletrônica e alta susceptibilidade a ruído (LUCAROTTI et al., 2013; QIN et al., 2021).

2.2.2.4 Sensores Piezoelétricos

Esses sensores são compostos por materiais piezoelétricos, como Polifluoreto de Vinilideno (PVDF) e Titanato-Zirconato de Chumbo cerâmico (PZT), em que uma força e/ou pressão aplicada alterando o comprimento e/ou a distância resulta no aumento da tensão medida entre os dipolos do sensor (Figura 2.14d). Os sensores piezoelétricos podem ser rígidos ou flexíveis, possuem boa estabilidade química, boa resposta em alta frequência, sendo ideais para medição de vibrações. Todavia, esses sensores são sensíveis a altas temperaturas, possuem baixa resolução espacial, e são mais adequados para detecção de estímulos dinâmicos (LUCAROTTI et al., 2013; QIN et al., 2021).

2.2.2.5 *Sensores Triboelétricos*

O efeito triboelétrico vem sendo intensamente estudado para a criação de sensores táteis autoalimentados, uma vez que são capazes de realizar conversão de energia mecânica em elétrica de forma muito eficiente, em que cargas triboelétricas são geradas entre dois materiais de contato diferentes pelo acoplamento elétrico de contato e indução eletrostática. Ou seja, quando dois materiais com polaridades triboelétricas distintas entram em contato, ocorre a transferência de cargas entre suas superfícies (efeito triboelétrico), resultando na formação de cargas opostas em cada lado das superfícies (etapa i - Figura 2.14e). Ao liberar essas superfícies, com remoção da força, cargas compensatórias se acumulam nos eletrodos superior e inferior devido à indução eletrostática (etapa ii - Figura 2.14e). Essa indução eletrostática resulta no fluxo de corrente do eletrodo positivo para o eletrodo negativo, através de um circuito externo, até que as cargas acumuladas sejam neutralizadas e equilibradas em ambos os eletrodos (etapa iii - Figura 2.14e). De maneira similar, a corrente flui do eletrodo negativo para o positivo quando os dois materiais com cargas diferentes são aproximados (etapa iv - Figura 2.14e). Assim, os ciclos de contato e separação entre os dois materiais promovem um fluxo de corrente de saída para frente e para trás entre os eletrodos positivo e negativo (PENG et al., 2021; WANG et al., 2019).

2.2.2.6 *Sensores Ópticos*

Sensores ópticos englobam várias abordagens baseadas em luz, como alteração de fase, do caminho de propagação, do comprimento de onda, da reflexão, da intensidade, da cor e da polarização. Esses sensores geralmente possuem alta resolução espacial, ampla faixa de resposta dinâmica, boa resposta em frequência, alta imunidade a ruído eletrônico, podendo ser utilizados na aferição de contato, rugosidade, complacência, cisalhamento e estresse (WANG et al., 2019; ZOU et al., 2017).

Existem basicamente dois tipos de sensores ópticos sendo propostos para sistemas táteis: baseados em câmera ou índice. Os sensores baseados em câmera monitoram as mudanças na intensidade da luz ou da cor do objeto ao interagir com a força aplicada, por meio de uma câmera de carga acoplada ou de um semicondutor de óxido metálico complementar. O segundo tipo usa das propriedades ópticas, como a reflexão e a propagação, para detecção tátil (WANG et al., 2019). Por exemplo, o comprimento de onda de um feixe de luz transitando em uma fibra óptica pode ser alterado por uma força aplicada devido à mudança no parâmetro de grade conforme representado na Figura 2.14f – este é o princípio de funcionamento dos sensores Fiber Bragg Grating (FBG) (MASSARI et al., 2022; WANG et al., 2019).

Os sensores FBG são modulados por comprimento de onda ou frequência e formados por redes de Bragg inscritas no núcleo de uma fibra óptica, possuindo como base a reflexão seletiva de comprimentos de onda específicos da luz que se propaga através da fibra óptica, conforme representado na Figura 2.17. As redes de Bragg possuem tamanho típico de 8 mm e são elementos fabricadas por meio da técnica da máscara de fase, gerando um padrão periódico de alteração do índice de refração ao longo da fibra (FBGS, 2024; HILL; MELTZ, 1997; OTHONOS, 1997).

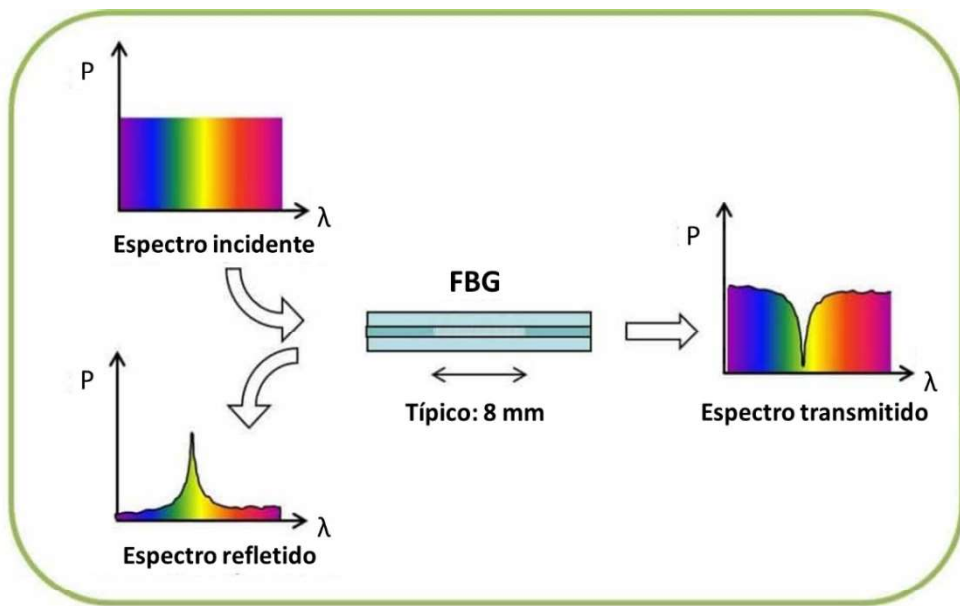


Figura 2.17 – Princípio de funcionamento dos sensores FBG. Fonte: Adaptado de (FBGS, 2024).

Assim, o sistema causa a reflexão da luz de volta para o ponto de entrada em uma faixa estreita de comprimentos de onda, com um pico espectral centrado em um comprimento de onda característico, conhecida como comprimento de onda de Bragg (λ_B), definido pela Eq. 2.3, enquanto permite que outros comprimentos de onda passem livremente (CORREIA et al., 2018; FBGS, 2024; MASSARI et al., 2022).

$$\lambda_B = 2 \cdot n_{eff} \Lambda \quad (2.3)$$

onde n_{eff} é o índice de refração efetivo da fibra óptica e Λ é o passo da grade específica.

Num FBG, os parâmetros n_{eff} e Λ são dependentes da deformação. Assim, o comprimento de onda do componente refletido mudará em função da deformação da fibra.

Como a deformação é causada por uma força externa aplicada, como demonstrado na Figura 2.18, estes dispositivos podem ser utilizados para a transdução e codificação de estímulos táteis (FBGS, 2024; MASSARI et al., 2022). Além disso, a codificação do estímulo por comprimento de onda permite a multiplexação de uma matriz serial de sensores FBG em uma única fibra óptica, garantindo que cada um possuam um valor de λ_B diferente (CORREIA et al., 2018) e, portanto, pode-se detectar a reflexão causada por múltiplos FBGs numa mesma fibra óptica.

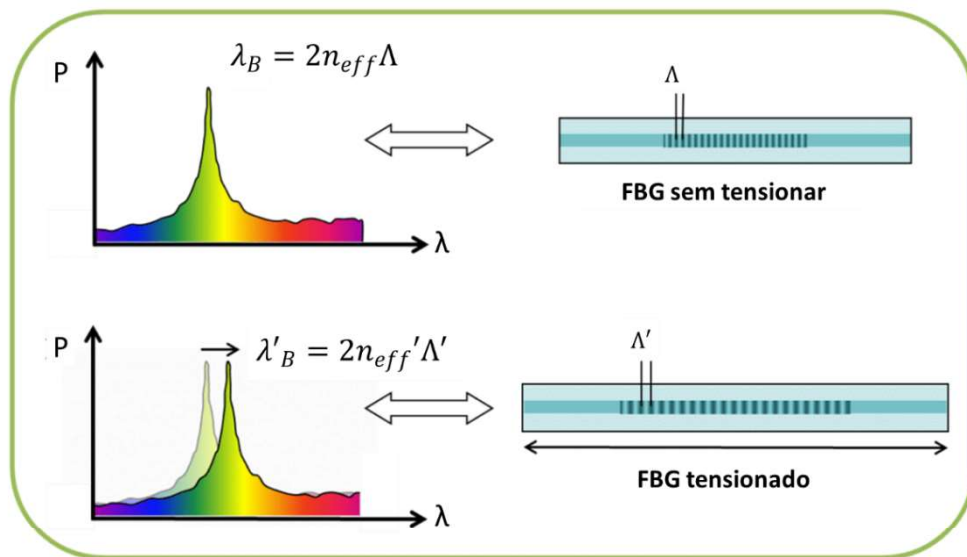


Figura 2.18 – Resposta de um sensor FBG em função de uma deformação. Fonte: Adaptado de (FBGS, 2024).

2.2.3 Peles Eletrônicas (*e-skin*)

Nos últimos anos, foram desenvolvidas várias soluções de *e-skin* macias para aplicações em robôs colaborativos e neuropróteses, com os diferentes mecanismos de transdução tátil destacados anteriormente (MASSARI et al., 2022; ROBERTS; ZADAN; MAJIDI, 2021). Entretanto, as *e-skins* ainda não são uma tecnologia integralmente utilizada em sistemas robóticos e próteses (GEORGE et al., 2019; MASSARI et al., 2022). Uma das principais razões para a não utilização das peles artificiais é que os sensores táteis convencionais ainda têm rigidez elevada e/ou são volumosos e pouco robustos (MASSARI et al., 2022; ROBERTS; ZADAN; MAJIDI, 2021). Ademais, a técnica utilizada para aquisição dos sinais desses sensores se baseia na modalidade de endereçamento taxel linha-coluna, o que resulta em grandes problemas de fiação, especialmente ao integrar uma alta densidade de sensores em formas curvas e complexas para aplicações em próteses antropomórficas, robôs humanóides, ou interfaces humano-máquina (MASSARI et al., 2022).

Os sensores táteis macios representam uma classe emergente, fabricados com materiais flexíveis e leves, tendo o potencial de melhorar significativamente a capacidade dos robôs de imitar as propriedades físicas e funcionais da pele humana (ROBERTS; ZADAN; MAJIDI, 2021). Nessa linha, Massari et al. (2022) propuseram o uso de sensores FBG integrados em um substrato macio com uma alternativa para o desenvolvimento de uma *e-skin* capaz de codificar informações táteis como a localização e o nível de força do estímulo. Como já mencionado, os sensores FBG podem ser multiplexados em uma matriz serial de sensores em uma única fibra óptica, devido a sua codificação por λ_B (CORREIA et al., 2018), permitindo a minimização do número de canais de comunicação necessários e reduzindo, assim, os problemas de fiação (MASSARI et al., 2022). A pele eletrônica desenvolvida pelos pesquisadores possui 16 sensores FBG multiplexados em uma única fibra óptica distribuídos sobre um antebraço antropomórfico robótico, que mimetizam os corpúsculos de Ruffini (fibras aferentes ALII), conforme representado na Figura 2.19. Devido as propriedades do substrato e da distribuição dos sensores FBG na fibra, os sensores apresentaram campos receptivos grandes e sobrepostos. No entanto, cada campo receptivo apresenta apenas um único foco de alta sensibilidade, similar aos aferentes primários do tipo II (MASSARI et al., 2022). Apesar dos autores terem demonstrado a viabilidade da utilização dessa pele eletrônica em sistemas robóticos, a quantidade de sensores táteis para o antebraço ainda é muito baixa quando comparado com a quantidade de mecanorreceptores presentes no antebraço humano, o que resulta em uma baixa resolução espacial do sistema proposto. Para ultrapassar essa limitação e possibilitar uma melhor resolução de localização de estímulos aplicados sobre a *e-skin*, os autores utilizaram quatro redes neurais do tipo *multilayer perceptrons* (MLP) combinadas, o que possibilitou um erro médio de localização de apenas 3,6 mm (MASSARI et al., 2022). Entretanto, a inteligência biomimética e a eficácia do processamento somatossensorial ainda não foram incorporados a esse sistema, o que possibilitaria aos sistemas robóticos tomar decisões em resposta a alterações externas e de se adaptar a novos ambientes por meio de aprendizado.

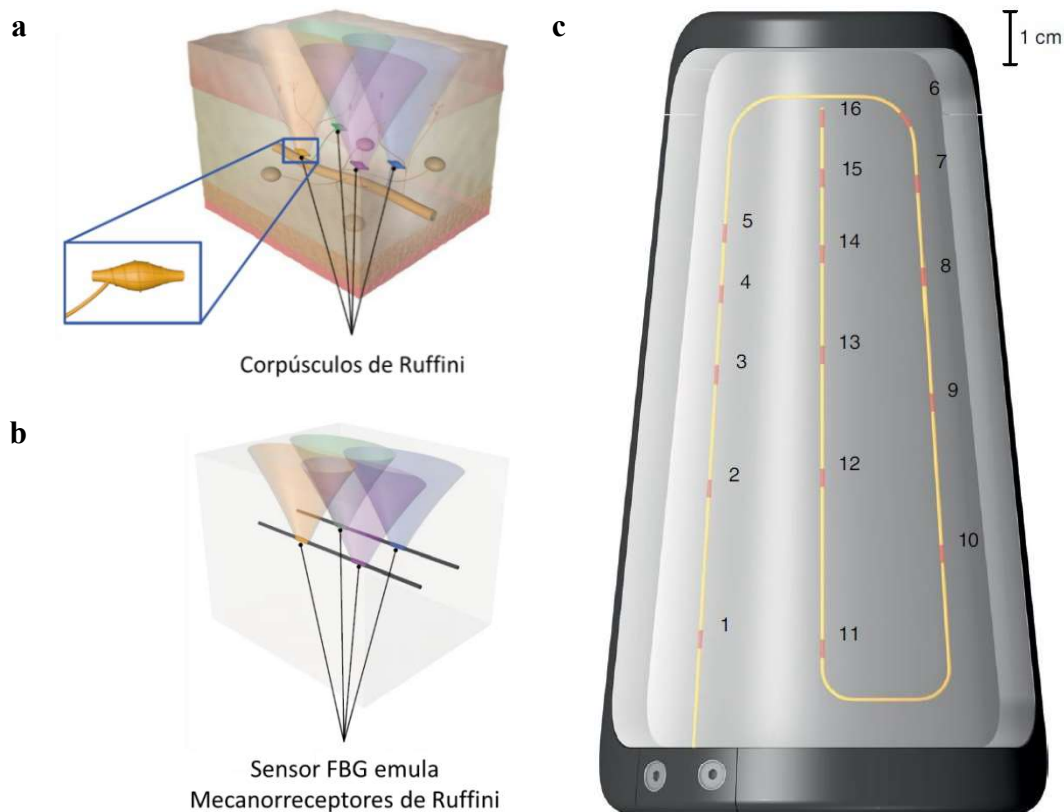


Figura 2.19 – Sensores FBG em substrato de silicone acoplado no antebraço de um robô mimetizam o comportamento dos corpúsculos de Ruffini. a) Representação da pele humana com os corpúsculos de Ruffini. b) Campos receptivos dos sensores FBG em uma pele artificial. c) *E-skin* com os 16 sensores FBG. Fonte: Adaptado de (MASSARI et al., 2022).

2.2.4 Modelagem Bioinspirada do Subsistema Tátil

A fim de mimetizar a atividade neural, com destaque no subsistema tátil, foram propostos diferentes modelos computacionais capazes de simular neurônios biológicos, e especificamente para o senso tátil, realizar a conversão de sinais táteis artificiais em *spikes* (potenciais de ação) neurais. Os principais modelos serão discutidos a seguir.

Um dos primeiros modelos neurais presente na literatura, foi o proposto por Hodgkin e Huxley em 1952. Os autores propuseram um método que mimetiza os mecanismos iônicos responsáveis pela geração de um potencial de ação, a partir de uma modelagem detalhada da atividade iônica dos canais de sódio e potássio presentes no axônio gigante de uma lula (HODGKIN; HUXLEY, 1952). O alto custo computacional do modelo de Hodgkin e Huxley, levou à proposição de outros modelos mais reduzidos (SANTAMARIA; BOWER, 2009).

O modelo neural mais simplificado conhecido é o *Integrate and Fire Neuron* (IF) foi introduzido pela primeira vez por Lapicque em 1907 (ABBOTT, 1999). Esse modelo descreve

o comportamento de um neurônio como um circuito RC paralelo. Quando uma corrente é injetada diretamente no soma desse neurônio modelado, o potencial de membrana aumenta até atingir um limiar constante, nesse instante é gerado um *spike* e o potencial de membrana retorna ao seu valor de repouso (GERSTNER et al., 2014). Esse modelo foi adaptado introduzindo uma constante de tempo que faz com que o potencial de membrana do neurônio retorne ao seu estado de repouso na ausência de estímulos, sendo essa versão adaptada nomeada *Leaky Integrate and Fire Neuron* (LIF), e descrito pela Eq. 2.4 (GERSTNER et al., 2014).

$$\tau_m \frac{dv}{dt} = -[v(t) - v_r] + RI(t) \quad (2.4)$$

onde τ_m é a constante de tempo, $v(t)$ é o potencial de membrana do neurônio no instante de tempo t , v_r é o potencial de repouso da membrana, R é a resistência da membrana celular e $I(t)$ é a corrente de entrada. Como o modelo LIF descreve a forma de onda do potencial de membrana em regime subliminar, o disparo de um potencial de ação (*spike*) é simbolizado por um delta de Dirac (δ) quando $v(t)$ ultrapassa um limiar v_{th} .

Vários trabalhos utilizaram o modelo LIF para simular a mecanotransdução dos aferentes primários ALI, ARI e PC (KIM et al., 2009; SAAL et al., 2017). Bologna et al. (2011) modelaram os mecanorreceptores ALI utilizando o modelo LIF e demonstram a capacidade dos neurônios artificiais de ALI para codificar e classificar letras em braile.

Um dos métodos mais utilizados na literatura para modelagem de aferentes primários táteis é o modelo de Izhikevich, proposto 2003. Esse modelo combina plausibilidade biológica do método de Hodgkin-Huxley e a eficiência computacional de neurônios IF a partir de um sistema de equações de segunda ordem, descrito pelas Eqs. 2.5 a 2.7 (IZHIKEVICH, 2003).

$$\frac{dv}{dt} = 0.04v^2 + 5v + 140 - u + I(t) \quad (2.5)$$

$$\frac{du}{dt} = a(bv - u) \quad (2.6)$$

$$\text{Se } v \geq 30mV, \text{ então } \begin{cases} v \leftarrow c \\ u \leftarrow u + d \end{cases} \quad (2.7)$$

onde v representa o potencial de membrana neural; u a variável de recuperação; I a corrente sináptica ou corrente injetada; t o tempo em escala de milissegundos (ms); a descreve a escala de tempo de u ; b é a sensibilidade da variável u a flutuações do potencial de membrana celular;

c é o valor de potencial de repouso da membrana (em mV); d é o valor de redefinição de u após um disparo neural (*spike*).

Assim, no modelo de Izhikevich, diferentes padrões de disparo neural podem ser definidos pela escolha dos parâmetros a , b , c e d , como ilustrado na Figura 2.20.

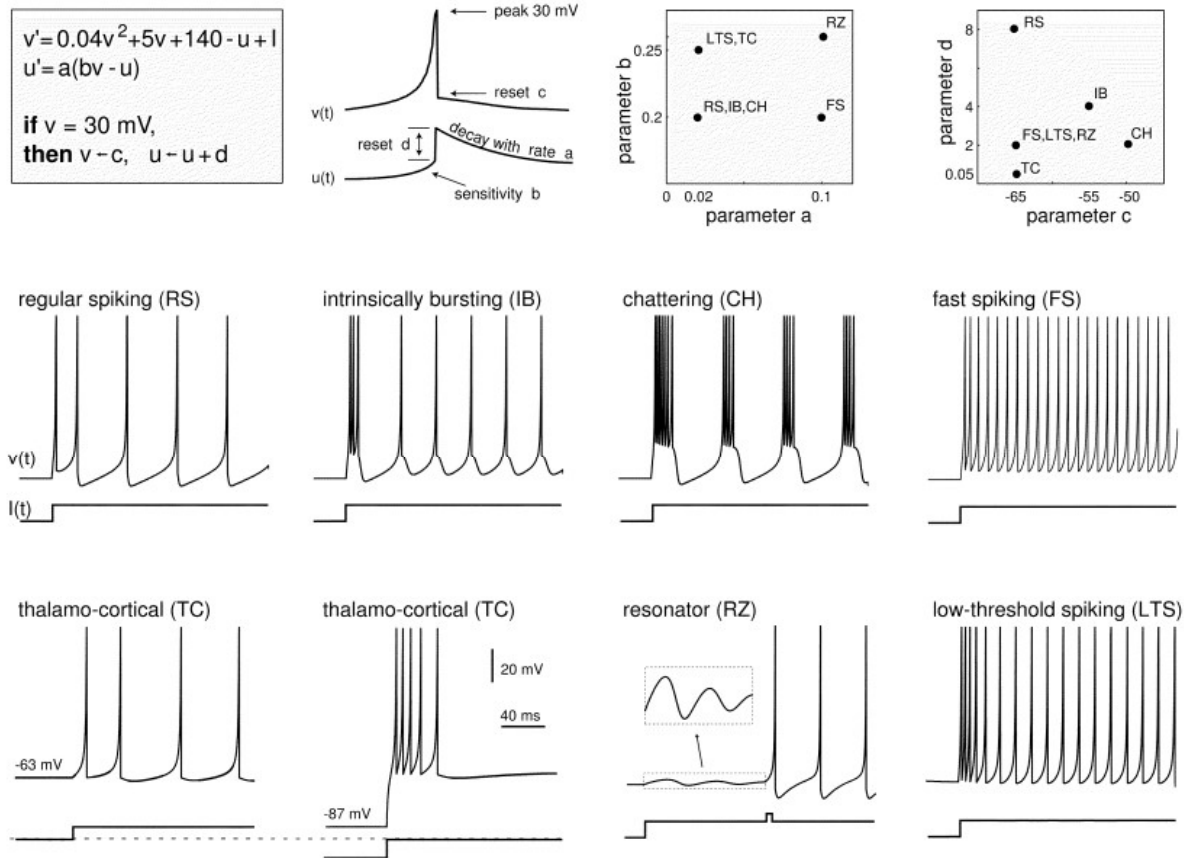


Figura 2.20 – Padrões de disparo neural intrínsecos do modelo de Izhikevich dependentes da escolha dos parâmetros a , b , c e d , das Eq. 2.5, 2.6 e 2.7. Fonte: (IZHIKEVICH, 2003).

Dentre os vários tipos de neurônios simulados pelo método de Izhikevich o modelo *regular spiking* (RS) é um dos mais utilizados para modelagem das fibras aferentes de ALI, ARI e PC, com os seguintes valores para os parâmetros: $a = 0,02$; $b = 0,2$, $c = -65$; e $d = 8$ (GUPTA et al., 2021; MAZZONI et al., 2020; ODDO et al., 2016; PARVIZI-FARD et al., 2021; RONGALA et al., 2018; RONGALA; MAZZONI; ODDO, 2017). Entretanto, alguns autores optam pelo modelo *fast spiking* (FS) para simular as fibras AR, com os seguintes valores para os parâmetros: $a = 0,1$; $b = 0,2$, $c = -65$; e $d = 2$ (DA COSTA et al., 2024; RASOULI et al., 2018).

O modelo de Izhikevich também já foi utilizado na modelagem de neurônios cuneiformes (NCs) e do córtex somatossensorial. Rongala et al. (2019) implantaram uma *spiking neural network* (SNN) para decodificação de orientação de borda em sistemas táteis. A SNN implementada era composta por aferentes táteis primários e secundários (NCs) modelados como neurônios do tipo RS.

Nessa mesma linha de decodificação de orientação de borda, Parvizi-fard et al. (2021) implementaram uma SNN funcional composta por aferentes primários, NCs e neurônios do córtex somatossensorial modelados de acordo com método de Izhikevich. Nesse estudo, o modelo RS foi utilizado para a implementação dos aferentes ALI e ARI, enquanto para a implementação dos NCs e dos neurônios corticais foram utilizados os seguintes parâmetros: $a = 0,1$; $b = 0,2$, $c = -65$; e $d = 6$. Ainda nesse estudo, os autores propuseram uma modelagem funcional dos campos receptivos inibitórios e excitatórios das estruturas superiores de processamento, núcleo cuneiforme e córtex somatossensorial, conforme representado na Figura 2.21.

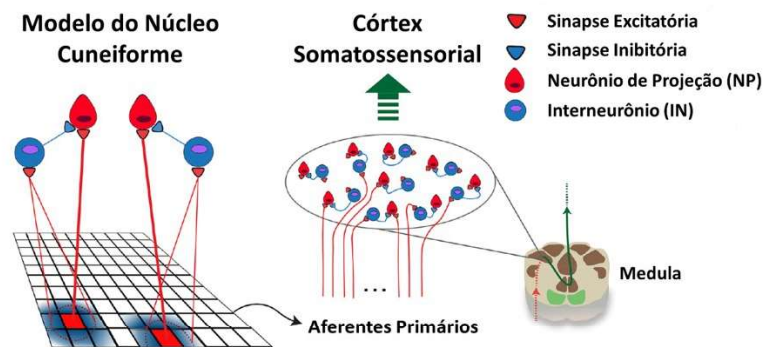


Figura 2.21 – Proposta de modelo do circuito neuronal dos neurônios cuneiformes e das correntes sinápticas excitatórias e inibitórias. Nesse modelo os APs fazem conexões sinápticas excitatórias com subpopulações de neurônios de projeção (NPs), ou neurônios cuneiformes, e com interneurônios (IN), enquanto os IN fazem conexões sinápticas inibitórias com os NPs. As sinapses excitatórias são representadas por triângulos vermelhos e as inibitórias por triângulos azuis. Fonte: Adaptado de Parvizi-Fard et al., 2021.

Apesar da detalhada modelagem funcional dos campos receptivos proposta por Parvizi-fard et al. (2021), a SNN modelada pelos autores não implementa um modelo de aprendizagem sináptica e desconsidera a dinâmica intracelular das estruturas superiores de processamento. Ademais, o modelo de Izhikevich também não estabelece uma modelagem do aprendizado sináptico.

Rongala et al., em seu trabalho publicado em 2018, descrevem um modelo de neurônio cuneiforme implementado com uma detalhada modelagem da dinâmica intracelular do núcleo cuneiforme, juntamente com um modelo de aprendizado sináptico cálcio dependente baseado no tempo de disparo dos aferentes primários (Rongala et al., 2018). Esse modelo mais neuromimético se mostrou robusto para a classificação de texturas naturalísticas em diferentes condições de coleta (RONGALA et al., 2020). A dinâmica celular dos NCs é baseada no modelo neural *Exponential Integrate and Fire* (EIF), uma outra variação do neurônio IF, e a dinâmica completa do potencial de membrana proposta dos NCs é descrita na Eq. 2.8.

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_L + I_{spike} + I_{ion} + I_{ext} + I_{syn} \quad (2.8)$$

onde, C_m é a capacitância da membrana neural; V_m é o potencial de membrana do neurônio cuneiforme; I_L é a corrente de fuga; I_{spike} é a corrente de pico; I_{ion} é a corrente iônica resultante da somatória das correntes dos canais de cálcio voltagem dependentes e dos canais de potássio dependentes de cálcio; I_{ext} é a corrente externa injetada no NC; I_{syn} é a corrente sináptica.

No modelo de Rongala et al. (2018), o aprendizado sináptico excitatório é expresso pela correlação entre atividade de cálcio local de uma sinapse excitatória (AP com NC) com a atividade de cálcio total do NC. Assim, aprendizado sináptico excitatório pode ser descrito de acordo com a Eq. 2.9.

$$\Delta w_{exc,i} = \int_{t_0}^{t_{max}} \left\{ \left(A_{Tot}^{Ca^{2+}}(t) - (Avg_{A_{tot}^{Ca^{2+}}} * Syn_{EQ}) \right) * A_{Loc}^{Ca^{2+}}(t) \right\} * K * dt \quad (2.9)$$

onde, $A_{Tot}^{Ca^{2+}}$ é a atividade total de cálcio do NC, $Avg_{A_{tot}^{Ca^{2+}}}$ é a média da atividade total de cálcio, $A_{Loc}^{Ca^{2+}}$ é a atividade local de cálcio de uma sinapse, Syn_{EQ} é o equilíbrio sináptico e K é um fator de ganho definido por uma função sigmoide.

Nesse modelo também é implementado um aprendizado sináptico inibitório baseado na taxa de disparo dos canais de cálcio, ou seja, uma maior atividade dos canais cálcio será oposta pelo aumento do peso sináptico inibitório e vice-versa, regulando a atividade total dos canais de cálcio do NC.

O modelo detalhado dos NCs proposto por Rongala et al. (2018) será descrito na seção 3.5 *Modelo Neuromimético – 2ª Camada Neural: Modelo de Aprendizado Sináptico e Dinâmica Intracelular dos Neurônios do Núcleo Cuneiforme*.

2.3 Considerações Finais

Apesar dos grandes avanços no desenvolvimento de sensores táteis artificiais e peles eletrônicas, ainda existem desafios importantes para que essas tecnologias sejam incorporadas às próteses comerciais e sistemas robóticos.

Dentre as tecnologias mencionadas neste capítulo a *e-skin* com sensores FBG incorporados em um substrato macio se mostrou uma tecnologia viável para equipar próteses biônicas e robôs antropomórficos, devido a características de multiplexação de dezenas de sensores em uma única fibra óptica, o que diminui o problema de fiação desses sistemas táteis artificiais e possibilita a aquisição de dados de uma grande quantidade de sensores táteis. Entretanto quando comparado com o sistema tátil fisiológico, essa *e-skin* ainda apresenta uma baixa densidade de sensores táteis, o que resulta em uma baixa acuidade espacial. A melhoria da resolução espacial dessa pele eletrônica, preferencialmente a partir de modelos bioinspirado, pode, potencialmente, permitir a incorporação de estratégias de inteligência biomimética a sistemas robóticos e neuropróteses. Uma possibilidade para melhorar a densidade de receptores táteis é a modelagem de diferentes tipos de mecanorreceptores a partir de modelos neurais como o de Izhikevich, entretanto permanece vigente a necessidade de um modelo capaz de combinar as informações táteis advindas desses mecanorreceptores artificiais e possibilitar a estimativa correta do local de contato do estímulo.

Diante do exposto neste capítulo, um modelo neuromimético do núcleo cuneiforme possui potencial para combinar informações advindas de diferentes tipos de mecanorreceptores artificiais, realizando com eficiência a conversão temporal para espacial dos estímulos táteis, o que possibilitaria a localização de estímulos aplicados a uma pele eletrônica. Para tal, esse modelo deve combinar os campos receptivos dos aferentes primários e secundários com a precisão temporal dos *spikes* advindos dos mecanorreceptores artificiais das diferentes regiões da pele eletrônica.

CAPÍTULO III

PROPOSTA DE MODELO NEUROMIMÉTICO PARA LOCALIZAÇÃO DE CONTATO

Este capítulo descreve a proposta de um modelo bioinspirado na dinâmica intracelular e na organização somatotópica do núcleo cuneiforme, com o objetivo de codificar e otimizar informações provenientes de sensores táteis FBG para fins de localização de estímulos aplicados a uma pele eletrônica (*e-skin*). O modelo é inspirado na propagação de informações hápticas dos membros superiores pelos aferentes primários, no primeiro processamento somatossensorial realizado no núcleo cuneiforme e na organização funcional das estruturas superiores de processamento. Após o processamento dessas informações, as saídas em *spikes* do modelo serão utilizadas para estimativa da localização do contato.

3.1 O Modelo Proposto

A Figura 3.1 mostra um diagrama de blocos do modelo proposto, composto por cinco unidades: (i) *e-skin* do antebraço robótico com sensores táteis utilizada para aquisição de dados; (ii) neurônios de primeira ordem (aferentes primários); (iii) inicialização dos pesos pré-sinápticos e definição dos campos receptivos; (iv) aprendizado sináptico baseado na plasticidade sináptica cálcio-dependente (*Calcium-dependent synaptic plasticity* (CADP)); e (v) neurônios de segunda ordem (neurônios cuneiformes e interneurônios inibitórios).

Nesse modelo, os sensores táteis posicionados na pele eletrônica do antebraço devem gerar sinais associados às informações táteis, como os originados na indentação ou estiramento de pele. Esses sinais serão digitalizados, pré-processados e utilizados como dados de entrada dos modelos de neurônios de primeira ordem. Dessa forma, o modelo aqui proposto pode ser escalonado para mais de uma pele eletrônica ou matriz de sensores táteis e assim possibilitar a localização de estímulos em outras regiões do braço robótico ou corpo. Para a validação do modelo foi utilizada uma *e-skin* com 21 sensores FBG (ver Capítulo IV) - ressalta-se que outras peles eletrônicas com diferentes tipos e quantidade de sensores também podem ser utilizadas pelo modelo.

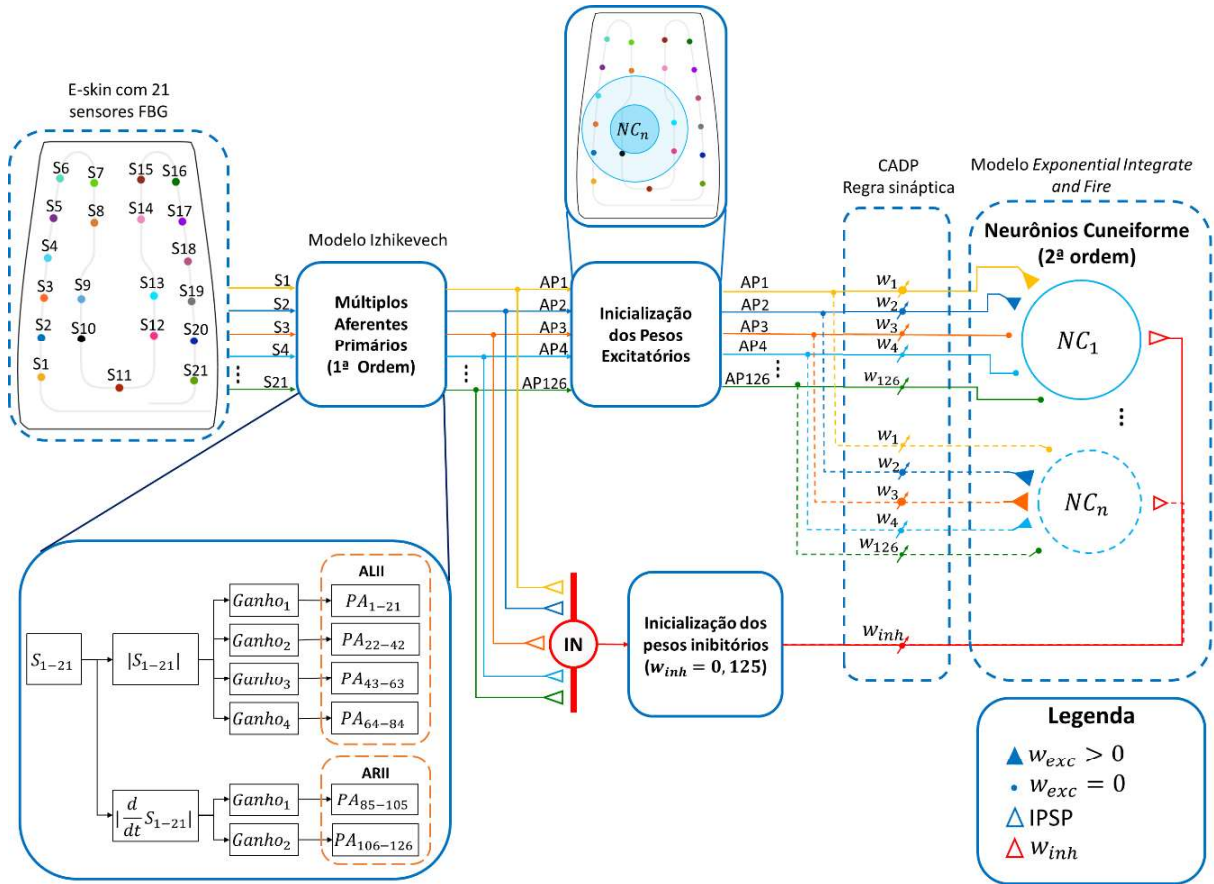


Figura 3.1 – O modelo bioinspirado proposto é composto por uma rede neural de duas camadas. A primeira camada é composta por múltiplos neurônios de primeira ordem que mimetizam os mecanorreceptores de tipo II (ALII e ARII), totalizando 126 APs. A segunda camada é composta por NCs e INs. Os APs fazem sinapses excitatórias com NCs (triângulos e pontos coloridos) e com interneurônios inibitórios (IN) (triângulos coloridos vazios). Os INs fazem sinapses inibitórias com os NCs (triângulos vermelhos vazios).

O modelo bioinspirado é dividido em duas camadas neurais: a primeira modelada de acordo como o método matemático proposto por Izhikevich, 2003, para simulação das respostas dos aferentes primários (AP) do tipo II, especificamente as Terminações de Ruffini e os Corpúsculos de Pacini, a partir dos sinais provenientes dos sensores táteis; a segunda modelada de acordo com modelo descrito por Rongala et al. (2018), que simula a dinâmica intracelular do núcleo cuneiforme, sendo composta por neurônios cuneiformes (NC) e interneurônios (IN) funcionalmente organizados. Desse modo, a segunda camada recebe com sinal de entrada a resposta em *spikes* dos APs que são ponderadas pelos pesos pré-sinápticos excitatórios. A inicialização dos pesos pré-sinápticos excitatórios objetiva simular a existência de campos receptivos dos NCs na pele somatotopicamente organizados, representado pelo círculo azul sobre e-skin na Figura 3.1. A atividade em *spike* dos neurônios secundários foi utilizada para estimar a localização das indentações aplicadas à pele eletrônica.

3.2 Informações Táteis e Pré-Processamento

As informações táteis utilizadas para implementação e validação do modelo foram adquiridas durante um protocolo de indentação da pele eletrônica e amostradas em uma frequência 100 Hz por uma fibra óptica contendo 21 sensores FBG (ver Capítulo IV). Os sinais individuais (variação do comprimento - $\Delta\lambda$), de cada sensor foram reamostrados em uma frequência de 1 KHz, a fim de recriar com o modelo de Izhikevich uma dinâmica precisa de disparos regular (GUNASEKARAN et al., 2019). Posteriormente, os dados de cada sensor foram diferenciados para se obter as componentes dinâmicas do sinal, associadas às variações dos níveis de força aplicados a pele artificial. Por fim, o valor absoluto dos sinais reamostrado e diferenciado foram calculados e utilizados como entrada para o modelo neural.

3.3 Modelo Neuromimético – 1ª Camada Neural: Aferentes Primários

Conforme representa a Figura 3.1, o modelo é composto por duas camadas de neurônios bioinspirados, a primeira camada é composta por mecanorreceptores do tipo II e a segunda camada por neurônios cuneiformes e interneurônios inibitórios. Os sinais FBGs pré-processados foram utilizados como corrente de entrada (I) do modelo de Izhikevich a fim de mimetizar a dinâmica de adaptação e resposta em disparo dos mecanorreceptores do tipo II - terminações de Ruffini (ALII) e corpúsculos de Pacini (ARII) (IZHIKEVICH, 2003).

As equações do modelo de Izhikevich já foram detalhadas na seção 2.2.4 Modelagem Bioinspirada do Subsistema Tátil e os valores das variáveis do modelo utilizadas para simular fibras ALII e ARII encontram-se na Tabela 3.1. Destaca-se que os dois modelos de aferentes primários se diferem pela forma como a corrente de entrada é determinada, conforme será detalhado posteriormente.

Tabela 3.1 – Valores utilizados para as variáveis do modelo de Izhikevich para obtenção de respostas ALII e ARII.

<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	<i>d</i>
0,02 s ⁻¹	0,2	-65 mV	8 mV

Fonte: A autora.

A fim de simular APs artificiais em proporção similar às quantidades de APs tipo II encontrada na pele humana, com diferentes sensibilidades, campos receptivos de diferentes tamanhos e com sobreposições, optou-se por utilizar quatro ganhos diferentes para os valores

absolutos brutos e dois ganhos distintos para os valores absolutos diferenciados, resultando em uma proporção de dois ALII para um ARII, totalizando 6 modelos de mecanorreceptores para cada sensor FBG (CORNIANI; SAAL, 2020). Como a *e-skin* utilizada para a validação do modelo possui 21 sensores FBGs, no total, foram modelados 126 APs. Destaca-se que a quantidade de APs pode ser modificada a depender da pele eletrônica ou sensor utilizado ou da quantidade de modelos de aferentes primários implementados.

Assim, para a validação do modelo, neste trabalho, para os aferentes do tipo ALII, o sinal tátil normalizado foi utilizado como corrente de entrada com um ganho (G_{ALII}), conforme descrito na Eq. 3.1. Para os aferentes do tipo ARII, utilizou-se como entrada de corrente a derivada do sinal tátil normalizado com um ganho (G_{ARII}) - uma vez que esses neurônios são sensíveis apenas a estímulos transientes (Eq. 3.2).

$$I(t)_{ALII} = |\Delta\lambda_n| * G_{ALII} \quad (3.1)$$

$$I(t)_{ARII} = \left| \frac{d\Delta\lambda_n}{dt} \right| * G_{ARII} \quad (3.2)$$

onde $I(t)_{ALII}$ e $I(t)_{ARII}$ e são as correntes de entrada do modelo de Izhikevich para os aferentes de adaptação lenta e rápida do tipo II respectivamente; $\Delta\lambda_n$ é a variação do comprimento de onda de cada sensor FBG. Os ganhos utilizados para a implementação de cada modelo encontram-se na Tabela 3.2 .

Tabela 3.2 – Ganhos utilizados para simular os diferentes mecanorreceptores.

G_{ALII}				G_{ARII}	
Ganho 1	Ganho 2	Ganho 3	Ganho 4	Ganho 1	Ganho 2
750 mA/nm	900 mA/nm	1050 mA/ nm	1200 mA/ nm	1500 mA/ nm	2000 mA/ nm

Fonte: A autora.

Segundo descrito no modelo de Izhikevich, toda vez que o potencial de membrana atinge o limiar de 30 mV é disparado um potencial de ação (*spike*). Assim toda vez que o potencial de membrana de um neurônio atinge esse limiar é considerado que este gerou um *spike* com uma saída binária igual a 1, caso contrário a saída é igual 0 - princípio do tudo ou nada. Desse modo, a saída dos aferentes primários foram codificadas por uma sequência binária

(0 ou 1) e enviadas a segunda camada do modelo, composta por 1036 neurônios cuneiformes, através das sinapses de conexão entre os neurônios de cada camada.

3.4 Inicialização dos Pesos Excitatórios e Campos Receptivos dos Neurônios Cuneiformes

Para mimetizar a organização funcional do núcleo cuneiforme, foi modelada uma malha sobre a *e-skin* com 29 x 38 bordas, ou seja, 28 x 37 sub-regiões, demonstrada na Figura 3.2. Nesta malha, cada sub-região representa um NC e seu centroide representa o centro do campo receptivo desse neurônio. Assim, foram implementados 1036 NC que possuem campos receptivos circulares com um raio de 41,67 mm, o que resulta na sobreposição dos campos receptivos de NCs vizinhos. O raio do campo receptivo dos NCs foi definido de forma a incluir pelo menos dois sensores FBG (ou 12 APs). Utilizando esse critério, o NC com mais sensores dentro do seu campo receptivo possuía 9 sensores FBG (54 mecanorreceptores). Com esta abordagem foi determinado um mapa somatotópico dos NCs da pele eletrônica.

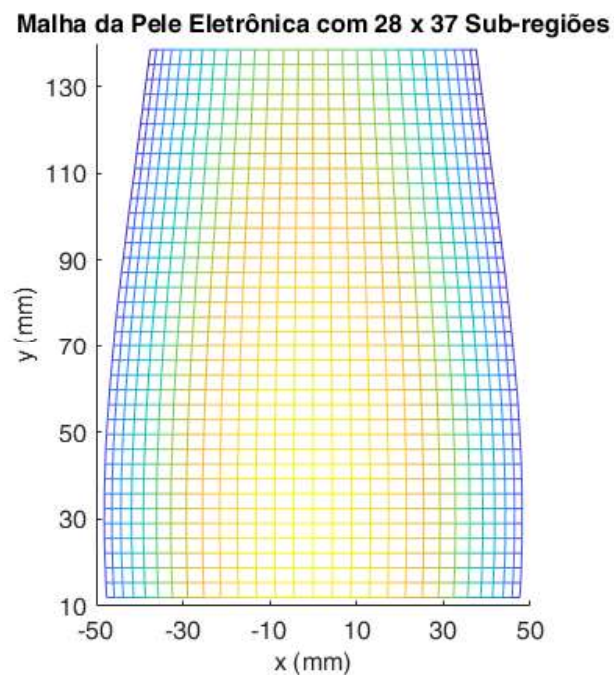


Figura 3.2 – Malha da *e-skin* que representa o mapa somatotópico funcionalmente organizado do núcleo cuneiforme modelado - nessa malha cada sub-região representa um NC.

Para inicializar os pesos excitatórios pré-sinápticos, primeiro calculou-se o inverso das distâncias euclidianas entre a posição dos 21 sensores FBG na pele e os 1036 centroides dos NCs. Em seguida, os valores obtidos foram reescalados entre 0,2 e 1 e usados como pesos excitatórios iniciais. Os pesos excitatórios iniciais dos PAs correspondentes aos sensores fora

da área dos campos receptivos dos NCs foram fixados em 0 (pontos coloridos, Figura 3.1). Desta forma, apenas os mecanorreceptores dentro da região do campo receptivo do NCs tinham pesos iniciais superiores a 0 (triângulos coloridos, Figura 3.1).

Também foi implementada uma inibição sináptica através de 1036 interneurônios inibitórios locais que receberam projeções dos 126 APs modelados e cada um deles enviou uma projeção inibitória para um CN. Todos os pesos sinápticos inibitórios (w_{inh}) foram inicializados com valores iguais a 0,125 (RONGALA et al., 2018).

3.5 Modelo Neuromimético – 2ª Camada Neural: Modelo de Aprendizado Sináptico e Dinâmica Intracelular dos Neurônios do Núcleo Cuneiforme

O modelo neuromimético foi elaborado visando a localização de estímulos aplicados na pele eletrônica de um braço robótico ou de uma prótese, com baixa densidade de sensores táteis artificiais, quando comparada com a pele humana. Assim, o modelo deve ser capaz de melhorar a resolução espacial da *e-skin*, possibilitando a localização de indentações aplicadas sobre toda a pele. Para aumentar a resolução espacial da pele foi modelada uma rede de neurônios secundários de alta densidade e com campos receptivos circulares sobrepostos, conforme mostrado na Figura 3.1. Dessa forma, a segunda camada neural foi biologicamente inspirada no primeiro estágio de processamento somatossensorial tátil que ocorre no núcleo cuneiforme, conforme explanado na seção 2.1.3.

Como descrito anteriormente, para a implementação dos neurônios do núcleo cuneiforme foi utilizado o modelo matemático proposto por (RONGALA et al., 2018). Esse método é baseado no modelo *Exponential Integrate and Fire* (EIF), juntamente com 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 é descrita na Eq. 3.3.

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_L + I_{spike} + I_{ion} + I_{ext} + I_{syn} \quad (3.3)$$

onde C_m é a capacitância da membrana neural; V_m é o potencial de membrana do neurônio cuneiforme; I_L é a corrente de fuga do neurônio (Eq. 3.4); I_{spike} é a corrente de pico que recria o início do potencial de ação e a despolarização rápida dos neurônios cuneiformes (Eq. 3.5); 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. 3.6); 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. 3.7), onde cada sinapse individual (i) é ativada por um aferente primário.

$$I_L = -\bar{g}_L(V_m - E_L) \quad (3.4)$$

$$I_{spike} = \bar{g}_L \Delta T \exp\left(\frac{V_m - V_t}{\Delta T}\right) \quad (3.5)$$

$$I_{ion} = I_{Ca} + I_K \quad (3.6)$$

$$I_{syn} = g_{max} \sum_i w_{exc,i} \exp(-\tau(t - t^*)) (E_{rev,exc} - V_m) \\ + g_{max} w_{inh} \sum_i \exp(-\tau(t - t^*)) (E_{rev,inh} - V_m) \quad (3.7)$$

onde $w_{exc,i}$ é o peso sináptico excitatório; t^* é o tempo em que ocorre um *spike* e; w_{inh} é o peso sináptico inibitório, assim a I_{syn} é dada pela soma das correntes sinápticas excitatórias e inibitórias de todas as sinapses dos aferentes primários individuais. A corrente I_{Ca} é descrita pela Eq. 3.8 e a corrente I_K é descrita pela Eq. 3.9.

$$I_{Ca} = -\bar{g}_{Ca} x_{Ca,a}^3 x_{Ca,i} (V_m - E_{Ca}) \quad (3.8)$$

$$I_K = -\bar{g}_K x_{KCa}^4 x_{KVm}^4 (V_m - E_K) \quad (3.9)$$

onde \bar{g}_{Ca} e \bar{g}_K são as condutâncias máximas, E_{Ca} e E_K são os potenciais de equilíbrio dos canais de cálcio e potássio, respectivamente, $x_{Ca,a}$, $x_{Ca,i}$, x_{KCa} e x_{KVm} são as variáveis de estado associadas à ativação e inativação dos canais iônicos. Os valores definidos para cada um destes elementos valores se encontram na Tabela 3.3.

Nesse modelo, ambos canais iônicos ($x_{Ca,a}$, $x_{Ca,i}$) são considerados fontes da concentração de cálcio da membrana do neurônio cuneiforme ($[Ca^{2+}]$). Dessa forma, os autores propuseram que a atividade da concentração total de cálcio do neurônio segue a Eq. 3.10 – os valores utilizados para estas variáveis se encontram na

Tabela 3.3. Ressalta-se que os valores apresentados na

Tabela 3.3 foram resultados da otimização dos parâmetros do modelo utilizando dados fisiológicos do núcleo cuneiforme *in vivo* adquiridos por meio de gravações de *patch clamp* em gatos adultos, conforme detalhando por Rongala et al. (2018).

$$\frac{d([Ca^{2+}])}{dt} = B_{Ca} \bar{g} C_a x_{Ca,a}^3 x_{Ca,i} (V_m - E_{Ca}) + ([Ca_{rest}^{2+}] - [Ca^{2+}]) / \tau_{Ca^{2+}} \quad (3.10)$$

Tabela 3.3 – Definições dos parâmetros das equações que descrevem as correntes de entrada do modelo do matemático 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	$E_{rev,inh}$	0 mV
Condutância máxima	g_{max}	23e-8 S
Constante de tempo do decaimento	τ	6,4 ms
Condutância máxima de potássio	g_K	2,022e-08 S
Potencial de inversão de potássio	E_K	-104,514 mV
Condutância máxima de cálcio	g_{Ca}	2,082e-08 S
Potencial de inversão do cálcio	E_{Ca}	121,436 mV
Fator de conversão entre a corrente de cálcio e a concentração	B_{Ca}	3,374e-15
Concentração de cálcio em repouso (equilíbrio)	Ca_{rest}^{2+}	1,010e-07
Constante de tempo do vazamento da concentração de cálcio	$\tau_{Ca^{2+}}$	0,0063
Constante de tempo do estado de ativação de cálcio	$\tau_{Ca,a}$	2,722e-04
Constante de tempo do estado de inativação de cálcio	$\tau_{Ca,i}$	0,0207
Constante de tempo do estado de ativação de potássio dependente de cálcio	$\tau_{K_{Ca}}$	0,0013
Constante de tempo do estado de ativação de potássio dependente de voltagem	$\tau_{K_{V_m}}$	0,0011

Fonte: A autora.

3.5.1 Conectividade da Rede Neural

No modelo neuromimético proposto, cada NC está totalmente conectado aos mecanorreceptores da *e-skin* (126 APs modelados) com pesos excitatórios variando entre 0 e 1, e com uma única sinapse inibitória (triângulo vermelho, Figura 3.1) com um interneurônio que agrupa as respostas de todas as 126 projeções advindas dos AP (triângulos coloridos vazios, Figura 3.1). Esse modo de conectividade possibilita tanto a potencialização quanto a depreciação de todos os pesos sinápticos durante o processo de aprendizado. Nesse modelo, a magnitude do potencial pós-sináptico projetado em NC para uma determinada entrada sensorial

é dependente tanto dos pesos excitatórios ($w_{exc,i}$) quanto do peso inibitório (w_{inh}), sendo a corrente sináptica total (I_{syn}) para um CN descrita pela Eq. 3.11 (RONGALA et al., 2018, 2020).

3.5.2 Aprendizado Sináptico

O modelo neural proposto por Rongala et al. (2018) também implementa um processo de aprendizagem sináptica, inspirado na plasticidade sináptica cálcio-dependente. Assim, a potencialização dos pesos excitatórios dos neurônios pré-sinápticos (aférentes primários - AP) ocorre quando a atividade local de cálcio de uma sinapse (de um AP com o neurônio secundário) está fortemente correlacionada com a atividade total de cálcio do neurônio cuneiforme, ao contrário essa sinapse será depreciada. De acordo com o modelo, a atividade local de cálcio de uma sinapse é dada pela Eq. 3.11, e a atividade total de cálcio do neurônio cuneiforme segue a Eq. 3.12.

$$A_{Loc}^{Ca^{2+}} = \frac{\tau_1}{\tau_d - \tau_r} \left[\exp\left(-\frac{t - \tau_l - t^*}{\tau_d}\right) - \exp\left(-\frac{t - \tau_l - t^*}{\tau_r}\right) \right] \quad (3.11)$$

$$A_{Tot}^{Ca^{2+}} = k_{act} * [Ca^{2+}] \quad (3.12)$$

onde $A_{Loc}^{Ca^{2+}}$ é atividade local de cálcio devido a uma sinapse; $\tau_r = 4 \text{ ms}$ é o tempo de subida; $\tau_d = 12,5 \text{ ms}$ é o tempo de decaimento; $\tau_l = 0 \text{ ms}$ é o tempo de latência; $\tau_1 = 21 \text{ ms}$ é uma constante para calcular a proporção; t^* é o tempo em que ocorre um disparo do AP; $A_{Tot}^{Ca^{2+}}$ é a atividade total de cálcio do neurônio cuneiforme e; $k_{act} = 1$ é uma constante arbitrária.

A atualização dos pesos excitatórios individuais segue a Eq. 3.13.

$$\Delta w_{exc,i} = \int_{t_0}^{t_{max}} \left\{ \left(A_{Tot}^{Ca^{2+}}(t) - (Avg_{A_{Tot}^{Ca^{2+}}} * Syn_{EQ}) \right) * A_{Loc}^{Ca^{2+}}(t) \right\} * K * dt \quad (3.13)$$

onde $Avg_{A_{Tot}^{Ca^{2+}}}$ 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 (decaimento = 0,04, se $\sum w_{exc} < Syn_{EQ}$; decaimento = 0,12, se $\sum w_{exc} > Syn_{EQ}$); K é um fator de ganho definido pela função sigmoide representada na Eq. 3.18, com passo de ganho na inclinação de 0,005.

$$S(t) = \frac{1}{1 + e^{-t}} \quad (3.14)$$

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

Durante o processo de aprendizagem, o peso inibitório total (w_{inh}) também é atualizado a cada apresentação de estímulo. O aprendizado sináptico inibitório é baseado na taxa de disparo dos canais de cálcio. Assim, w_{inh} é o responsável por regular a atividade total dos canais de cálcio do neurônio cuneiforme. Dessa forma, uma baixa atividade dos canais cálcio é oposta com uma diminuição do w_{inh} e vice-versa. No modelo implementado neste trabalho, w_{inh} foi utilizado para manter a frequência de disparo dos canais de cálcio em um ponto de ajuste predefinido em torno de 20 Hz.

A atualização de w_{inh} é dada por uma função de inclinação dupla zerando no ponto de ajuste pré-definido de 20 Hz, em que a faixa de mudança de w_{inh} foi definida entre -0,01 e 0,01, para uma taxa de disparo dos canais de cálcio variando de 0 a 200 Hz. Com finalidade de evitar instabilidades e amortecer a taxa de adaptação, a média móvel das três últimas taxas de disparo dos canais de cálcio é utilizada como entrada para atualização peso inibitório total. Este mecanismo é inspirado na função dos interneurônios inibitórios e evita a atividade excessiva de cálcio ou a total ausência de atividade de cálcio (RONGALA et al., 2018, 2020).

Neste trabalho, foram implementados 1036 neurônios cuneiformes com o intuito de simular um mapa somatotópico funcionalmente organizado de uma *e-skin* a partir da criação de campos receptivos sobrepostos. Durante o processo de aprendizagem sináptica para cada NC, são apresentados os estímulos aplicados à pele eletrônica (estímulos de indentação de pele). Nessa etapa, apenas 1 segundo de dados são utilizados (1000 amostras, se os dados forem amostrados em 1KHz). Esses dados deverão resultar em *spikes* (vetor binário) da primeira camada neural de aferentes primários (mecanorreceptores). Durante o treinamento, a ordem de apresentação dos estímulos é gerada de forma aleatória, porém a mesma ordem é utilizada para o treino de todos os neurônios secundários que mapeiam a pele eletrônica.

3.6 Considerações Finais

Neste capítulo foi proposto um modelo para localização de contato em uma *e-skin*, bioinspirado na dinâmica intracelular e na organização funcional do núcleo cuneiforme. No próximo capítulo serão descritas a implementação e a validação do modelo para localização de

contato utilizando dados táteis adquiridos durante um protocolo de indentação da *e-skin* utilizada.

CAPÍTULO IV

VALIDAÇÃO DO MODELO NEUROMIMÉTICO PARA LOCALIZAÇÃO DE CONTATO SOBRE PELE ELETRÔNICA

Este capítulo apresenta a implementação e a validação do modelo neuromimético proposto, bioinspirado na rede de neurônios cuneiformes, para localização de estímulos aplicados em uma *e-skin*. O objetivo da validação é demonstrar que atividade em *spikes* dos neurônios secundários funcionalmente organizados permitem estimar a localização de indentações aplicadas na pele eletrônica, e que o método de aprendizado é capaz otimizar as informações advindas dos mecanorreceptores, melhorando resolução espacial da *e-skin*.

4.1 Matérias e Métodos

Para a implementação do modelo neuromimético e análise dos resultados obtidos foi utilizado o software Matlab® 2022-b e o Notebook Samsung modelo Book X55 - NP550XCJ-XS2BR com 16 GB ram, Intel® Core (TM) i7-10510U CPU @ 1.80GHz 2.30 GHz, 64 bits. Para a implementação do aprendizado sináptico também foi utilizado computadores de alta performance em nuvem do CINECA.

4.1.1 E-skin com Sensores Táteis FBG

A pele eletrônica utilizada para aquisição dos dados táteis tem dimensões e forma inspiradas no antebraço humano e foi desenvolvida para cobrir um braço robótico antropomórfico impresso em 3D. Para imitar a complacência biomecânica, a *e-skin* foi revestida por um polímero de silicone macio (Dragon Skin 10 medium, Smooth-On, EUA) extensível com 8 mm de espessura, onde foi incorporada uma fibra óptica com 21 sensores táteis do tipo Fiber Bragg Grating (FBG). A pele eletrônica foi fabricada em um processo de três etapas (MASSARI et al., 2022): (i) em um molde personalizado foi moldada a camada inferior de silicone com uma ranhura; (ii) incorporou-se a fibra óptica sensorizada ao longo do caminho com ranhuras; (iii) com auxílio de um segundo molde foi modelada a segunda camada de silicone que cobre a fibra contendo os sensores FBG e confere robustez ao caminho que ela percorre.

Os 21 elementos ópticos sensíveis eram sensores FBGs com comprimento de 10 mm que foram distribuídos no núcleo de uma única fibra óptica. Essa fibra percorria um trajeto ao longo da pele eletrônica para se assemelhar às características de sensibilidade do antebraço humano, ou seja, uma maior densidade de sensores foi alocada nas regiões distais do antebraço (MASSARI et al., 2022). O comprimento de onda nominal (λ_B) dos FBGs da e-skin foram definidos em sua fabricação e variaram entre 1520 nm e 1580 nm, com um passo de 3 nm. O comprimento de onda desses sensores sofre alterações quando o mesmo é submetido a deformações (OTHONOS, 1997), permitindo assim a percepção e transdução ótica de estímulos mecânicos aplicados à pele. Para enviar o espectro de luz através da fibra e ler o sinal de retro reflexão, foi utilizado um interrogador optoeletrônico (FBG Scan 904, FBGS Technologies GmbH).

4.1.2 Dados Táteis e Pré-Processamento

Os dados utilizados para a implementação e validação do modelo foram coletados no *NeuroTouch Laboratory* da *Sant'Anna School of Advanced Studies* – Itália. Esses dados foram amostrados em um protocolo de indentação de pele automatizado. Durante o protocolo, uma plataforma robótica bimanual composta por dois braços antropomórficos (Racer-5-0.80, Comau, Itália), representada na Figura 4.1 a. Um dos braços robóticos executou as tarefas táteis, enquanto o outro segurou a *e-skin* contendo 21 sensores FBG.

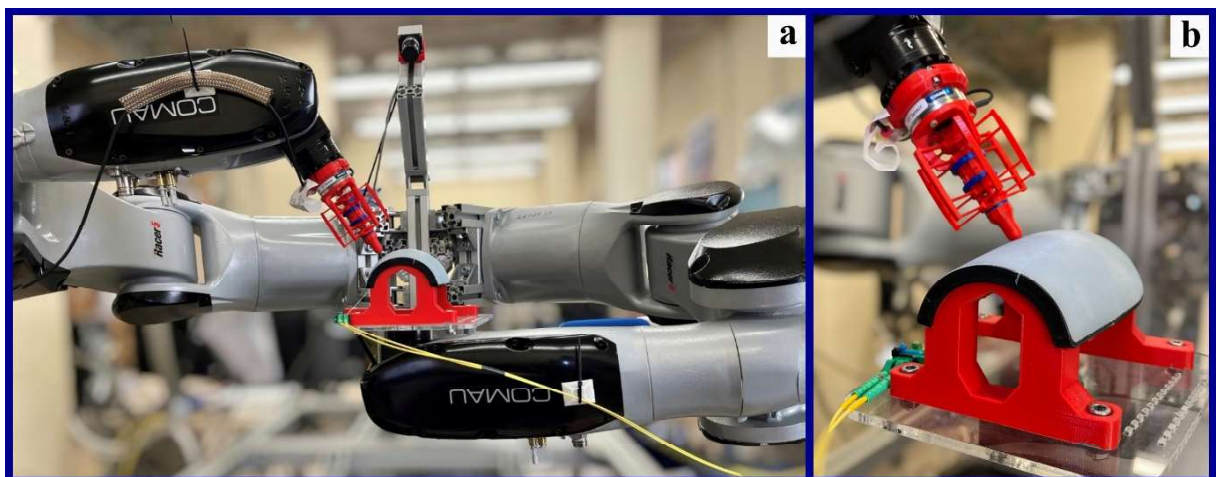


Figura 4.1 – Configuração experimental de indentação da *e-skin* usando a plataforma robótica bimanual. a) Plataforma robótica bimanual equipada com a *e-skin*. b) *E-skin* sendo indentada pela sonda hemisférica.

O protocolo experimental consistia em 1846 pontos-alvo, representados na Figura 4.3, a serem tocados, calculados como os centroides dos triângulos que formavam uma malha aleatória da superfície da pele eletrônica. O robô era equipado com uma sonda hemisférica, mostrada na Figura 4.1b, presa no final do efetor, que alcançou perpendicularmente cada ponto alvo na *e-skin*. A força de indentação foi medida por meio de uma célula de carga (Nano 43, ATI Industrial Automation) montada na base da sonda. O sinal de força foi registrado e usado como feedback para controlar o robô - programado para liberar o contato ao exceder o limite de 2,5 N e ir para um novo ponto alvo.

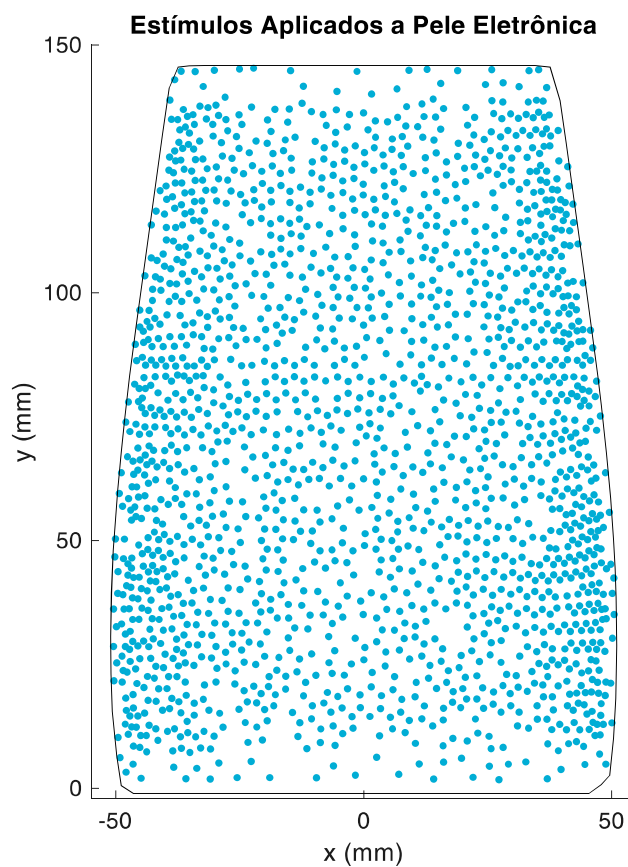


Figura 4.2 – Pontos de teste de indentação distribuídos aleatoriamente na *e-skin*.

O código de controle foi composto por rotinas dedicadas (LabVIEW, National Instruments, EUA) em um controlador industrial (IC-3173, National Instruments, EUA), responsável pelo envio de comandos aos robôs, e um computador utilizado para gerenciamento e verificação dos experimentos. Durante a execução do protocolo, os sinais de força e FBG, juntamente com os locais de contato, foram adquiridos para análise posterior.

A Figura 4.3 representa o sinal bruto adquirido durante a execução de uma indentação ($n = 477$). Na Figura 4.3a é apresentado o sinal de força aquisicionado pela célula de carga - nota-se que, o protocolo é realizado em dois níveis (*steps*) de força com duração aproximada de dois segundos por nível. Os sinais táteis coletados pelos 21 sensores FBGs são apresentados na Figura 4.3b e o sinais táteis derivativos, que serão posteriormente utilizados como corrente de entrada na implementação dos aferentes de adaptação rápida, estão retratados na Figura 4.3c.

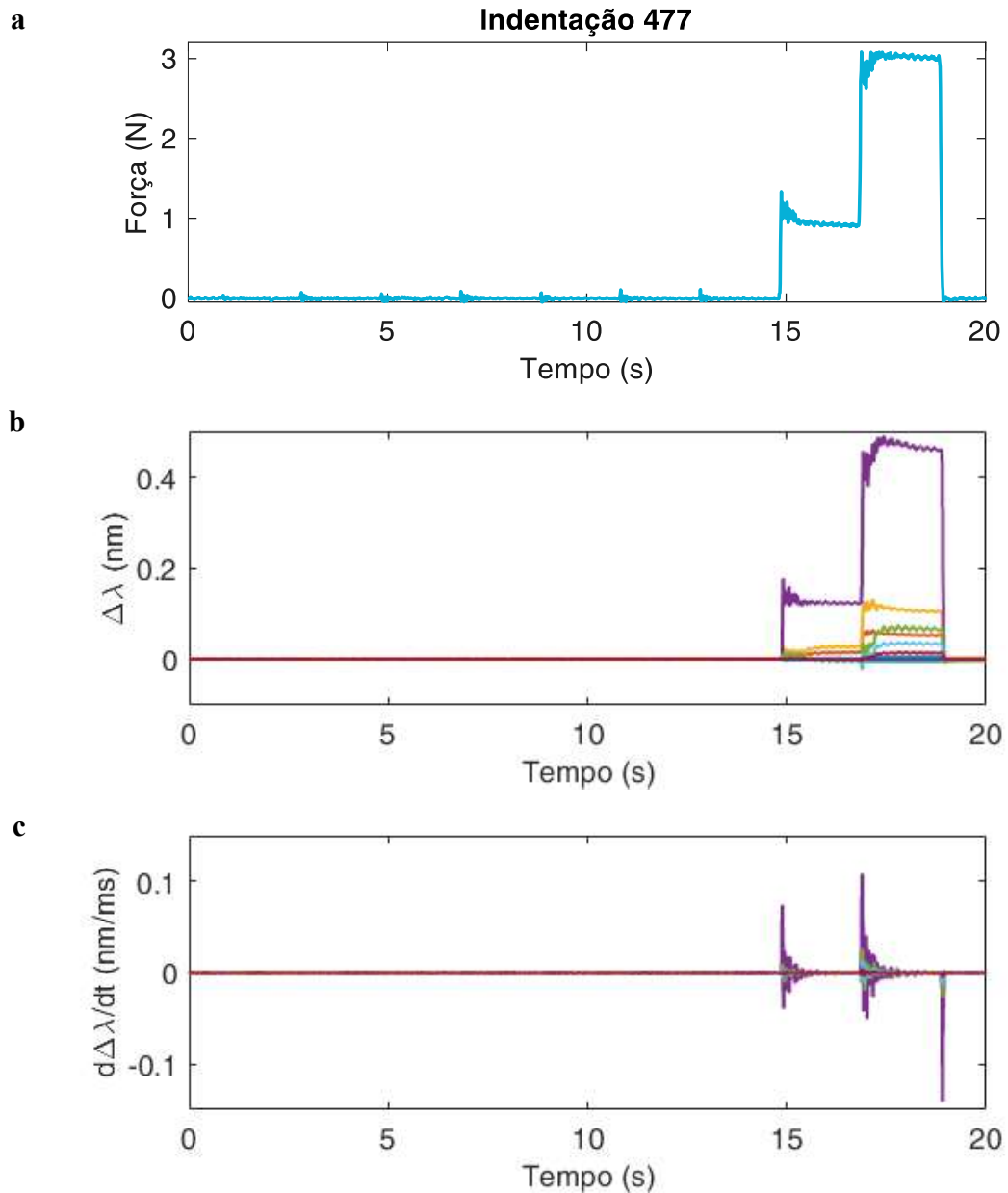


Figura 4.3 – Sinais táteis de uma indentação. (a) Sinal de força aplicada na *e-skin* durante o protocolo de indentação. (b) Sinais táteis adquiridos pelos 21 sensores FBGs. (C) Sinais táteis derivativos dos 21 sensores FBGs. Fonte: A autora.

Posteriormente, foi calculado o valor absoluto de ambos os sinais brutos e diferenciados como descrito na Seção 3.2 e, finalmente, esses sinais foram utilizados como corrente de

entrada (*I*) dos modelos de aferentes primários com os seis diferentes ganhos definidos - quatro ganhos aplicados aos valores absolutos dos sinais brutos para a corrente de entrada dos aferentes de ALII, e dois ganhos aplicados aos valores de absolutos dos sinais derivativos para a corrente de entrada dos aferentes de ARII, conforme detalhando na Seção 3.3.

4.1.3 Caracterização e Avaliação dos Campos Receptivos da Pele Eletrônica

A caracterização dos campos receptivos dos sensores FBG na pele foi conduzida por mapas de contorno bidimensionais que representam a distribuição espacial da sensibilidade a força de contato. Para visualização, um mapa de calor será utilizado, onde as regiões de pontos quentes com sensibilidade máxima são demonstradas em azul escuro. Para tal, foi calculada a média do sinal de cada sensor FBG durante 500 ms do trecho estacionário de maior nível de força (segunda fase do experimento de indentação da pele). O valor médio foi, posteriormente, normalizado, dividindo-o pela média da força aplicada durante toda a segunda fase da indentação. Esse procedimento foi realizado utilizando-se todas as 1846 amostras de indentação.

4.1.4 Implementação do Modelo Neuromimético para Localização de Contato

Conforme representado na Figura 3.1, o modelo implementado possui duas camadas neurais, a primeira composta por 126 aferentes primários e a segunda por 1036 neurônios cuneiformes, e uma unidade de aprendizado sináptico. O sinal tátil pré-processado de cada sensor FBG foi utilizado, simultaneamente, como corrente de entrada para quatro modelos de neurônios ALII e dois modelos de neurônios ARII, modelados conforme o método matemático de Izhikevich. Esses seis modelos neurais compõe a primeira camada, totalizando, assim, os 126 aferentes primários (mecanorreceptores – para mais detalhes, ver seção 3.3).

Para a implementação do aprendizado sináptico da segunda camada, foi utilizado apenas um segundo de dados binários (*spikes*) advindos dos 126 APs, a partir do início do segundo passo da indentação, ou seja, do maior nível de força de cada indentação. A validação do treinamento foi realizada em 4-*folds*. Para cada *fold* foram utilizadas aproximadamente 1385 amostras de indentação (75% do total) para treino e 462 amostras para validação (25% do total). Cada amostra foi apresentada 1 vez, totalizando aproximadamente 1385 ciclos de treinamento. Os dados utilizados e a sequência de apresentação dos estímulos para cada treinamento dos pesos sinápticos entre os aferentes primários e os neurônios secundários foram selecionados de maneira aleatória. Todo o protocolo de aprendizado sináptico foi executado separadamente para cada um dos 1036 NCs.

Após o treinamento e a determinação dos pesos sinápticos (excitatórios e inibitórios) finais de cada *fold*, foi modelada a dinâmica completa do potencial de membrana para cada um dos 1036 NCs, para as 462 amostras de validação dos 4-*fold*, durante os 8 segundos finais da indentação (envolvendo então os dois níveis de força da indentação, mais um intervalo de repouso no início e no final do segmento). A saída da segunda camada (NCs) é então representada por 1036 vetores de *spikes* (binários) representando a dinâmica de disparo de potenciais de ação dos neurônios cuneiformes.

4.1.5 Análise dos Dados do Modelo Neuromimético

Uma vez que os *spikes* dos 1036 NCs (saída do modelo neuromimético) foram gerados como resultante da indentação na pele, deve-se verificar, para todas as amostras de validação de cada *fold*, se o modelo é capaz de combinar as informações táteis e possibilitar a estimativa da localização do estímulo, a partir da atividade de saída do modelo. Para isso, a atividade em *spikes* de cada neurônio secundário foi integrada durante toda a janela de tempo da indentação ($Nspk_i$). O número total de *spikes* ($Nspk_i$) de cada neurônio foi então utilizado para compor uma estratégia de estimativa de localização ponderada, conforme descrito pela Eq. 4.1.

$$LP_{x,y} = \frac{\sum_{i=1}^{1036} N_i Loc_{x,y} * Nspk_i}{\sum_{i=1}^{1036} Nspk_i} \quad (4.1)$$

onde $LP_{x,y}$ é a estimativa de localização no plano x,y da *e-skin*, ponderada pela ativação neural dos neurônios secundários (posição ponderada); $Nspk_i$ é o número de disparos de um NC em uma janela de tempo; i é o identificador do NC; e $N_i Loc_{x,y}$ é a posição do centroide de um NC no plano x,y do mapa somatotópico do núcleo cuneiforme modelado.

Para avaliar o erro de predição da localização dos estímulos aplicados a *e-skin*, foi calculada a distância euclidiana entre a posição real da indentação na pele eletrônica e a localização ponderada estimada utilizando-se a Eq. 4.1.

4.2 Resultados da Validação do Modelo Neuromimético

4.2.1 Campos Receptivos da E-Skin Mimetizam os Mecanorreceptores do Tipo II

A pele eletrônica desenvolvida no *NeuroTouch Laboratory* possui 21 sensores FBG incorporados em um substrato de silicone, que possui a função de transmitir suavemente as cargas externas aplicadas aos sensores ópticos. A disposição geral das unidades de detecção

óptica foi projetada para mimetizar a distribuição dos mecanorreceptores humanos no antebraço, com uma densidade maior nas regiões distais do antebraço, próximas ao pulso (CORNIANI; SAAL, 2020; MASSARI et al., 2022; VALLBO et al., 1995). Os sensores FBGs no substrato polimérico foram organizados de forma a atuarem de forma similar aos mecanorreceptores do tipo II, com grandes campos receptivos, um único ponto de maior sensibilidade, representados em azul escuro na Figura 4.4 e sobreposição de sensibilidade com os transdutores vizinhos.

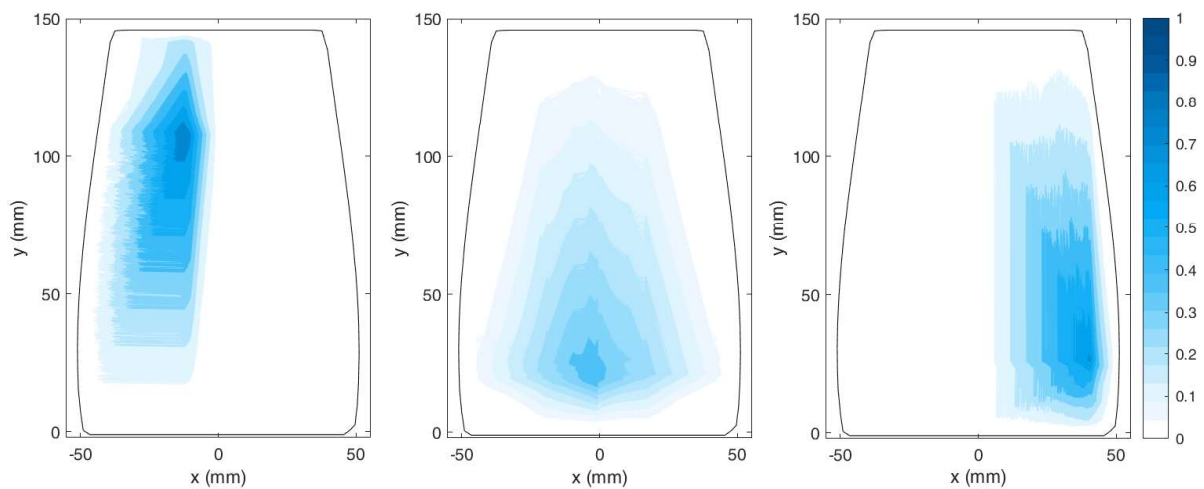


Figura 4.4 – Representação dos campos receptivos de três sensores FBG. Fonte: A autora.

4.2.2 Modelo Neuromimético – 1ª Camada Neural

Devido ao posicionamento dos sensores FBG no substrato de silicone da pele eletrônica, a primeira camada do modelo neuromimético foi concebida para mimetizar os neurônios sensoriais de primeira ordem, mais especificamente os mecanorreceptores do tipo II. Como discutido na seção 2.1.1, os equivalentes biológicos dos mecanorreceptores do tipo II residem mais profundamente na derme, possuem grandes campos receptivos que se sobrepõem, variam em tamanho e sensibilidade, e possuem limites de borda pouco definidos (KNIBESTÖL, 1973a; VALLBO et al., 1995). Como já apontado, para mimetizar aquelas características fisiológicas e prover uma maior densidade de mecanorreceptores artificiais, a saída de cada sensor FBG foi multiplicada por uma matriz de ganhos (Tabela 3.2) e utilizada como corrente de entrada para seis modelos de neurônios de primeira ordem, quatro de ALII e dois de ARII. Dessa forma, a 1ª camada neural é composta por 126 APs (84 ALII e 42 ARII) modelados de acordo com o método de Izhikevich. Essa estrutura permitiu a conversão espaço-temporal das variações do

comprimento de onda dos sensores FBG ($\Delta\lambda$), que eram proporcionais à força aplicada (Figura 4.5a e Figura 4.5b) durante a indentação da pele por meio da sonda hemisférica, em respostas de *spikes* geradas pelos neurônios de primeira ordem (Figura 4.5d).

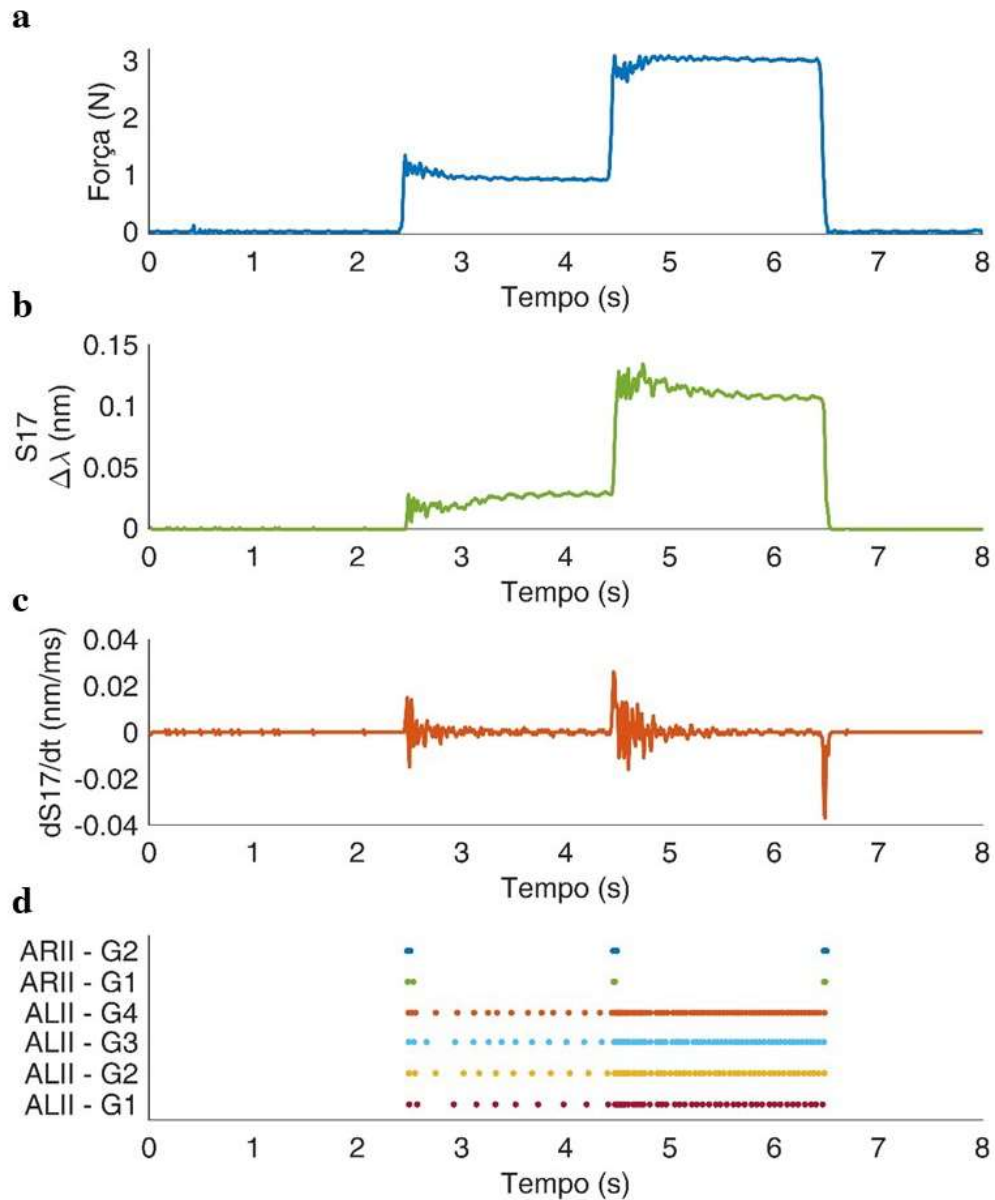


Figura 4.5 – Dados brutos e *spikes* dos aferentes primários modelados de acordo com método de Izhikevich. a) Sinal de força de indentação adquirido pela célula de carga. b) Sinal bruto do sensor FBG durante a indentação. c) Primeira derivada dos dados do sensor. d) Respostas de mecanorreceptores artificiais de ALII e ARII dos dados do sensor correspondentes para os diferentes ganhos (Gn). Fonte: A autora.

As entradas para os neurônios ALII receberam os sinais $\Delta\lambda$ brutos, para mimetizar o comportamento das terminações de Ruffini, responsáveis pela codificação dos estiramentos da pele, apresentando uma resposta sustentada à indentação da pele (ABRAIRA; GINTY, 2013;

KAAS, 2012; LUCAROTTI et al., 2013), conforme representado na Figura 4.5b. Para modelagem dos corpúsculos de Pacini, foram utilizadas as primeiras derivadas temporais de $\Delta\lambda$ (Figura 4.5c), uma vez que, esses mecanorreceptores são responsáveis pela codificação de estímulos transitórios, como o início ou o fim de uma indentação (ABRAIRA; GINTY, 2013; KNIBESTÖL, 1973a). A Figura 4.5d ilustra a resposta em *spikes* dos seis tipos de mecanorreceptores, considerando-se uma única indentação, em que se observa os aferentes ALII e ARII codificando forças sustentadas e transitórias, respectivamente.

4.2.3 Modelo Neuromimético – 2^a Camada Neural

A segunda camada do modelo neuromimético foi projetada para emular a dinâmica intracelular do núcleo cuneiforme. Essa camada é composta por 1036 NCs e INs funcionalmente organizados (Figura 3.1), modelados de acordo com método proposto por Rongala et al., 2018.

A fim de mimetizar as características e as funções do núcleo cuneiforme, conforme descrito nos capítulos anteriores, foram modelados campos receptivos funcionalmente organizados com sobreposições, com pesos sinápticos excitatórios entre APs e NCs inicializados com base no inverso das distâncias euclidianas entre a posição dos 1036 centroides dos NCs e os 21 Sensores FBG na *e-skin*. Esse processo gerou um mapa somatotópico da *e-skin* (ver 3.4 Inicialização dos Pesos Excitatórios e Campos Receptivos dos Neurônios Cuneiformes). Em seguida, foi realizado o protocolo de aprendizagem sináptica para cada um dos neurônios secundários, baseado na plasticidade sináptica cálcio-dependente. Posteriormente, calculou-se a dinâmica completa do potencial de membrana desses neurônios para cada uma das amostras de indentação utilizadas para validação do modelo (RONGALA et al., 2018, 2020). Por último, atividade neural de todos os 1036 NCs foi utilizada para a estimativa da localização dos estímulos aplicados a *e-skin*.

4.2.3.1 Aprendizagem Sináptica

Todos os 126 AP foram projetados para todos os 1036 NCs, com sinapses excitatórias diretas e sinapses inibitórias indiretas a partir dos INs, conforme representado na Figura 3.1. Para simular a existência de campos receptivos do núcleo cuneiforme com uma organização funcional (Figura 3.1), os pesos excitatórios dos APs dentro da área do campo receptivo de cada NC foram inicializados com valores proporcionais ao inverso da distância euclidiana entre os APs e os NCs (ver 3.4 Inicialização dos Pesos Excitatórios e Campos Receptivos dos Neurônios Cuneiformes), enquanto que os pesos dos mecanorreceptores fora da área do campo receptivo

foram zerados. A distribuição dos pesos excitatórios iniciais das sinapses dos 126 APs com os 1036 NCs é representa na Figura 4.6a.

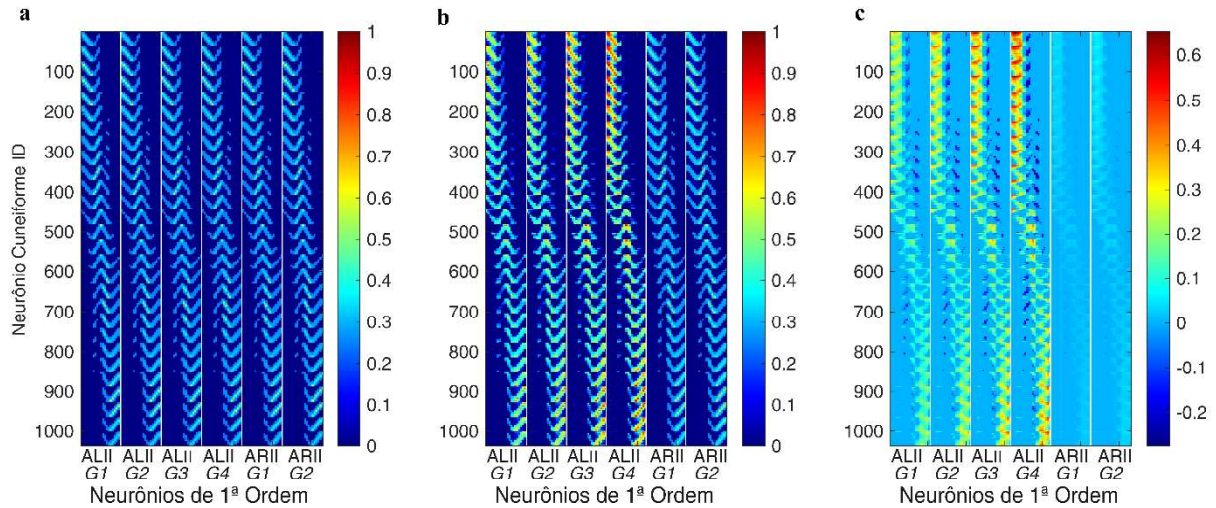


Figura 4.6 – Aprendizado sináptico excitatório para o *fold-1*. a) Pesos excitatórios iniciais gerados proporcionalmente à distância entre os campos receptivos NC e os APs modelados. b) Pesos excitatórios finais após o aprendizado sináptico. c) Diferença entre pesos excitatórios finais e iniciais. Fonte: Autora.

Como descrito, o aprendizado sináptico foi realizado em *4-folds* para avaliar as capacidades de generalização do modelo e seguiu um protocolo inspirado na plasticidade sináptica cálcio-dependente (ver seção 3.5.1 Conectividade da Rede Neural) com uma transformação gradual do peso sináptico em cada apresentação de estímulo tátil. Os testes mostraram que os resultados do aprendizado sináptico para os *4-folds* foram semelhantes. Desta forma, por brevidades, serão apresentados e discutidos apenas os resultados do *fold-1* (as demais figuras de resultados do processo de aprendizagem são apresentadas nos Apêndice A, B e C, deste documento). A Figura 4.6b apresenta as distribuições dos pesos excitatórios finais das sinapses dos 126 APs com os 1036 NCs, evidenciando que a distribuição dos pesos sinápticos para cada NC foi única.

A Figura 4.6c mostra a diferença entre os pesos excitatórios pré- e pós-aprendizado, exemplificando a evolução dos pesos excitatórios. A Figura 4.7 representa a evolução dos pesos sinápticos excitatórios ao longo dos 1385 ciclos para um NC, demonstrando a transformação gradual dos pesos sinápticos. Destaca-se que, no modelo proposto, o peso sináptico excitatório varia de 0 a 1, onde 0 significa uma sinapse silenciosa não influente e 1 uma sinapse com o mais alto peso excitatório.

Como se observa, os APs de adaptação lenta tiveram uma maior potencialização (aumento) de seus pesos sinápticos, principalmente os mecanorreceptores ALIIs com maiores ganhos (G3 e G4) (Figura 4.6c). Nota-se, que a regra de aprendizado sináptico implementada potencializou as sinapses dos mecanorreceptores que apresentavam uma alta correlação com a atividade total de cálcio do NC. Assim, as sinapses dos neurônios de 1ª ordem que tiveram seu comportamento de disparo sincronizado com os mecanorreceptores com maiores pesos sinápticos excitatórios iniciais são mais suscetíveis à potencialização de seu peso sináptico (RONGALA et al., 2018, 2020). Isso explica a potencialização substancial de peso sinápticos excitatórios dos aferentes ALIIs, quando treinados com a tarefa de indentação estática com platô (Figura 4.5a), resultando em uma maior taxa de disparo para esses aferentes (Figura 4.5d).

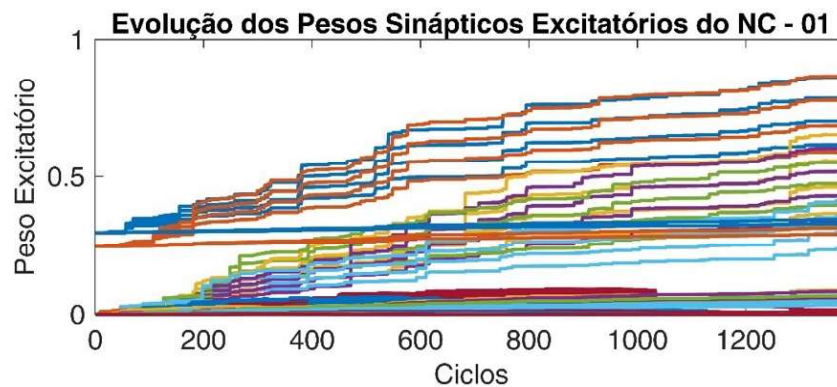


Figura 4.7 – Evolução dos pesos sinápticos excitatórios durante os 1385 ciclos para o neurônio cuneiforme 01 do *fold 1*. Cada linha representa a evolução do peso de uma sinapse.
Fonte: A autora.

Os pesos sinápticos inibitórios (w_{inh}) para todos os NCs implementados foram inicializados com o mesmo valor (0,125) (RONGALA et al., 2018). A média móvel da taxa de disparo dos canais de cálcio das últimas cinco apresentações de indentação foi utilizada como entrada na atualização do w_{inh} para minimizar instabilidades durante o aprendizado (ver 3.5.1 Aprendizado Sináptico). A Figura 4.8 representa a evolução de w_{inh} para um neurônio cuneiforme durante os 1385 ciclos de treinamento - nota-se que, desde os primeiros ciclos, w_{inh} tendeu a valores próximos de 0.

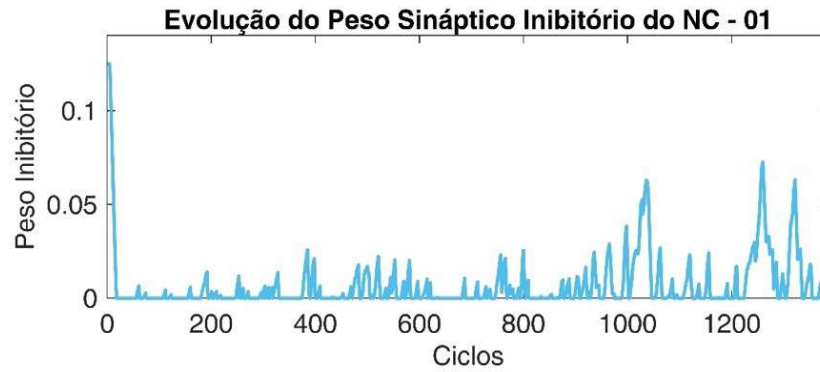


Figura 4.8 – Evolução do peso de uma sinapse inibitória durante os 1385 ciclos para o neurônio cuneiforme 01 do *fold-1*. Fonte: A autora.

A Figura 4.9 mostra valores finais de w_{inh} após o *fold 1*, para os 1036 NCs funcionalmente organizados na malha da *e-skin*. Observa-se que o valor final de w_{inh} foi próximo de 0 para todos os NCs. Esse resultado é explicado pois, no modelo neuromimético proposto, a maioria dos NCs deveria ficar silenciosa dependendo do local do estímulo aplicado à *e-skin* (a área da pele eletrônica é bem maior que a área de influência de uma indentação), resultando em baixa atividade dos canais de cálcio ao longo do treinamento e em um pequeno valor para as sinapses inibitórias w_{inh} .

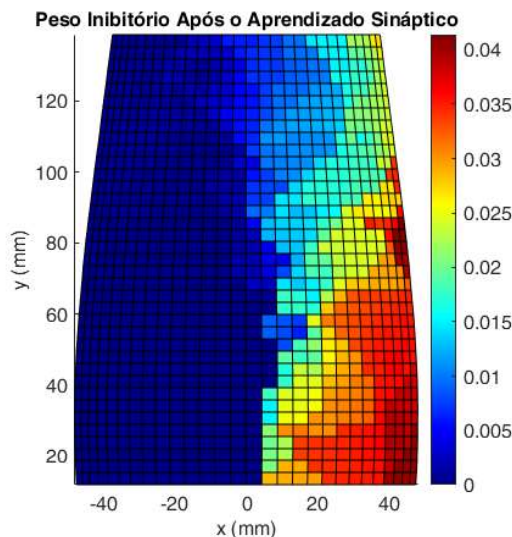


Figura 4.9 – Pesos sinápticos inibitórios finais após o aprendizado sináptico para os 1036 NCs após o *fold 1*. Fonte: A autora.

Os pesos sinápticos finais (excitatório e inibitórios) foram utilizados para o cálculo da corrente sináptica (I_{syn}) (ver seção 3.5 Modelo Neuromimético – 2ª Camada Neural: Modelo de Aprendizado Sináptico e Dinâmica Intracelular dos Neurônios do Núcleo Cuneiforme), e definiram a dinâmica do potencial de membrana V_m dos NCs para cada amostra de indentação.

4.2.3.2 Comportamento dos Neurônios Cuneiformes

A Figura 4.10 representa, a título de ilustração, a dinâmica do potencial de membrana (V_m) para um NC implementado, para uma indentação dentro do campo receptivo do mesmo. Podemos perceber a variação na taxa de disparo do NC ao longo do tempo. Essa variação ocorre devido à aplicação de dois níveis de força distintos aplicados na *e-skin* – onde, no primeiro nível a força de recuo aplicada é menor que no segundo nível, conforme exemplificado na Figura 4.3. A figura também ilustra que o NC pode apresentar uma alta taxa de disparo a depender do estímulo aplicado. Destaca-se que, no modelo neural dos neurônios cuneiformes, é considerado que houve um disparo de potencial de ação (*spike*) quando o V_m do neurônio atinge o limiar de -40 mV.

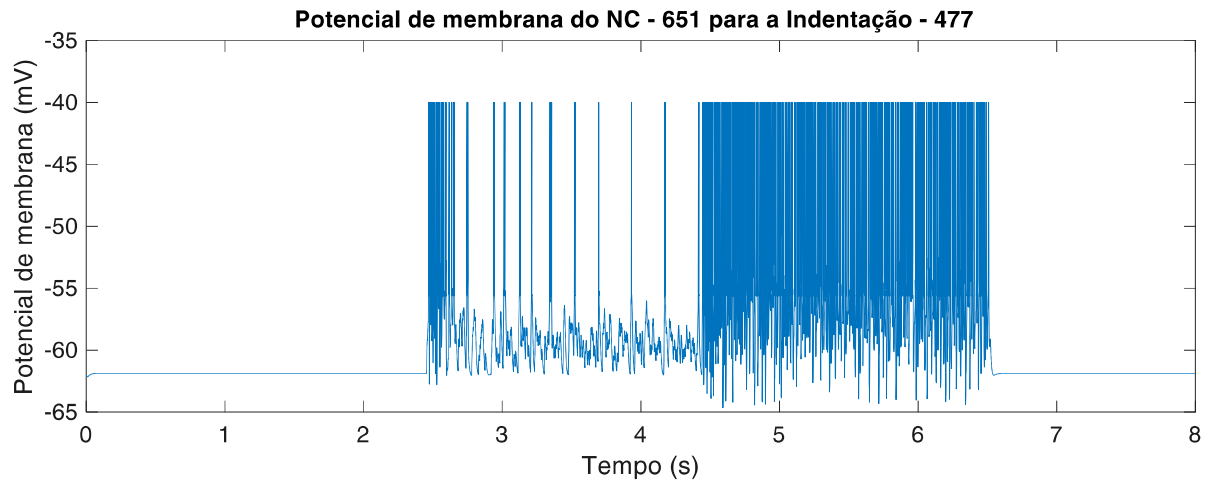


Figura 4.10 – Exemplo da dinâmica do potencial de membrana de um NC para uma de indentação na *e-skin* e sobre o campo receptivo do mesmo. Fonte: A autora.

A atividade de disparo dos 1036 NCs, para cada amostra de indentação, é ilustrada na Figura 4.11. Observa-se que a intensidade de disparo dos mecanorreceptores (Figura 4.11b) e dos NCs (Figura 4.11c) está relacionada com a força aplicada à pele eletrônica (Figura 4.11a) durante a indentação. Nota-se ainda, que os NCs apresentaram uma ativação neural somatotópica bastante diferenciada e correlacionada à região central de indentação - região no mapa somatotópico com uma maior ativação neural (Figura 4.11d).

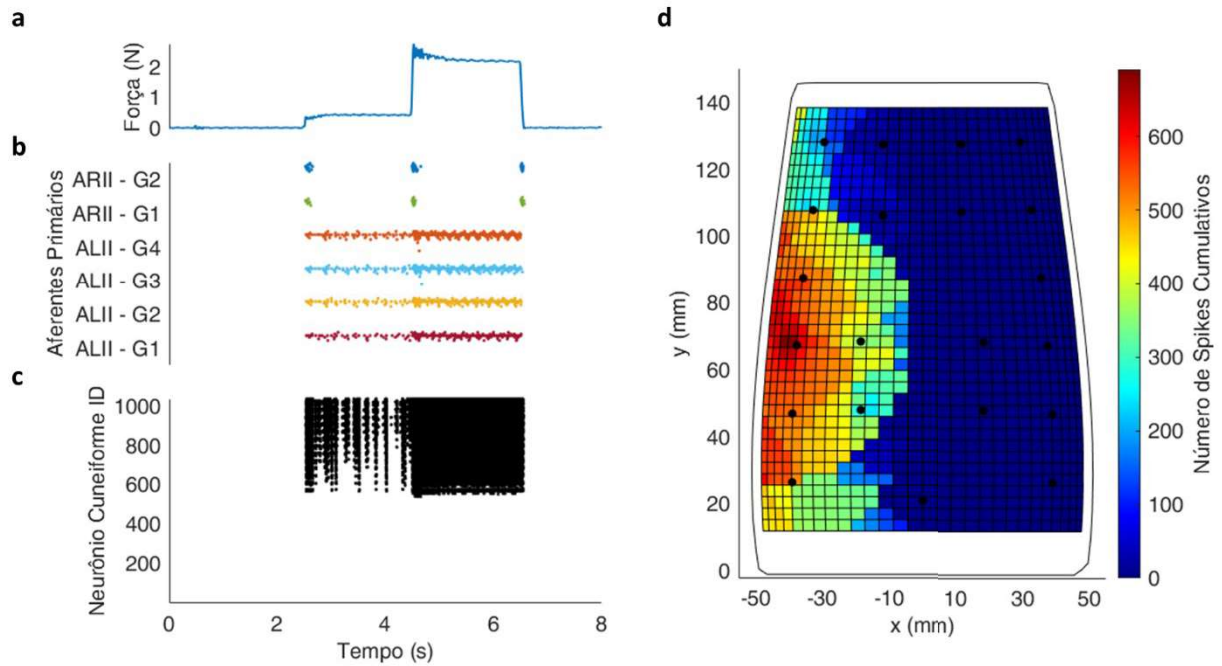


Figura 4.11 – Resposta neural dos APs e NCs. a) Sinal de força de indentação adquirido pela célula de carga. b) *Raster plot* da atividade em *spikes* dos neurônios de 1ª ordem. c) *Raster plot* da atividade em *spikes* dos NCs (neurônios de 2ª ordem). d) Mapa somatotópico do número de *spikes* cumulativos dos NCs durante toda a indentação. Fonte: A autora.

4.2.4 Localização da Indentação

Para localização da região sobre a *e-skin* onde ocorreu o contato, foi utilizada a média ponderada de todos os *spikes* dos NCs e os centroides de ativação neural sobre o mapa somatotópico (ver 4.1.5 Análise dos Dados do Modelo Neuromimético). A Figura 4.12 ilustra a atividade neural dos NCs organizados no mapa somatotópico da *e-skin*, as localizações ponderadas estimadas pela atividade neural dos NCs (localização ponderada – x azul) e o local de indentação real (alvo – x vermelho), para indentações aplicadas em diferentes regiões da pele.

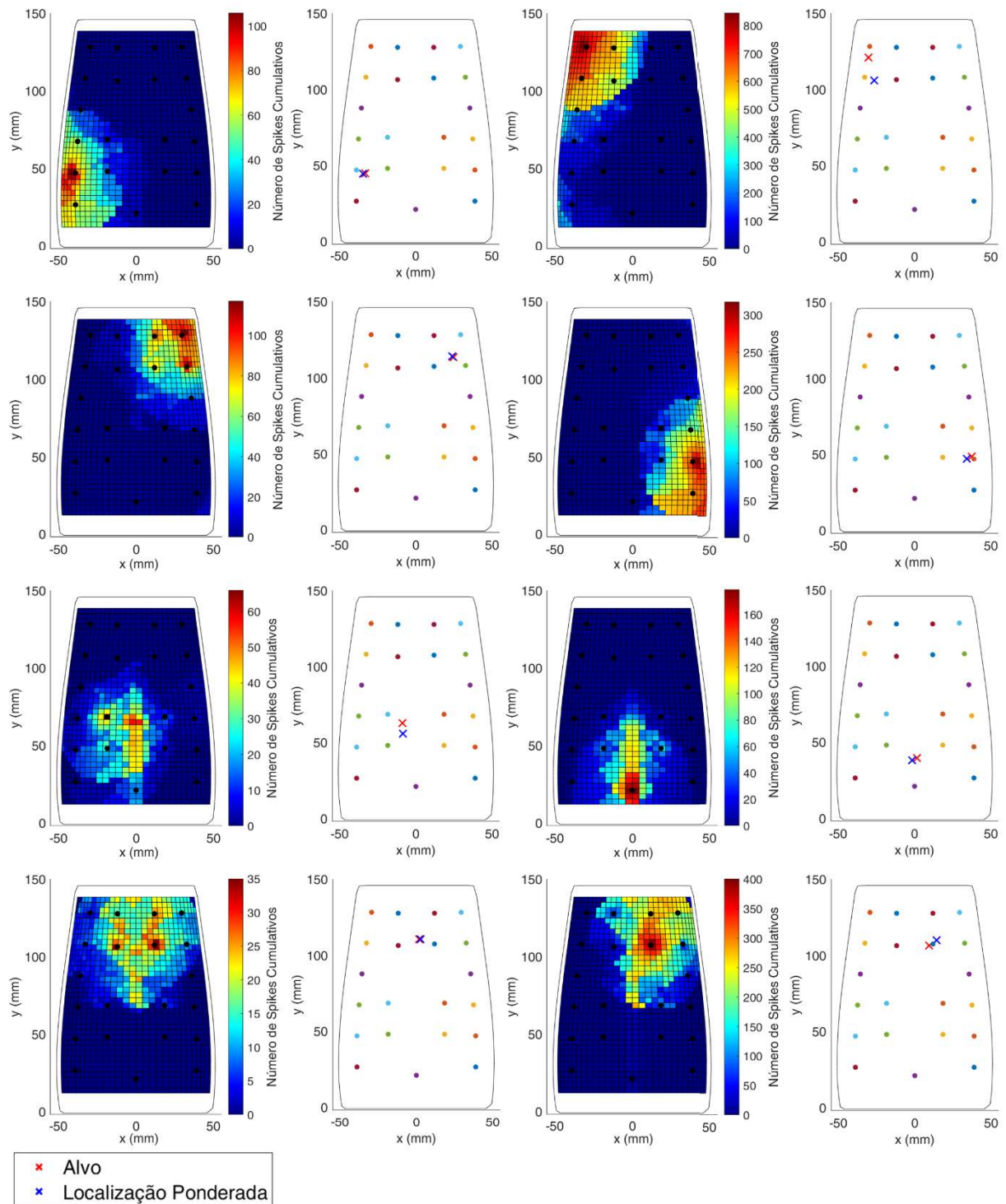


Figura 4.12 – Exemplos de respostas, em quantidade de spikes, dos NCs no mapa somatotópico da *e-skin* (colunas da esquerda) e estimativa de localização ponderada das indentações (colunas da direita) em diferentes regiões da pele.

Para avaliar o erro de predição de localização das indentações (ou contatos) foi calculada a distância euclidiana entre o local de contato estimado e alvo (ponto onde a indentação foi

realizada) para todas as indentações realizadas (ver Figura 4.2). A Tabela 4.1 e a Figura 4.13 apresentam os resultados do erro de predição da validação cruzada para os *4-folds*. Nota-se que o erro mediano de predição de localização antes do treinamento foi de 36,26 mm (IQR = 20,46 mm, 52,14 mm) e após o treinamento o erro reduziu para 14,11 mm (IQR = [7,47 mm, 28,56 mm]). Conforme representado na Tabela 4.1, o *fold 1* apresentou a melhor performance, com erro mediano de 13,39 mm e IQR = [7,44 mm, 28,47 mm], enquanto o *fold 2* obteve a pior performance, com erro mediano de 14,93 mm e IQR = [8,28 mm, 29,63 mm] – ainda assim, as diferenças entre os erros máximos e mínimos são pequenas e coerentes com erros esperados ao se realizar indentações na pele humana nas regiões do antebraço.

Nota-se assim que o modelo apresentou boa consistência no erro de predição alcançado para os *4-folds* (Tabela 4.1 e Figura 4.13), demonstrando robustez e capacidade de aprendizado e generalização.

Tabela 4.1 – Mediana e intervalo interquartil do erro de localização para os *4-folds*.

Localização de contato	Antes do Aprendizado		Após o Aprendizado	
	Mediana	Intervalo Interquartil	Mediana	Intervalo Interquartil
Fold-1	35,94 mm	[21,61 mm, 52,80 mm]	13,39 mm	[7,44 mm, 28,47 mm]
Fold-2	37,27 mm	[23,07 mm, 53,48 mm]	14,93 mm	[8,28 mm, 29,63 mm]
Fold-3	37,65 mm	[18,35 mm, 53,16 mm]	13,90 mm	[6,74 mm, 28,69 mm]
Fold-4	34,46 mm	[19,27 mm, 49,86 mm]	14,21 mm	[7,39 mm, 27,41 mm]
Todos Folds	36,26 mm	[20,46 mm, 52,14 mm]	14,11 mm	[7,47 mm, 28,56 mm]

Fonte: A autora.

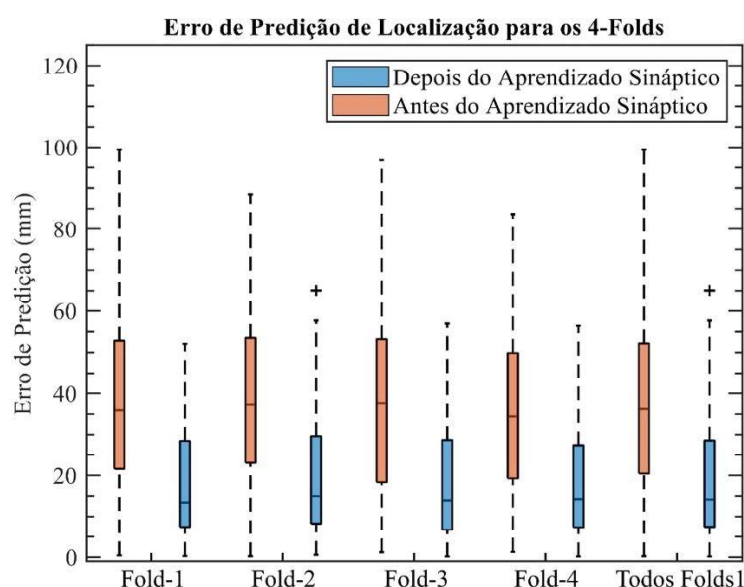


Figura 4.13 – *Boxplots* do erro predição de localização de contato para os *4 folds*. Fonte:

A autora.

A Figura 4.14 mostra a diferença entre os erros de predição alcançados antes e depois do aprendizado sináptico para diferentes Regiões de Interesse (*Regions Of Interest (ROIs)*). Observa-se que os maiores erros de localização ocorrem, como esperado, nas regiões de bordas da *e-skin*, que possuem quantidades menores de sensores. Por outro lado, a região central (raio da região de interesse ≤ 45 mm), que é a área com maior densidade de sensores, apresentou um erro mediano de predição menor que 10 mm. A Figura 4.15 ilustra as variações do erro de predição sobre toda a área da *e-skin*. O efeito do aprendizado sináptico no erro de predição sobre a área da *e-skin* é apresentado no Apêndice D – Resultados do Erro de Predição.

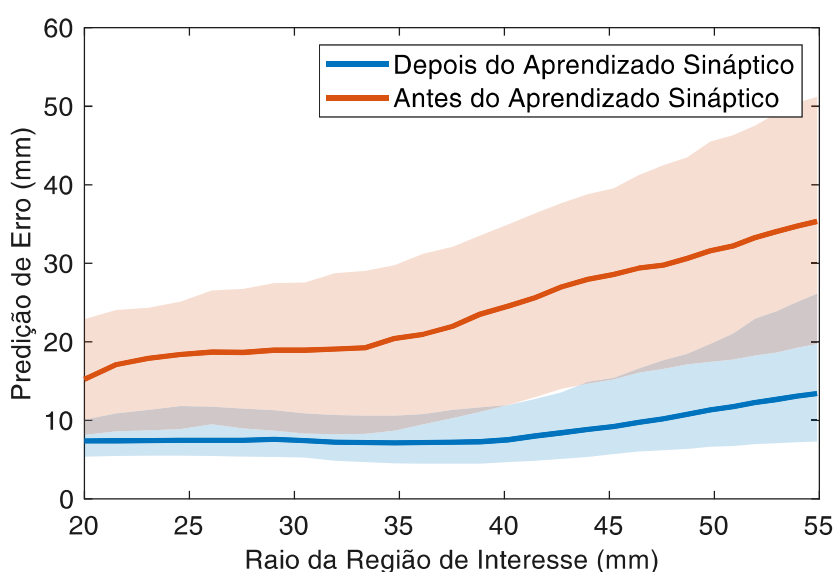


Figura 4.14 – Valores de mediana e intervalo interquartil do erro de predição para diferentes raios de ROI antes e depois do aprendizado sináptico. Fonte: A autora.

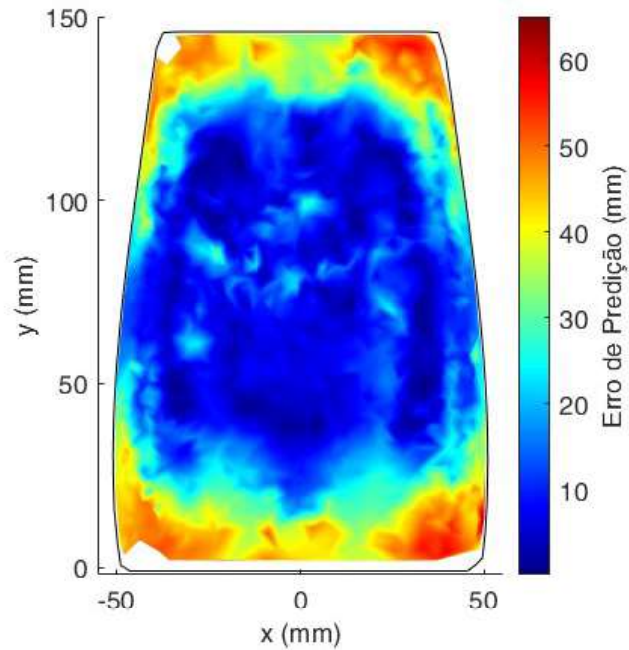


Figura 4.15 – Erro de predição do local de contato sobre a área da pele eletrônica após o aprendizado sináptico. Fonte: A autora.

4.3 Considerações Finais

Neste capítulo foi apresentada a validação da proposta de modelo neuromimético para localização de contato em uma *e-skin* a partir da atividade de disparo de neurônios cuneiformes somatotópicamente organizados. Os resultados, aqui obtidos, evidenciam que o modelo proposto é capaz de codificar e otimizar informações provenientes de sensores táteis, possibilitando a estimativa da localização dos estímulos de indentação aplicados a *e-skin* com 21 sensores FBGs incorporados em um substrato macio polimérico.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

O modelo neuromimético para localização de contato proposto é bioinspirado na eficiência da computação somatotópica do primeiro estágio de processamento somatossensorial das informações táteis obtidas pelos membros superiores, que ocorre no núcleo cuneiforme, e na capacidade dos neurônios cuneiformes biológicos codificarem e segregarem informações táteis (BENGTSSON et al., 2013; JÖRNTELL et al., 2014; SURESH et al., 2021). Esse modelo combina a organização funcional de campos receptivos com aprendizado não supervisionado, dependente do tempo de disparo dos aferentes primários. Tal estratégia, possibilitou boa estimativa da localização de indentações aplicadas em uma *e-skin* sob variadas condições de força e posição.

Para implementação e validação do modelo foi utilizada uma pele eletrônica com 21 sensores FBGs incorporados em substrato polimérico macio, foi integrada num antebraço artificial em escala humana. Nessa configuração da pele eletrônica, a área sensível dos sensores ópticos assemelhava-se à dos mecanorreceptores de adaptação lenta e rápida do tipo II, que fisiologicamente possuem grandes campos receptivos sobrepostos, com pontos únicos de alta sensibilidade e bordas suaves (KNIBESTÖL, 1973b; MASSARI et al., 2022; VALLBO et al., 1995). Os resultados apresentados na Figura 4.4 demonstram que cada sensor FBG apresentou uma grande área de resposta única que se sobrepunha aos campos receptivos dos sensores vizinhos.

Para validar o modelo neuromimético foi realizado um protocolo de indentação controlada por força em toda a superfície da pele eletrônica, com pontos alvos de indentação variáveis, conforme representado na Figura 4.2.

O modelo neuromimético proposto é composto por duas camadas neurais. A primeira camada foi implementada de acordo com o método matemático de Izhikevich e simula os mecanorreceptores da pele (aferentes primários) (IZHIKEVICH, 2003), sendo responsável por codificar as respostas em disparo dos APs do tipo II, a partir dos dados dos sensores FBG. O método de Izhikevich, como discutido na seção 2.2.4 Modelagem Bioinspirada do Subsistema Tátil, já foi utilizado em trabalhos anteriores, demonstrando ser robusto e eficaz na modelagem de mecanorreceptores (ESPOSITO et al., 2019; RONGALA et al., 2019; RONGALA; MAZZONI; ODDO, 2017; ROSTAMIAN et al., 2022).

A primeira camada neural implementada era composta por 126 APs, sendo 84 aferentes ALII e 42 ARII. Os modelos de APs implementados performaram de maneira adequada, com os modelos ALII se mostrando sensíveis à variação do nível de força e apresentando uma resposta contínua durante toda a indentação. Os modelos mecanorreceptores ARII, como esperado, responderam apenas as transições do estímulo, ou seja, início da indentação, aumento do nível de força aplicado a pele eletrônica, e término da indentação (Figura 4.5d e Figura 4.11b). Fisiologicamente, os aferentes ALII apresentam uma resposta sustentada durante a presença do estímulo e são sensíveis principalmente ao estiramento de pele, enquanto os de ARII são sensíveis apenas a estímulos transientes devido ao seu encapsulamento laminar que atua como um filtro passa-alta, fazendo com que estes receptores se adaptem rapidamente aos estímulos (ABRAIRA; GINTY, 2013; BEAR et al., 2008).

O braço humano tem uma densidade aproximada de 12 unidades/cm² de inervação tátil (CORNIANI; SAAL, 2020), o que resulta em aproximadamente 1800 APs distribuídos em uma área de 150 cm² (área aproximada da pele eletrônica utilizada na validação desse modelo neuromimético), com centenas de APs enviando projeções para um único neurônio secundário (NC) (JOHANSSON; FLANAGAN, 2009). Outrossim, estima-se que milhares de neurônios secundários podem estar envolvidas na classificação e segregação de estímulos táteis a partir dessas entradas primárias (DAHIYA et al., 2015; JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).

Os sensores FBGs utilizados possibilitam a multiplexação de dezenas de sensores em uma única fibra óptica, contribuindo para minimizar os problemas de fiação e roteamento de cabos em redes de alta densidade de sensores. Ainda assim, a densidade de sensores na pele eletrônica utilizada ainda é baixa quando comparada à densidade de mecanorreceptores na pele humana. Assim, optou-se por utilizar o sinal de cada sensor FBG como corrente de entrada de seis modelos de neurônios de 1ª ordem, resultando nos 126 APs que recriaram uma variedade de dinâmica de disparo, imitando mecanorreceptores do tipo II (Figura 4.5 - d e Figura 4.11 - b). Esses APs foram projeções para 1036 NCs e INs da segunda camada, conforme representado na Figura 3.1, mimetizando a dinâmica intracelular do núcleo cuneiforme.

A fim de possibilitar a estimativa do local onde os estímulos táteis foram aplicados, também foi implementado um modelo de campos receptivos bioinspirados no modelo de neurônios cuneiformes proposto por Rongala et al. (2018). O modelo original é baseado na dinâmica intracelular observada em registros in vivo de neurônios cuneiformes, e implementa uma regra de aprendizado sináptico cálcio-dependente estabelecida para aprender a correlação sensorial das entradas sinápticas dos APs, potencializando os pesos sinápticos mais fortemente correlacionados (RONGALA et al., 2018). Em um outro estudo, os autores do modelo também

demonstraram que distribuições distintas dos pesos sinápticos iniciais permite que o algoritmo aprenda a extrair diferentes características hápticas no espaço de entrada sensorial, encontrando a correlação das sinapses dos APs que exibem um disparo sincronizado com os APs que possuíam altos pesos sinápticos iniciais (RONGALA et al., 2020).

Inspirado no aprendizado sináptico do modelo de Rongala et al. (2018), os pesos sinápticos iniciais do modelo aqui proposto foram definidos para modelar um mapa somatotópico da pele eletrônica e para definir os campos receptivos dos 1036 NCs (Figura 3.1 e Figura 3.2). No modelo de campo receptivo dos NCs implementado foi definido um raio de 41,67 mm, onde os pesos sinápticos excitatórios dos APs dentro dessa região específica foram inicializados proporcionalmente ao inverso da distância euclidiana entre os mecanorreceptores e os NCs (Figura 4.6 a). E ainda, os campos receptivos dos NCs vizinhos eram sobrepostos, permitindo que diferentes neurônios secundários implementados apresentassem uma combinação distinta das entradas sensoriais superpostas (Figura 4.11 e Figura 4.12). Neste modelo, cada NC apresentou então uma distribuição dos pesos excitatórios finais distinta (Figura 4.6c), o que, finalmente, possibilitou a distinção e a estimativa do local de contato de indentações aplicadas à pele eletrônica a partir da taxa de disparo dos NCs (Figura 4.12 a Figura 4.15).

Como almejado, os NCs na região somatotópica correspondente à área onde foi aplicada a indentação apresentaram uma maior atividade neural, conforme retratado na Figura 4.12. De modo geral, os neurônios de 2ª ordem modelados exibiram uma alta taxa de disparo quando ativos. Esses resultados estão em conformidade com os dados fisiológicos, uma vez que, os neurônios cuneiformes apresentam um comportamento de *bursts*, também observado no comportamento do potencial de membrana do NCs modelados conforme representado na Figura 4.10, com uma frequência média em disparo de 200 Hz, podendo alcançar frequências instantâneas próximas a 1000 Hz. Ademais, estudos anteriores mostram que alguns NCs fisiológicos sejam responsáveis por codificar a intensidade de um estímulo através da intensidade da taxa de disparo (BENGTSSON et al., 2013; CANEDO; MARTINEZ; MARIÑO, 1998; DOUGLAS; FERRINGTON; ROWE, 1978; JÖRNTELL et al., 2014).

Nossos resultados evidenciaram que o modelo de aprendizado sináptico proposto para os NCs foi capaz de prever a localização de contato, com um erro mediano de 14,11 mm considerando toda a região da *e-skin* (Figura 4.13 e Tabela 4.1). É interessante observar que, para a região central da pele eletrônica, região melhor sensorizada, o erro de predição foi menor que 10 mm (Figura 4.14 e Figura 4.15). Esses resultados podem ser explicados considerando três fatores: i) a menor densidade de sensores FBG nas bordas da pele eletrônica, resultaram

em informações insuficientes para que o modelo aprendesse as regras de triangulação nessas áreas; ii) o método de estimativa de localização (localização ponderada) apresentou melhor desempenho nas regiões centrais da *e-skin*; iii) o mapa somatotópico das NCs não cobriu toda a área da pele eletrônica, devido ao tamanho da malha gerada pela *e-skin* (Figura 3.2). Ainda assim, e apesar da baixa quantidade de sensores FBG incorporados na *e-skin*, o erro de localização atingido pelo modelo neuromimético é comparável à habilidade humana de localizar estímulos aplicados no braço, estimada em cerca 10 mm (CHOLEWIAK, 1986).

Os resultados apresentados nesse trabalho suportam a hipótese de que incorporação da *e-skin* e do modelo neuromimético em aplicações biônicas, como em robôs antropomórfico e próteses, tem potencial para melhorar significativamente tais dispositivos, quando recobertos por peles eletrônicas similares.

Ademais, particularmente, a *e-skin* biomimética e o modelo reportado neste trabalho poderão ser utilizados na implementação da inteligência artificial biomimética e na restauração das sensações táteis a indivíduos tetraplégicos, através da microestimulação intracortical das áreas do córtex somatossensorial, na restauração do *feedback* sensorial tátil a usuários de próteses biônicas, por meio de implantes neurais periféricos ou eletroestimulação transcutânea (estimulação eletrotátil) (BENSMAIA; TYLER; MICERA, 2020; RASPOPOVIC; VALLE; PETRINI, 2021). Outrossim, essas tecnologias podem ser incorporadas a sistemas robóticos, como robôs colaborativos e sociais, permitindo que detectem, localizem e respondam com precisão à estímulos táteis (BECKERLE et al., 2018; MASSARI et al., 2022; SILVERA-TAWIL; RYE; VELONAKI, 2015).

Por muito tempo, acreditava-se que o núcleo cuneiforme funcionava apenas como uma estrutura de transmissão de dados sensoriais, com o processamento tátil mais complexo ocorrendo principalmente no córtex somatossensorial (SURESH et al., 2021). No entanto, experimentos mais recentes utilizando animais permitiram demonstrar que o núcleo cuneiforme possui funcionalidades que eram anteriormente atribuídas somente ao córtex, como campos receptivos espaciais complexos, presença de subcampos excitatório e inibitório, e habilidade de converter os códigos espaço-temporais dos mecanorreceptores em características espaço-temporais (LIEBER; BENSMAIA, 2019; REED et al., 2008; SURESH et al., 2021). Dessa maneira, o núcleo cuneiforme seria responsável por realizar parte da computação espacial e temporal das informações sensoriais táteis (SURESH et al., 2021). Os resultados obtidos na validação do modelo neuromimético apresentado neste trabalho fornecem evidências que apoiam, em certa medida, a plausibilidade daquelas hipóteses. No entanto, o papel funcional do núcleo cuneiforme no processamento somatossensorial ainda não é totalmente compreendido,

dada a complexidade de se realizar registros precisos das dinâmicas intracelulares nesta estrutura (NAVARRO et al., 2015; SURESH et al., 2017). Desse modo, o modelo neuromimético proposto nesse trabalho pode também ser utilizado como uma ferramenta neurocomputacional, podendo contribuir para a investigação das funções dos neurônios secundários, fornecendo informações sobre os mecanismos de codificação das informações táteis pelo sistema somatossensorial.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

Este trabalho teve o objetivo central desenvolver um modelo neuromimético para localização de estímulos táteis aplicados a peles eletrônicas, que possibilite inferir os locais de contato de indentações em peles eletrônicas em condições diversas de localização e força. Foi proposto um modelo neuromimético inspirado na dinâmica intracelular do núcleo cuneiforme (primeiro de estágio de processamento tátil), capaz de combinar as informações táteis de uma pele eletrônica com 21 sensores FBG incorporados em substrato polimérico. O modelo apresentado combina a existência de campos receptivos com um aprendizado sináptico dependente do tempo de disparo dos APs, sendo dividido em duas camadas neurais: a primeira composta por 126 APs, que mimetizavam os mecanorreceptores de adaptação lenta e rápida do tipo 2, e a segunda por 1036 NCs e interneurônios inibitórios.

O modelo neuromimético foi validado utilizando dados adquiridos por um protocolo de indentação de pele automatizado com 1846 pontos-alvos. Os resultados nessa validação demonstraram a capacidade do modelo aprender a localizar estímulos a partir de uma regra de aprendizado sináptico bioinspirado não supervisionado, inerente ao sistema somatossensorial. Ainda, a validação cruzada implementada confirmou a capacidade de generalização e robustez do modelo, uma vez que, os resultados encontrados nos *4 folds* de validação foram bem similares. Destaca-se, também, que o erro de localização encontrado para a região central da *e-skin* (região sensorizada), foi menor que 10 mm, sendo comparável com a habilidade humana de localizar estímulos aplicados ao braço, apesar da densidade de sensores táteis da pele artificial ser bem menor que a densidade fisiológica.

O modelo aqui proposto combinou os dois paradigmas inerentes ao sistema somatossensorial: i) precisão espacial, devido a existência de campos receptivos complexos funcionalmente organizados; ii) precisão temporal, a partir da implementação da regra de aprendizado sináptico dependente do tempo de disparo dos APs. Desta forma, esta tese traz importantes contribuições para compreensão dos mecanismos de processamento somatossensorial e para pesquisas no âmbito próteses de membros superiores, robótica colaborativa, sistemas táteis artificiais e neurociência computacional. Ou seja, dada a complexidade em realizar registros intracelulares no núcleo cuneiforme, o modelo apresentado pode ser utilizado como uma ferramenta neurocomputacional, possibilitando o

desenvolvimento de pesquisas no âmbito da neurociência computacional e facilitando a compreensão dos mecanismos de codificação das informações táteis pelo sistema somatossensorial. Ainda, esse modelo e a pele eletrônica descrita podem ser incorporados em próteses biônicas, para a restauração do *feedback tátil*, e em sistemas robóticos, como robôs colaborativos.

Por último, deve-se salientar que o desenvolvimento dessa tese consolidou a parceria internacional entre o Laboratório de Engenharia Biomédica (Biolab) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) com o *NeuroTouch Laboratory* da *Sant'Anna School of Advanced Studies* – Itália. Além disso, outras pesquisas se encontram em progresso no Biolab na linha de sistemas táteis artificiais e próteses de membro superior de última geração que deverão se beneficiar dos modelos e resultados aqui apresentados.

6.1 Trabalhos Futuros

Para ampliação das pesquisas destacadas nesta tese, propõe-se os seguintes trabalhos futuros:

- Avaliar a capacidade do modelo inferir a localização de contato em outras peles eletrônicas, como as *e-skin* com duas camadas de sensores, o que possibilitaria também a implementação dos modelos de mecanorreceptores do tipo 1;
- Incorporar e validar o conjunto *e-skin* e modelo neuromimético em sistemas robóticos;
- Validar o modelo neuromimético para decodificação de outras percepções hápticas, como nível de força, complacência e textura.
- Implementar outros modelos de campos receptivos dos NCs, incorporando subcampos excitatórios e inibitórios;

6.2 Publicações Realizadas Durante o Desenvolvimento da Tese

Submetidas - Em Revisão:

- COSTA, A. C. P. R.; Filosa, M.; Oddo, C.M.; Soares, A. B. Functional Cuneate Spiking Neuronal Network for e-Skin Contact Localization. **Nature Machine Intelligence**.

Publicadas - Journals:

- da Costa, A.C.P.R., Siqueira Junior, A.L.D., de Castro Oliveira, F.A., Oliveira, S.R.J, Soares, A.B. Electrodermal stimulation variant analysis for optimum perception in

somatosensory feedback protocols. **Research on Biomedical Engineering**, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1007/s42600-022-00199-y>

- Mello, J.N., Garcia, M.R., **da Costa, A.C.P.R.**, Soares, A.B. Towards optimum amplitude and frequency of electrotactile stimulation in amputee for effective somatotopic sensory feedback. *Res. Biomed. Eng.* **41**, 4 (2025). <https://doi.org/10.1007/s42600-024-00385-0>

Publicadas - Conferências:

- **Costa, A. C. P. R.**; Mello, J. N.; Macedo, Y. P.; Siqueira Junior, A. L. D.; Soares, A. B., Victor-Purpura Distance-Based Neuromorphic Classifier Of Naturalistic Textures. 2024. **XXIX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.**
- **da Costa, Ana Clara Pereira Resende**; de Carvalho Zanini, Vinícius; de Bessa, Pedro Faria; Siqueira-Junior, Ailton Luiz Dias; SOARES, ALCIMAR BARBOSA. Use of Three Distinct Types of Cuneate Neurons in the Classification of Naturalistic Textures. **IFMBE Proceedings**. 1ed.: Springer Nature Switzerland, 2024, v. 98, p. 199-209.
- Mello, Júlia Nepomuceno; **da Costa, Ana Clara Pereira Resende**; Garcia, Mariane Rodrigues; Soares, Alcimar Barbosa. Evaluation of Evoked Potentials Features During Electrodermal Stimulation for Somatosensory Feedback Protocols. **IFMBE Proceedings**. 1ed.: Springer Nature Switzerland, 2024, v. 100, p. 239-250.
- Garcia, Mariane Rodrigues; Mello, Júlia Nepomuceno; **Costa, Ana Clara Pereira Resende da**; Soares, Alcimar Barbosa. Avaliação de potenciais corticais evocados por estimulação eletrotátil: uma questão para ICMs. In: XIV Simpósio de Engenharia Biomédica, 2022, Uberlândia. Anais do **XIV Simpósio de Engenharia Biomédica, 2022.**
- de Bessa, Pedro Faria; Zanini, Vinícius De Carvalho; Soares, Alcimar Barbosa; **Costa, Ana Clara Pereira Resende da**; Estrela, D. 3D Printable Platform For Tactile Data Acquisition. In: XIV Simpósio de Engenharia Biomédica, 2022, Uberlândia. Anais do **XIV Simpósio de Engenharia Biomédica, 2022.**
- **Costa, Ana Clara Pereira R. da**; Siqueira Junior, Ailton Luiz Dias; Oliveira, Sérgio Ricardo De Jesus; Soares, Alcimar Barbosa. Uso de um Único Neurônio Cuneiforme na Classificação de Texturas Naturalísticas. In: XIII SEB Simpósio de Engenharia Biomédica, 2021, Uberlândia. **XIII SEB, 2021.**
- Mello, Júlia Nepomuceno; Siqueira Júnior, Ailton Luiz Dias; **Costa, Ana Clara Pereira Resende da**; Soares, Alcimar Barbosa. Utilização de algoritmos genéticos para

seleção de áreas corticais ótimas em ICMs auditivas. In: XIII SEB; Simpósio de Engenharia Biomédica, 2021, Uberlândia. **XIII SEB, 2021.**

- Zanini, Vinícius De Carvalho; **Costa, Ana Clara Pereira Resende da**; Oliveira, Sergio Ricardo De Jesus De; Siqueira Junior, Ailton Luis Dias; Soares, Alcimar Barbosa. Comparação da Acurácia na Classificação de Diferentes Texturas Entre Modelos Neuromórficos de Izhikevich. In: XIII SEB Simpósio de Engenharia Biomédica, 2021, Uberlândia. **XIII SEB, 2021.**

REFERÊNCIAS

ABBOTT, L. F. Lapique's introduction of the integrate-and-fire model neuron (1907). **Brain Research Bulletin**, v. 50, n. 5–6, p. 303–304, nov. 1999.

ABRAIRA, V. E.; GINTY, D. D. The sensory neurons of touch. **Neuron**, v. 79, n. 4, p. 618–639, 2013.

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.

BENGTSSON, F. et al. Integration of Sensory Quanta in Cuneate Nucleus Neurons In Vivo. **PLoS ONE**, v. 8, n. 2, 2013.

BENSMAIA, S. J.; TYLER, D. J.; MICERA, S. Restoration of sensory information via bionic hands. **Nature Biomedical Engineering**, 2020.

BOLOGNA, L. L. et al. Encoding/decoding of first and second order tactile afferents in a neurorobotic application. **Journal of Physiology-Paris**, v. 105, n. 1–3, p. 25–35, set. 2011.

CANEDO, A.; MARTINEZ, L.; MARÍÑO, J. Tonic and bursting activity in the cuneate nucleus of the chloralose-anesthetized cat. **Neuroscience**, v. 84, n. 2, p. 603–617, fev. 1998.

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.

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.

CHEN, H. et al. A Large-Area Flexible Tactile Sensor for Multi-Touch and Force Detection Using Electrical Impedance Tomography. **IEEE Sensors Journal**, v. 22, n. 7, p. 7119–7129, 1 abr. 2022.

CHOLEWIAK, R. W. The perception of tactile distance: Influences of body site, space, and time. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 79, n. S1, p. S72–S72, maio 1986.

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.

CORNIANI, G.; SAAL, H. P. Tactile innervation densities across the whole body. **Journal of Neurophysiology**, v. 124, n. 4, p. 1229–1240, 1 out. 2020.

CORREIA, R. et al. Biomedical application of optical fibre sensors. **Journal of Optics**, v. 20, n. 7, p. 073003, 1 jul. 2018.

DA COSTA, A. C. P. R. et al. Use of Three Distinct Types of Cuneate Neurons in the Classification of Naturalistic Textures. Em: [s.l: s.n.]. p. 199–209.

DAHIYA, R. et al. Biomimetic tactile sensing. **Biomimetic Technologies: Principles and Applications**, p. 69–91, 2015.

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

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.

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

DOUGLAS, P. R.; FERRINGTON, D. G.; ROWE, M. Coding of Information About Tactile Stimuli by Neurones of the Cuneate Nucleus. **Jornal of Physiology**, v. 285, p. 493–513, 1978.

EL RASSI, I.; EL RASSI, J. M. A review of haptic feedback in tele-operated robotic surgery. **Journal of Medical Engineering and Technology**, v. 44, n. 5, p. 247–254, 2020.

ESPOSITO, D. et al. A Neuromorphic Model to Match the Spiking Activity of Merkel Mechanoreceptors With Biomimetic Tactile Sensors for Bioengineering Applications. **IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics**, v. 1, n. 2, p. 97–105, 24 maio 2019.

FBGS. **FBG Principle**. Disponível em: <<https://fbgs.com/technology/fbg-principle/>>. Acesso em: 6 jul. 2024.

FLORENCE, S. L.; WALL, J. T.; KAAS, J. H. Somatotopic organization of inputs from the hand to the spinal gray and cuneate nucleus of monkeys with observations on the cuneate nucleus of humans. **Journal of Comparative Neurology**, v. 286, n. 1, p. 48–70, 9 ago. 1989.

FRIEDMAN, R. M. et al. Neural Coding of the Location and Direction of a Moving Object by a Spatially Distributed Population of Mechanoreceptors. **The Journal of Neuroscience**, v. 22, n. 21, p. 9556–9566, 1 nov. 2002.

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

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.

GERSTNER, W. et al. **Neuronal Dynamics**. [s.l.] Cambridge University Press, 2014.

GUNASEKARAN, H. et al. Convergence of regular spiking and intrinsically bursting Izhikevich neuron models as a function of discretization time with Euler method. **Neurocomputing**, v. 350, p. 237–247, 20 jul. 2019.

GUPTA, A. K. et al. Spatio-temporal encoding improves neuromorphic tactile texture classification. **IEEE Sensors Journal**, v. XX, n. XX, p. 1–1, 2021.

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

HAYWARD, V. et al. Spatio-temporal skin strain distributions evoke low variability spike responses in cuneate neurons. **Journal of the Royal Society Interface**, v. 11, n. 93, 2014.

HENDRY, S.; HSIAO, S. The Somatosensory System. Em: **Fundamental Neuroscience**. 4th. ed. [s.l.] Elsevier, 2013. p. 531–551.

HILL, K. O.; MELTZ, G. Fiber Bragg grating technology fundamentals and overview. **Journal of Lightwave Technology**, v. 15, n. 8, p. 1263–1276, 1997.

HODGKIN, A. L.; HUXLEY, A. F. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. **The Journal of Physiology**, v. 117, n. 4, p. 500–544, 28 ago. 1952.

IZHIKEVICH, E. M. Simple model of spiking neurons. **IEEE Transactions on Neural Networks**, v. 14, n. 6, p. 1569–1572, 2003.

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.

JOHNSON, K. O.; YOSHIOKA, T.; VEGA BERMUDEZ, F. Tactile functions of mechanoreceptive afferents innervating the hand. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 17, n. 6, p. 539–558, 2000.

JÖRNTELL, H. et al. Segregation of tactile input features in neurons of the cuneate nucleus. **Neuron**, v. 83, n. 6, p. 1444–1452, 2014.

KAAS, J. H. Somatosensory System. Em: **The Human Nervous System**. Third Edit ed. [s.l.] Elsevier, 2012. p. 1074–1109.

KANDEL, E. R. et al. **Princípios de Neurociências**. 5. ed. [s.l.] Artmed, 2014.

KAPPASSOV, Z.; CORRALES, J. A.; PERDEREAU, V. Tactile sensing in dexterous robot hands - Review. **Robotics and Autonomous Systems**, v. 74, p. 195–220, 2015.

KIM, S. S. et al. Conveying Tactile Feedback in Sensorized Hand Neuroprostheses Using a Biofidelic Model of Mechanotransduction. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 3, n. 6, p. 398–404, dez. 2009.

KNIBESTÖL, M. Stimulus—response functions of rapidly adapting mechanoreceptors in the human glabrous skin area. **The Journal of Physiology**, v. 232, n. 3, p. 427–452, 1 ago. 1973a.

KNIBESTÖL, M. Stimulus—response functions of rapidly adapting mechanoreceptors in the human glabrous skin area. **The Journal of Physiology**, v. 232, n. 3, p. 427–452, 1 ago. 1973b.

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

LI, J. et al. Review—Recent Progress in Flexible and Stretchable Piezoresistive Sensors and Their Applications. **Journal of The Electrochemical Society**, v. 167, n. 3, p. 037561, 2 jan. 2020.

LIEBER, J. D.; BENSMAIA, S. J. High-dimensional representation of texture in somatosensory cortex of primates. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 116, n. 8, p. 3268–3277, 19 fev. 2019.

LIU, F. et al. Neuro-inspired electronic skin for robots. **Science Robotics**, v. 7, n. 67, p. 7344, 8 jun. 2022.

LOUTIT, A. J.; VICKERY, R. M.; POTAS, J. R. Functional organization and connectivity of the dorsal column nuclei complex reveals a sensorimotor integration and distribution hub. **Journal of Comparative Neurology**, v. 529, n. 1, p. 187–220, 26 jan. 2021.

LUCAROTTI, C. et al. Synthetic and Bio-Artificial Tactile Sensing: A Review. **Sensors**, v. 13, n. 2, p. 1435–1466, 24 jan. 2013.

MANCINI, F. et al. Whole-body mapping of spatial acuity for pain and touch. **Annals of Neurology**, v. 75, n. 6, p. 917–924, 2014.

MANFREDI, L. R. et al. Natural scenes in tactile texture. **Journal of Neurophysiology**, v. 111, n. 9, p. 1792–1802, 2014.

MASSARI, L. et al. A Machine-Learning-Based Approach to Solve Both Contact Location and Force in Soft Material Tactile Sensors. **Soft Robotics**, v. 7, n. 4, p. 409–420, 1 ago. 2020.

MASSARI, L. et al. Functional mimicry of Ruffini receptors with fibre Bragg gratings and deep neural networks enables a bio-inspired large-area tactile-sensitive skin. **Nature Machine Intelligence**, v. 4, n. 5, p. 425–435, 1 maio 2022.

MASTELLER, A. et al. Recent Developments in Prosthesis Sensors, Texture Recognition, and Sensory Stimulation for Upper Limb Prostheses. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 49, n. 1, p. 57–74, 2021.

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.

MIOTON, L. M.; DUMANIAN, G. A. Targeted muscle reinnervation and prosthetic rehabilitation after limb loss. **Journal of Surgical Oncology**, v. 118, n. 5, p. 807–814, 27 out. 2018.

NAVARRO, J. et al. Classification of somatosensory stimuli on the basis of the temporal coding at the cuneate nucleus. **Neurocomputing**, v. 151, n. P1, p. 62–68, 2015.

ODDO, C. M. et al. Intraneural stimulation elicits discrimination of textural features by artificial fingertip in intact and amputee humans. **eLife**, v. 5, n. MARCH2016, p. 1–27, 2016.

O'DOHERTY, J. E. et al. Creating a neuroprosthesis for active tactile exploration of textures. **PNAS**, p. 1–7, 2019.

OSBORN, L. E. et al. Prosthesis with neuromorphic multilayered e-dermis perceives touch and pain. **Science Robotics**, v. 3, n. 19, p. 1–11, 20 jun. 2018.

OTHONOS, A. Fiber Bragg gratings. **Review of Scientific Instruments**, v. 68, n. 12, p. 4309–4341, 1 dez. 1997.

PANG, G.; YANG, G.; PANG, Z. Review of Robot Skin: A Potential Enabler for Safe Collaboration, Immersive Teleoperation, and Affective Interaction of Future Collaborative Robots. **IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics**, v. 3, n. 3, p. 681–700, 1 ago. 2021.

PARVIZI-FARD, A. et al. A functional spiking neuronal network for tactile sensing pathway to process edge orientation. **Scientific Reports**, v. 11, n. 1, 1 dez. 2021.

PEI, Y. C.; HSIAO, S. S.; BENSMAIA, S. J. The tactile integration of local motion cues is analogous to its visual counterpart. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 105, n. 23, p. 8130–8135, 10 jun. 2008.

PENG, Y. et al. Recent Advances in Flexible Tactile Sensors for Intelligent Systems. **Sensors**, v. 21, n. 16, p. 5392, 10 ago. 2021.

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

QIN, J. et al. Flexible and Stretchable Capacitive Sensors with Different Microstructures. **Advanced Materials**, v. 33, n. 34, 8 ago. 2021.

RANDALL, J. N. **The Somatosensory System - Deciphering the Brain's Own Body Image**. [s.l.] CRC Press, 2002.

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.

RASPOPOVIC, S.; VALLE, G.; PETRINI, F. M. Sensory feedback for limb prostheses in amputees. **Nature Materials**, v. 20, n. 7, p. 925–939, 2021.

REED, J. L. et al. Widespread spatial integration in primary somatosensory cortex. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 105, n. 29, p. 10233–10237, 22 jul. 2008.

ROBERTS, P.; ZADAN, M.; MAJIDI, C. Soft Tactile Sensing Skins for Robotics. **Current Robotics Reports**, v. 2, n. 3, p. 343–354, 24 jul. 2021.

RONGALA, U. B. **Neurocomputational Modelling of Tactile Perception for the Development of Artificial Sense of Touch**. [s.l.] Sant'Anna School of Advanced Studies, 2017.

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.

RONGALA, U. B. et al. Tactile decoding of edge orientation with artificial cuneate neurons in dynamic conditions. **Frontiers in Neurorobotics**, v. 13, n. July, p. 1–10, 2019.

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.

RONGALA, U. B.; MAZZONI, A.; ODDO, C. M. Neuromorphic Artificial Touch for Categorization of Naturalistic Textures. **IEEE Transactions on Neural Networks and Learning Systems**, v. 28, n. 4, p. 819–829, 2017.

ROSTAMIAN, B. et al. Texture recognition based on multi-sensory integration of proprioceptive and tactile signals. **Scientific Reports**, v. 12, n. 1, 1 dez. 2022.

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.

SAAL, H. P.; BENSMAIA, S. J. Neuropsychologia Biomimetic approaches to bionic touch through a peripheral nerve interface. **Neuropsychologia**, v. 79, p. 344–353, 2015.

SAAL, H. P.; WANG, X.; BENSMAIA, S. J. Importance of spike timing in touch: an analogy with hearing? **Current Opinion in Neurobiology**, v. 40, p. 142–149, 1 out. 2016.

SANTAMARIA, F.; BOWER, J. M. Hodgkin–Huxley Models. Em: **Encyclopedia of Neuroscience**. [s.l.] Elsevier, 2009. p. 1173–1180.

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.

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

SILVERTHORN, D. U. **Fisiologia Humana: Uma Abordagem Integrada**. 7. ed. Santana: Artmed, 2017.

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.

SURESH, A. K. et al. Methodological considerations for a chronic neural interface with the cuneate nucleus of macaques. **Journal of Neurophysiology**, v. 118, n. 6, p. 3271–3281, 1 dez. 2017.

SURESH, A. K. et al. Sensory computations in the cuneate nucleus of macaques. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 118, n. 49, 7 dez. 2021.

TABOT, G. A. et al. Restoring the sense of touch with a prosthetic hand through a brain interface. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 110, n. 45, p. 18279–18284, 5 nov. 2013.

VALLBO, A. B. et al. Receptive field characteristics of tactile units with myelinated afferents in hairy skin of human subjects. **The Journal of Physiology**, v. 483, n. 3, p. 783–795, 15 mar. 1995.

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 Intraneural Sensory Feedback Enhances Sensation Naturalness, Tactile Sensitivity, and Manual Dexterity in a Bidirectional Prosthesis. **Neuron**, v. 100, n. 1, p. 37- 45.e7, 2018.

VALLE, G. et al. Mechanisms of neuro-robotic prosthesis operation in leg amputees. **Science Advances**, v. 7, n. 17, p. 8354–8375, 23 abr. 2021.

VOULOUTSI, V. et al. Towards Living Machines: current and future trends of tactile sensing, grasping, and social robotics. **Bioinspiration and Biomimetics**, v. 18, n. 2, 1 mar. 2023.

WANG, C. et al. Tactile Sensors for Advanced Intelligent Systems. **Advanced Intelligent Systems**, v. 1, n. 8, 23 dez. 2019.

WANG, C. et al. Tactile sensing technology in bionic skin: A review. **Biosensors and Bioelectronics**, v. 220, p. 114882, 15 jan. 2023.

WANG, J. et al. A survey of the development of biomimetic intelligence and robotics. **Biomimetic Intelligence and Robotics**, v. 1, p. 100001, jun. 2021.

WEBER, A. I. et al. Spatial and temporal codes mediate the tactile perception of natural textures. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 110, n. 42, p. 17107–17112, 15 out. 2013.

WEBER, D. J. et al. **Sensory information feedback for neural prostheses**. [s.l.] Elsevier Inc., 2020.

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.

XU, J.; WALL, J. T. Functional organization of tactile inputs: From the hand in the cuneate nucleus and its relationship to organization in the somatosensory cortex. **Journal of Comparative Neurology**, v. 411, n. 3, p. 369–389, 1999.

YAO, H. et al. Near-hysteresis-free soft tactile electronic skins for wearables and reliable machine learning. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 117, n. 41, p. 25352–25359, 13 out. 2020.

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.

YOSHIOKA, T. et al. Perceptual constancy of texture roughness in the tactile system. **Journal of Neuroscience**, v. 31, n. 48, p. 17603–17611, 2011.

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.

ZOU, L. et al. Novel Tactile Sensor Technology and Smart Tactile Sensing Systems: A Review. **Sensors**, v. 17, n. 11, p. 2653, 17 nov. 2017.

APÊNDICE A – RESULTADOS DO FOLD-2

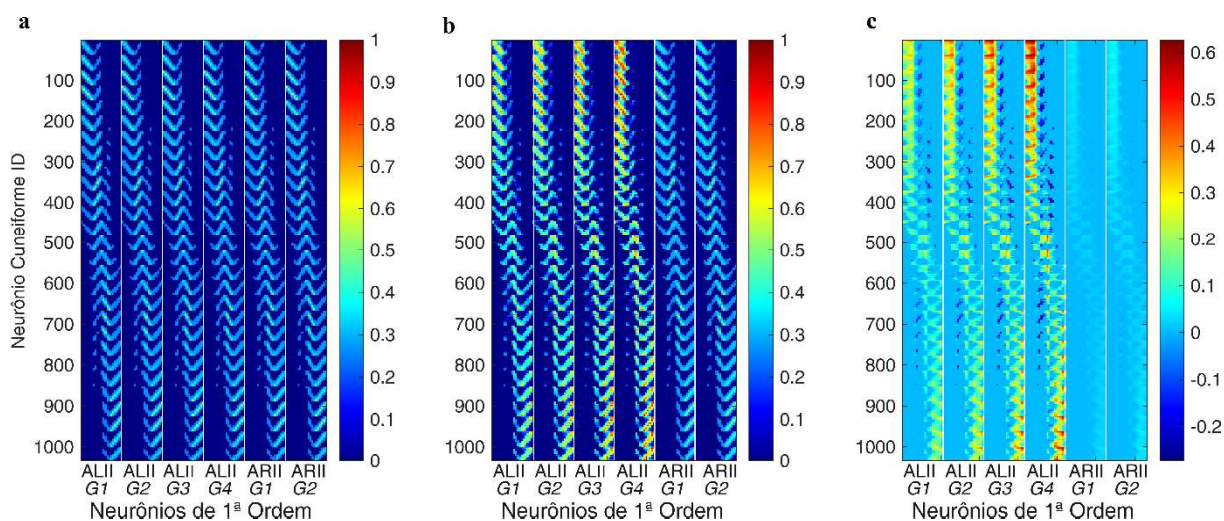


Figura A 1 - Aprendizado sináptico excitatório para o *fold-2*. a) Pesos excitatórios iniciais gerados proporcionalmente a distância entre os campos receptivos CN e os APs modelados. b) Pesos excitatórios finais após o aprendizado sináptico. c) Diferença entre pesos excitatórios finais e iniciais. Fonte: A Autora.

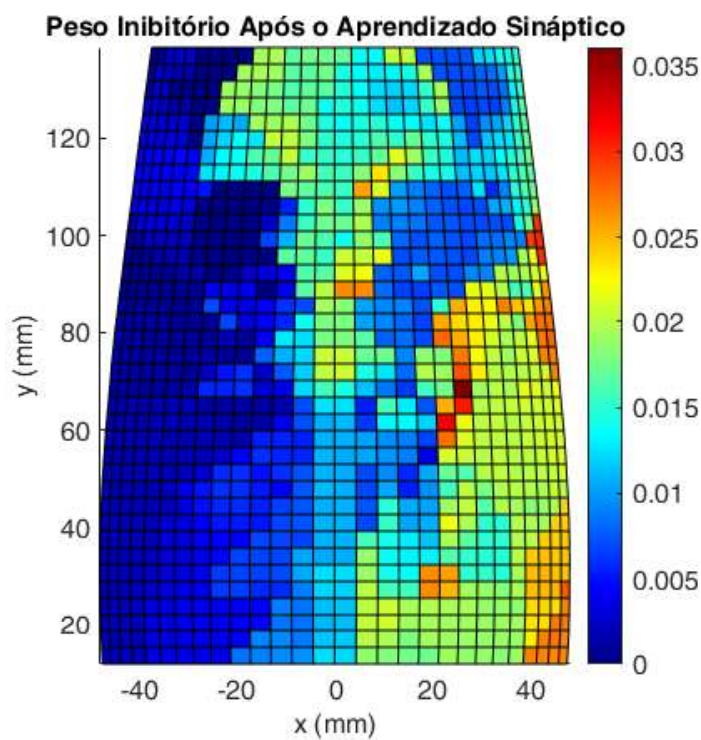


Figura A 2 - Pesos sinápticos inibitórios finais após o aprendizado sináptico para o *fold-2* para os 1036 NCs. Fonte: A autora.

APÊNDICE B – RESULTADOS DO FOLD-3

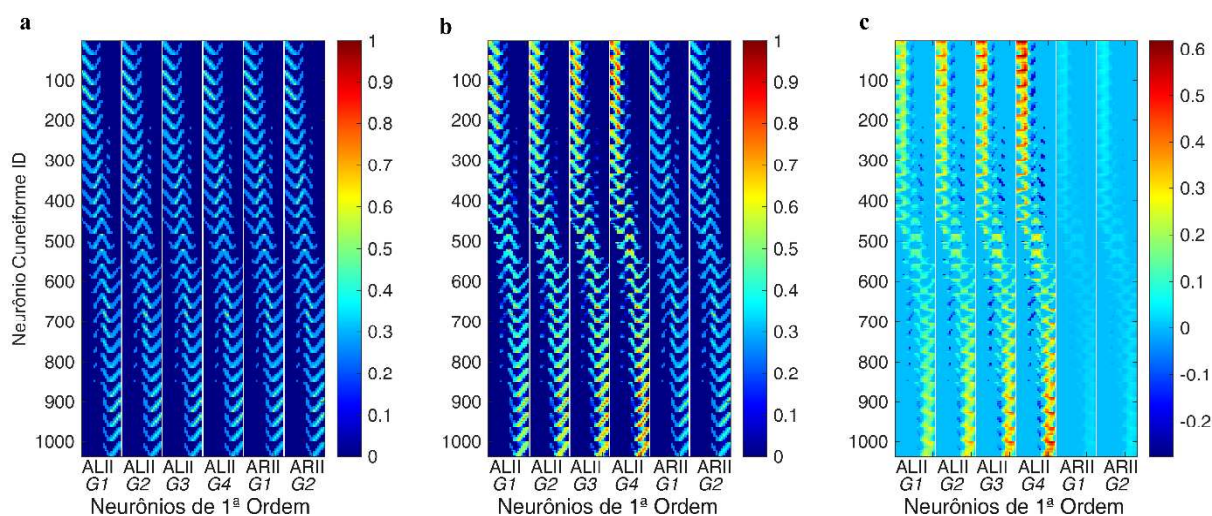


Figura A 3 - Aprendizado sináptico excitatório para o *fold-3*. a) Pesos excitatórios iniciais gerados proporcionalmente a distância entre os campos receptivos CN e os APs modelados. b) Pesos excitatórios finais após o aprendizado sináptico. c) Diferença entre pesos excitatórios finais e iniciais. Fonte: A Autora.

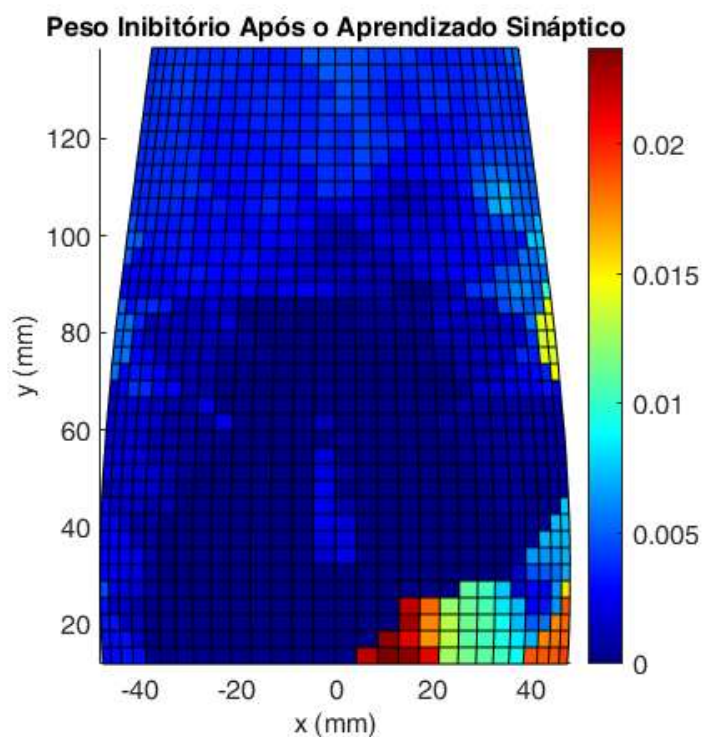


Figura A 4 - Pesos sinápticos inibitórios finais após o aprendizado sináptico para o *fold-3* para os 1036 NCs. Fonte: A autora.

APÊNDICE C – RESULTADOS DO FOLD-4

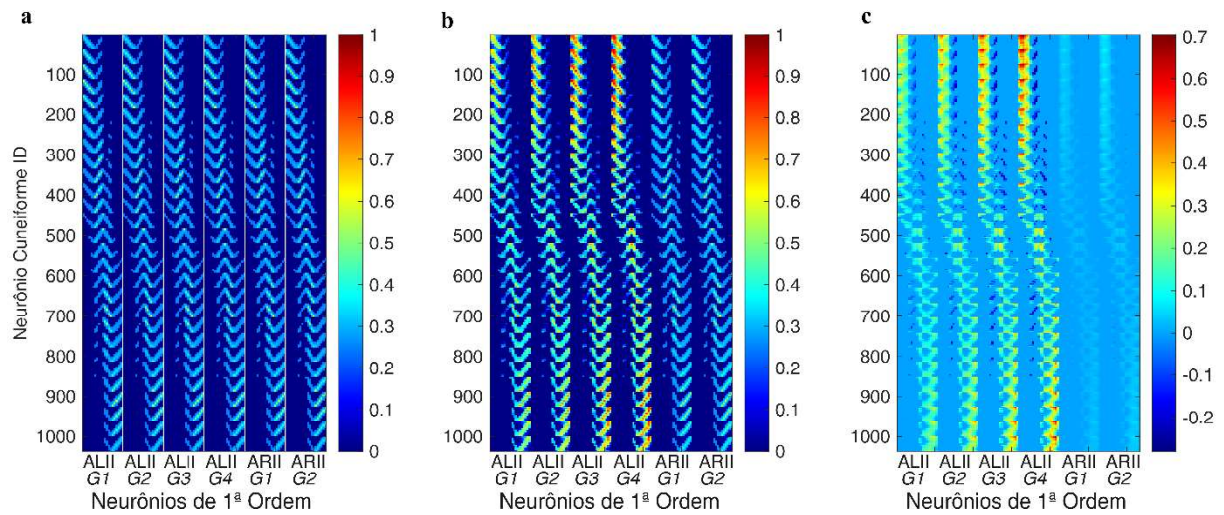


Figura A 5 - Aprendizado sináptico excitatório para o *fold-4*. a) Pesos excitatórios iniciais gerados proporcionalmente a distância entre os campos receptivos CN e os APs modelados. b) Pesos excitatórios finais após o aprendizado sináptico. c) Diferença entre pesos excitatórios finais e iniciais. Fonte: A Autora.

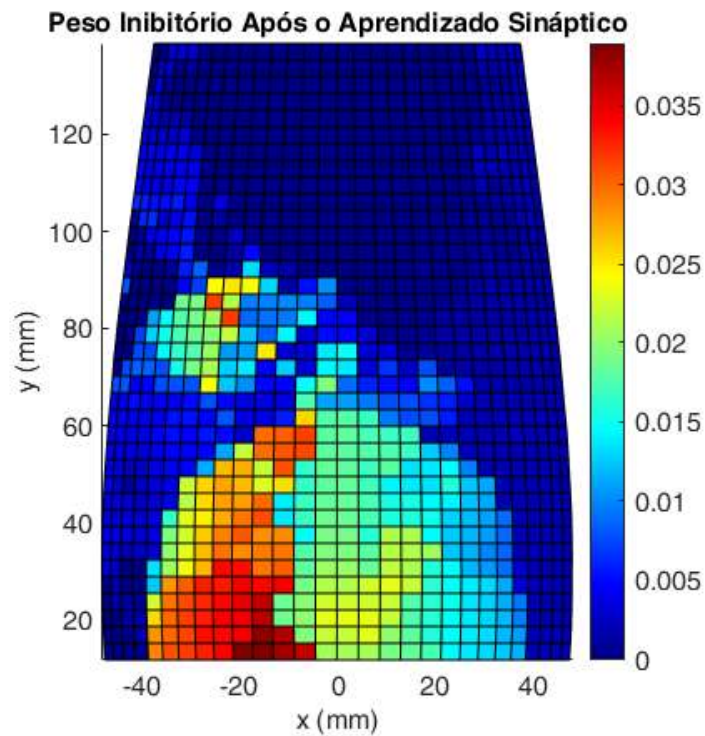


Figura A 6 - Pesos sinápticos inibitórios finais após o aprendizado sináptico para o *fold-4* para os 1036 NCs. Fonte: A autora.

APÊNDICE D – RESULTADOS DO ERRO DE PREDIÇÃO

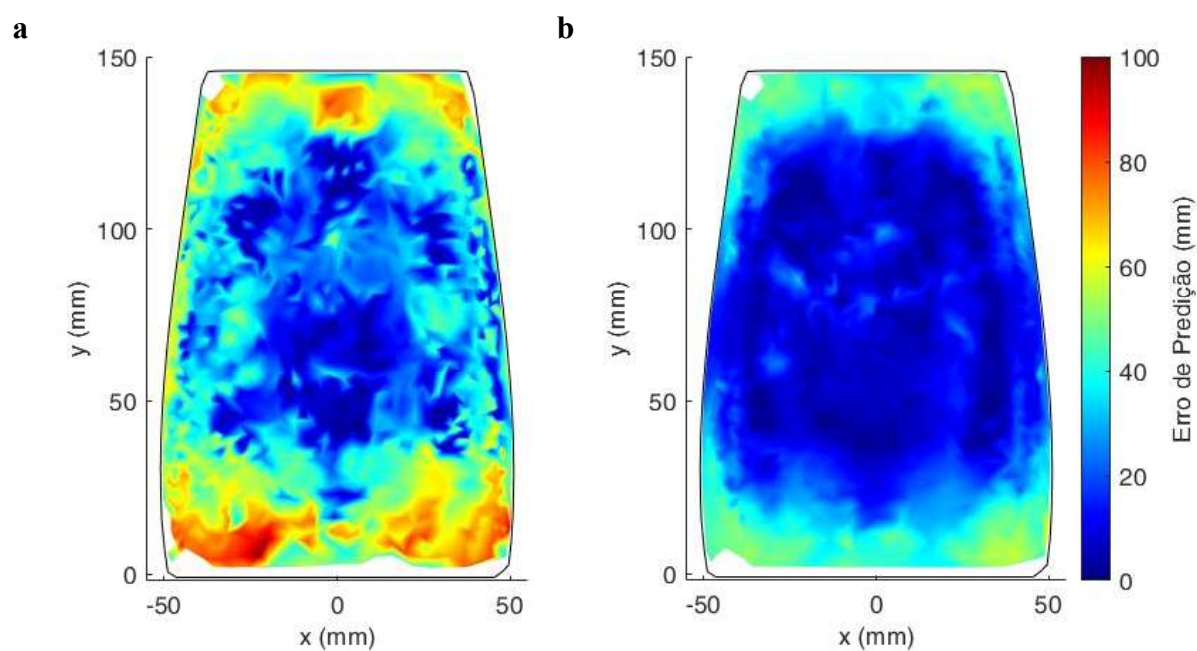


Figura A 7 - Erro de predição do local de contato sobre a área da *e-skin*. a) Antes do aprendizado sináptico. b) Após o aprendizado sináptico. Fonte: A autora.