



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Faculdade de Engenharia Elétrica

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

**UMA ABORDAGEM NEUROMÓRFICA PARA
CONTROLE TÁTIL DO ESCORREGAMENTO EM
PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES**

Andrei Nakagawa Silva

Uberlândia

2020

Andrei Nakagawa Silva

**UMA ABORDAGEM NEUROMÓRFICA PARA
CONTROLE TÁTIL DO ESCORREGAMENTO EM
PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Processamento da Informação
Linha de Pesquisa: Engenharia Biomédica e Bioengenharia

Orientador: Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD

Uberlândia

2020

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

S586	Silva, Andrei Nakagawa, 1989-
2020	Uma abordagem neuromórfica para o controle tátil do escorregamento em próteses de membros superiores [recurso eletrônico] / Andrei Nakagawa Silva. - 2020.
<p>Orientador: Alcimar Barbosa Soares. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Elétrica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.te.2020.704 Inclui bibliografia.</p>	
<p>1. Engenharia elétrica. I. Soares, Alcimar Barbosa, 1965-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.</p>	
CDU: 621.3	

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
Telefone: (34) 3239-4707 - www.posgrad.feelt.ufu.br - copel@ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Elétrica				
Defesa de:	Doutorado, 277, PPGEELT				
Data:	Vinte de outubro de dois mil e vinte	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	18:00
Matrícula do Discente:	11523EEL013				
Nome do Discente:	Andrei Nakagawa Silva				
Título do Trabalho:	Uma abordagem neuromórfica para controle tátil do escorregamento em próteses de membros superiores				
Área de concentração:	Processamento da informação				
Linha de pesquisa:	Engenharia Biomédica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Título: Integração Sensório-Motora e Cognitiva: Modelos Para Potencialização do Reaprendizado Motor de Pacientes Paréticos Pós-AVE Agência Financiadora: CNPq Início 01 / 01 / 2019 Término 31 / 12 / 2021 No. do Projeto na agência: PQ-CNPQ 2019 Professor Coordenador: Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares				

Reuniu-se por meio de videoconferência, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, assim composta: Professores Doutores: Marcelo Barros de Almeida - FEELT/UFU; Edgard Morya - INN-ELS; Leonardo Abdala Elias - UNICAMP; Ailton Luiz Dias Siqueira Junior - IFTM; Alcimar Barbosa Soares - FEELT/UFU, orientador do candidato.

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

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

Aprovado.

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

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

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



Documento assinado eletronicamente por **Alcimar Barbosa Soares, Professor(a) do Magistério Superior**, em 21/10/2020, às 11:57, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcelo Barros de Almeida, Professor(a) do Magistério Superior**, em 21/10/2020, às 12:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Leonardo Abdala Elias, Usuário Externo**, em 21/10/2020, às 14:17, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ailton Luiz Dias Siqueira Junior, Usuário Externo**, em 21/10/2020, às 14:50, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Edgard Morya, Usuário Externo**, em 21/10/2020, às 15:44, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site
https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2337201** e o código CRC **AC7F0F70**.

Agradecimentos

Com esta tese, uma etapa da minha jornada de vida chega à sua conclusão. Neste momento, com coração terno, reflito sobre os diversos aprendizados, quem eu era e quem eu sou agora, sobre o meu próprio amadurecimento ao trilhar o caminho acadêmico e científico, de pesquisa e ensino. Sinto-me profundamente agraciado pelas várias experiências acumuladas e, principalmente, pela companhia e presença de pessoas formidáveis ao longo desses últimos anos. Portanto, faço esta pausa para expressar a minha gratidão à vida e às pessoas ao meu redor.

Agradecimentos mais que especiais aos meus pais, Yukie e Benhur. Os arranha-céus só podem se lançar e atingir o topo com toda sua exuberância e por lá se manterem se a sua fundação for forte o suficiente. E é essa fundação que vocês sempre serão na minha vida. O amor de vocês, sua dedicação e coragem me dão força e suporte para erguer a cabeça e seguir adiante, não importa as circunstâncias. Nem sempre segui firme, eu sei. Por vezes fui vacilante, mas jamais estive pra baixo, caído. Obrigado por estarem sempre por perto, ainda mais nesses momentos. Sendo vocês tão fortes, eu prosseguirei, buscando todo dia me tornar um arranha-céu, gigante, para alcançar meus sonhos, seus sonhos e os nossos sonhos. Amo vocês para sempre, obrigado por tudo.

Prof. Alcimar, quão grato eu sou pela oportunidade de ser seu aluno. O meu ingresso no Biolab foi sem dúvidas um momento marcante em minha vida. Você abriu as portas e me mostrou um mundo inimaginável para mim até então. Lembro da primeira vez que me contou sobre interfaces cérebro-máquina e o quanto essas tecnologias podem impactar as vidas das pessoas. Foi quando eu percebi a grandeza da Engenharia Biomédica, finalmente. Você não somente me mostrou esse mundo inimaginável, mas foi além, me fez sentir que ele estava ali, próximo, que eu poderia fazer parte de tudo aquilo. Mas, ficou o alerta: para fazer parte deste mundo, eu precisaria agarrar as oportunidades e trabalhar duro para realmente alcançá-lo. E foi assim, simples e de forma leve, que essa jornada começou. Também é de forma leve e com profundo carinho e gratidão que essa etapa vai se encerrando. Em você eu me espelho, você é um professor e cientista ímpar, exemplo de liderança e que sempre simbolizou para mim o “*hard work pays off*”. Não consigo enumerar os muitos ensinamentos em todos esses anos de laboratório. Obrigado por toda sua dedicação, seu apoio e, principalmente, por apostar e confiar

em mim. Muito obrigado por todas as inúmeras oportunidades, todas elas me fizeram crescer e desenvolver. Afinal, só conheci o outro lado da terra graças à sua parceria de pesquisa. Nem nos meus maiores sonhos eu imaginava poder trabalhar em uma universidade de ponta na Ásia. Obrigado pela orientação e supervisão, todos os seus comentários foram essenciais para a realização de todo este trabalho. Espero poder passar adiante tudo que aprendi com você e inspirar outras pessoas tanto quanto você me inspirou. Também espero ter contribuído e continuar contribuindo para o crescimento do laboratório nesses anos. Fica um agradecimento muito especial. Muito obrigado, Prof. Alcimar.

Agradeço ao Prof. Nitish Thakor pela sua supervisão durante a minha estadia em Singapura. A oportunidade de realizar o intercâmbio e de trabalhar no SINAPSE foram vitais para todo o trabalho presente nesta tese. Foram diversas lições que eu pude extrair sempre que pude conversar e te ouvir. Uma lição, em especial, ficou comigo. Você pontuou a importância de criar/gerar valor. É fácil nos desconectarmos do mundo dentro da nossa rotina diária de laboratório. Você constantemente nos puxou dizendo para “sair da bolha”. Ler e publicar artigos, participar de conferências não pode ser o único valor em nossa atuação profissional. É preciso mais, buscar mais, explorar mais. Essa mensagem mudou bastante a minha visão de mundo, e por isso serei eternamente grato. Agradeço pelas oportunidades e por poder trabalhar em ambiente internacional, num laboratório de ponta. Obrigado por todo o suporte e incentivo.

Não posso deixar de agradecer, primeiramente, duas pessoas especiais. Amanda Medeiros de Freitas, obrigado pelo companheirismo, discussões científicas/filosóficas e pelos puxões de orelha (sempre necessários, diga-se de passagem). Obrigado pelo carinho e amizade, te desejo todo o sucesso do mundo. Admiro sua força de vontade e disciplina. Espero ter conseguido incorporar, pelo convívio, tais qualidades (pelo menos um pouco). Ricardo de Lima Thomaz, obrigado pelo apoio, convívio e pelas discussões científicas. Obrigado também pelo tempo que você e a Thalita dedicaram a mim em Singapura. Vocês tornaram os fins de semana mais divertidos, sem falar no incentivo constante para viajar um pouco pelo belíssimo sudeste asiático. Obrigado Amanda e Ricardo, espero poder visitá-los em breve.

Obrigado aos meus amigos: Eber, Eduardo, Ronaldo e Vinicius. Obrigado pelo companheirismo em todos os momentos. Até mesmo durante o isolamento social, estivemos próximos naquele Discord diário. Fica sempre aquela conversa de buteco, engraçada e divertida,

mas também tem as pausas para filosofar sobre a vida. Claro que também ficam os momentos de laboratório e de trabalho. É ótimo trabalhar com vocês, um bom time faz toda a diferença na qualidade do trabalho. Sigamos adiante, muito a fazer e muito a conquistar.

Obrigado aos muitos amigos do Laboratório de Engenharia Biomédica (Biolab). Colaborei com muitas pessoas nesses anos e sou muito grato pela companhia de todos. Vocês tornaram o ambiente estimulante, animado e acolhedor. Obrigado por todos os momentos que passei no laboratório, é essencial ter um lugar que nos traz o sentimento de pertencimento. Ficam os meus agradecimentos e desejo o melhor a todos vocês.

Agradeço a todos do SINAPSE em Singapura e aos alunos intercambistas dos Estados Unidos, Índia e Taiwan. Um agradecimento especial para Deepesh, Rohan, Balakrishna, Nipun, Aravindh, Anupam, Nida e Rohit. Foi uma experiência incrível trabalhar e conviver diariamente com todos vocês. Fui muito bem recebido e acolhido, nunca me senti deslocado ou sozinho, muito pelo contrário. Obrigado por me apresentarem à culinária india. Por incrível que pareça, sinto saudades de um *butter chicken*, de naan e do buffet do Khansama. Obrigado a todos por tudo.

Agradeço à Universidade Federal de Uberlândia, todos os professores e servidores da Faculdade de Engenharia Elétrica e também os órgãos de financiamento: CAPES, FAPEMIG e CNPq que deram suporte constante às atividades desenvolvidas.

Enfim, a todos que contribuíram de forma direta e/ou indireta e todos aqueles que torceram e que torcem por mim, meus sinceros agradecimentos.

“Busque o que é significativo, não o que é conveniente”.

Jordan Peterson, 12 Regras para a Vida.

“São meus olhos que veem e é minha visão que confere beleza à terra. São meus ouvidos que ouvem e aquilo que ouvem traz melodia ao mundo. É a minha mente que pensa e é apenas o julgamento da minha mente que serve como luz para encontrar a verdade.”

Ayn Rand, Cântico.

Resumo

A destreza da mão humana é um marco na evolução da nossa espécie. Ela dá origem a um vasto repertório de habilidades manuais que permite a manipulação de objetos e ferramentas de diferentes pesos, formas e tamanhos. Tal destreza é garantida pelo conjunto formado por músculos e articulações que garantem função motora às mãos, o sistema tátil que incorpora milhares de receptores espalhados sobre a pele e o sistema nervoso central que processa tais informações para coordenar a ação dos membros efetores. Esses receptores capturam informações sobre diferentes propriedades das superfícies dos objetos como textura, rugosidade, dureza e formato, bem como a localização e a força de contatos feitos com a pele. Desta forma, a manipulação de objetos se torna um grande desafio tendo em vista que não há qualquer feedback sobre a interação entre os dedos da prótese e os objetos manipulados. Neste cenário, a imprecisão no controle das forças aplicadas leva a uma instabilidade que pode causar danos ao objeto no caso de força excessiva ou ao escorregamento em casos de forças insuficientes para balancear a carga do objeto. Esta tese traz contribuições originais à detecção e supressão de escorregamentos em próteses de mão. São apresentados dois métodos distintos, sendo que ambos empregam princípios neuromórficos no desenvolvimento de sistemas táteis artificiais. Informações tátteis codificadas na forma de *spikes* que se assemelham a atividade dos mecanorreceptores localizados na pele são usadas para realimentar um sistema de controle reflexo que auxilia no processo de controle da força aplicada sobre os objetos a serem manipulados. Ambos os métodos foram inspirados na atividade das aferências FA-I que codificam estímulos transientes, movimento sobre a pele e escorregamento. O primeiro método faz uso de um sensor óptico que codifica o deslocamento no formato de *spikes* que são usados como entrada de um controlador PI monotônico que determina a posição dos dedos da prótese. O segundo método faz uso de um sensor tátil multitaxel disposto no formato de uma matriz 4x4. Os sinais de força foram convertidos em *spikes* segundo o modelo de Izhikevich de forma a replicar a atividade das aferências FA-I. Primeiramente ficou demonstrado que *spikes* que codificam deslocamento podem ser usados para alimentar um sistema de controle eficaz em suprimir escorregamentos. Já o segundo método proposto foi desenvolvido a partir da observação que os primeiros *spikes* gerados pelas fibras tátteis aferentes carregam informação

suficiente para gerar respostas motoras. Assim, foi possível construir um método bioinspirado que permite a detecção do escorregamento à partir de eventos transientes tais quais observados nos sinais de força, aprimorando assim o método anterior que faz uso do número de *spikes* disparados ao longo do deslocamento. Desta forma, esta tese demonstrou duas abordagens distintas que permitem desenvolver tecnologias promissoras para próteses mioelétricas. Incorporar elementos reflexos pode melhorar a usabilidade destas próteses, aumentando o seu grau de aceitação de tal forma que tais dispositivos possam ser usados com maior liberdade e confiança na execução de tarefas diárias.

Abstract

The dexterity of the human hand is a mark in human evolution. Our vast repertoire of manual skills allows us to manipulate objects and tools of different sizes, shapes and weights. This dexterous ability is provided by the biomechanics of the human hand with all the muscles and joints that provide motor function and the sense of touch that incorporates thousands of receptors spread all over the skin. These receptors capture information related to texture, roughness, hardness and shape as well as the location and pressure of contact points over the skin. Unlike their biological counterpart, bionic hands such as the ones used for prosthetics, are not equipped with touch sensors by design. Therefore, manipulating objects is a challenge given that no information can be obtained from the interaction between the prosthetic fingers and the objects. In this scenario, incorrect adjustments of grip force might lead to grasp instability which might cause damage to the objects in case of excessive force or slip if there is insufficient grip force. This thesis presents original contributions to the detection and suppression of object slippage in prosthetic hands. Two distinct methods are presented where both employed neuromorphic principles in the development of artificial tactile sensing systems. Tactile information is coded in *spikes* that resemble the activity of mechanoreceptors and are used as feedback signal to a control system that behaves as a reflex that assists in the control of grip force. Both methods were inspired in the activity of FA-I afferents that encode transient tactile stimuli, displacement on the skin and slip. The first method makes use of an optical sensor that converts object displacement into *spikes* that are used as input to a monotonic PI controller. The second method makes use of a multitaxel tactile sensor in a 4x4 matrix format. Force signals are converted into *spikes* using the Izhikevich model to mimic the activity of FA-I afferents. First, it was demonstrated that spikes generated continuously during motion of the object could be used as input to a controller that effectively suppressed object slippage. The second method was developed based on the observation that the first spikes triggered by the tactile afferents carry enough information to trigger motor responses. Therefore, it was possible to develop a bioinspired method that detects slip based on transient events such as generated by force signals. This approach does not make use of continuous spikes, prompting advancements with respect to the previous method. This thesis presented two different methods that can be used to develop

novel promising sensory capabilities to prosthetic hands. Incorporating reflex actions will enhance the usability of such devices, increasing their acceptance so that users can use the bionic hands with more freedom and confidence when performing different daily tasks.

Sumário

1	Introdução	23
1.1	Justificativa	26
1.2	Hipótese	30
1.3	Objetivos	30
1.4	Estrutura da tese	31
2	Fundamentação Teórica	33
2.1	Neurofisiologia do sistema tátil	33
2.1.1	Codificação e processamento de estímulos táteis.....	35
2.2	Tato neuromórfico	38
2.3	Detecção de escorregamento durante manipulação de objetos	45
3	Um método bioinspirado de detecção de escorregamentos combinado a um mecanismo reflexo de supressão para manipuladores robóticos	51
3.1	Introdução	51
3.2	Metodologia	55
3.2.1	Projeto de hardware e sistema de aquisição de dados	55
3.2.2	Mão biônica	56
3.2.3	Framework para detecção e supressão de escorregamentos.....	57
3.2.4	Detecção de escorregamentos com uma abordagem bioinspirada e baseada em eventos	58
3.2.5	Limiar dinâmico adaptativo (DATH) para melhor detecção	59
3.2.6	Controlador MPI.....	60
3.2.7	Aparato experimental	62
3.2.8	Avaliação de desempenho e comparação com a literatura	66
3.3	Resultados	67
3.4	Discussão	79
3.5	Conclusão.....	82
4	Um método de controle reflexo rápido e baseado em first-spikes para detecção e supressão de escorregamentos de objetos em próteses de mão.....	83

4.1	Introdução	83
4.2	Metodologia	86
4.2.1	Projeto do sistema.....	86
4.2.2	Mão biônica e sistema de controle	87
4.2.3	Sensores táteis 4x4 e sistema de aquisição	88
4.2.4	Conversão dos sinais táteis em spikes e detecção de escorregamentos.....	89
4.2.5	Sistema de controle reflexo	91
4.2.6	Setup experimental I.....	92
4.2.7	Setup Experimental II.....	93
4.3	Resultados	94
4.3.1	Experimento I	94
4.3.2	Experimento II.....	98
4.4	Discussão	102
4.5	Conclusão.....	105
5	Conclusões e Considerações Finais	106
6	Apêndice.....	108
6.1	Lista de artigos publicados.....	108
6.1.1	Artigos em periódicos.....	108
6.1.2	Artigos em congressos.....	108
7	Referências	109

Lista de Figuras

Figura 1.1: Fluxo de desenvolvimento de próteses de mão. Setas vermelhas indicam os elementos efetores. A biomecânica da mão, músculos e articulações formam a base para o projeto mecatrônico das mãos biônicas. Setas azuis indicam os elementos sensoriais. O estudo da atividade dos diferentes tipos de mecanorreceptores inspiram o desenvolvimento de peles eletrônicas que codificam estímulos táteis de forma similar aos receptores biológicos..... Figura 2.1: Corte transversal da pele glabra. Os corpúsculos de Meissner e as células de Merkel encontram-se em camadas mais superficiais da pele, na base da epiderme. Já os corpúsculos de Pacini e as terminações de Ruffini localizam-se em camadas mais profundas, dentro da derme. Adaptado de [55]. Figura 2.2: Codificação de estímulos táteis utilizando um modelo LIF. O estímulo x é especificado como o sinal de força capturado de um sensor tátil e convertido na sua primeira, segunda e terceira derivada, separando as componentes positivas e negativas. No total, oito variáveis são utilizadas como entrada do neurônio. Cada sinal de entrada é retificado e passa por um filtro linear que atribui peso a contribuição de cada entrada para a resposta final, com a soma de todas as entradas constituindo a corrente de entrada. Adaptado de [82]. Figura 2.3: Aplicação do modelo de Izhikevich para emular a atividade das fibras SA-I e FA. A) Resposta das fibras SA-I e FA-I a uma indentação da pele. B) A resposta de SA-I é emulada pela implementação de um neurônio do tipo RS. Já a resposta de FA-I é emulada ao tomar a derivada do sinal de força como corrente de entrada para um neurônio do tipo FS. Aqui, FA-I foi modelado como dois neurônios distintos com um sendo responsável por detectar o aumento de força (FA+) e outro para detectar o decréscimo em força (FA-). Adaptado de [85]..... Figura 2.4: Manipulação de um objeto por dois dedos robóticos. Cada dedo aplica uma força normal f_n para segurar o objeto. Para evitar um escorregamento, a força f_n deve equilibrar o sistema, compensando a força dada pelo peso do objeto dado por	25 35 40 42 42
--	--

mg e qualquer perturbação externa fd que possa alterar o peso do objeto. Adaptado de [103].....46

Figura 2.5: Detecção de escorregamento utilizando SWT. O sensor era composto por quatro matrizes contendo quatro elementos piezoresistivos. Primeiro, os sinais de força de cada taxel são analisados individualmente aplicando-se o SWT, retificando e extraíndo o envelope da última componente obtida. Após essa primeira etapa, é aplicado um limiar de detecção, indicando possíveis momentos de escorregamento. Cada matriz passa por uma operação E em que a matriz só garante um escorregamento caso todos os taxels pertencentes a ele também respondam. Finalmente, uma operação OU é aplicada sobre todas as matrizes, indicando que qualquer escorregimento capturado por alguma das matrizes indicará escorregamento. Adaptado de [110]. ..49

Figura 2.6: Abordagem neuromimética para processamento de sinais táteis. (a) O sinal de força pode ser interpretado como similar a atividade das fibras SA-I enquanto a sua derivada se assemelha a resposta das fibras FA-I. (b) Detecção de escorregamentos. O sinal em azul indica a derivada do sinal de força. Quando a componente negativa extrapola um limiar dado por $-\beta$, há uma indicação de perda de contato e escorregamento. O sinal em preto indica o sinal de controle para a prótese que fecha seus dedos por um tempo pré-determinado. Adaptado de [39].50

Figura 3.1: Diagrama de blocos do setup de hardware. O sensor de escorregamento é composto por um sensor ótico (OPR-5005) e o seu driver. O sistema de aquisição de dados coleta os dados do sensor de escorregamento e outros dois sensores durante o experimento. Uma entrada digital é utilizada para ler o sensor de fluxo de água YF-S201. O protocolo I2C é usado para comunicar com o MPU6050. Os dados são transferidos em tempo real via USB. O software implementa tanto o método de detecção de escorregamento e o controlador MPI.....56

Figura 3.2: Posicionamento dos sensores nos dedos da i-Limb utilizando materiais 3D. A) Sensores táticos no dedo indicador e no polegar para monitorar o contato inicial. O sensor de escorregamento foi colocado no dedo médio (marcado em vermelho). B) Visão detalhada do sensor de escorregamento colocado dentro da capa protetora...57

Figura 3.3: O framework proposto combina um método bioinspirado de detecção de

escorregamento com uma malha de controle MPI para prevenir o escorregamento completo dos objetos. O sinal analógico é primeiramente filtrado, cada amostra xk é utilizada para gerar spikes. O número de spikes vz em uma dada janela de tempo constitui o sinal de feedback para o controlador. O sinal de erro ez é dado pela diferença absoluta entre $vref$ e vz . O controle MPI manipula a posição dos dedos da i-Limb e responde ao escorregamento com um aumento da posição dos dedos e, portanto, da força de preensão.....58

Figura 3.4: O setup experimental utilizado para caracterizar a saída do sensor e avaliar o desempenho do método de escorregamento. A) Uma plataforma impressa com material 3D foi utilizada para fixar uma superfície de teste composta por trechos em branco e máximo com mínima e máxima reflectância, respectivamente. B) Panorama geral do aparato experimental utilizado para caracterização da resposta do sensor de escorregamento. C) O sensor de escorregamento foi acoplado ao efetor final do braço robótico UR-10 a uma distância de 3 mm da plataforma de apoio. Durante o experimento, o UR-10 se moveu por 5 cm ao longo do eixo z com uma velocidade constante de 1 mm/s. O movimento relativo entre o braço robótico e a plataforma vertical induziu alterações na resposta do sensor que foram caracterizadas e convertidas em eventos pelo método de detecção de escorregamento baseado em eventos.....63

Figura 3.5: O aparato experimental usado para medir o desempenho do método de detecção e supressão de escorregamentos. A mão i-Limb foi montada no UR10. As garrafas eram seguradas com a quantidade mínima de força para evitar escorregamento e o contato era definido prioritariamente pelos dedos polegar, indicador e dedo médio da prótese. O sensor de escorregamento foi colocado no dedo médio, um IMU foi colocado na garrafa para determinar o início do escorregamento. A) Três garrafas (TX, TR e DK) foram usadas nos experimentos. B) No primeiro experimento, um objeto padrão com massa de 10 g foi derrubado de forma súbita dentro da garrafa, gerando um escorregamento rápido. C) No segundo experimento, o peso da garrafa foi alterado gradualmente ao derramar 500 ml de água utilizando uma bomba de fluxo constante (um L/min). O aumento no peso promoveu escorregamentos distintos da garrafa ao

longo do tempo.....65

Figura 3.6: Experimento de caracterização: escaneamento da porção branca da superfície de teste utilizando o limiar fixo para detecção do escorregamento. A) Sinal filtrado do sensor de escorregamento durante o experimento completo. Amplitudes baixas indicam escaneamento sobre as porções brancas; amplitudes maiores indicam escaneamento da porção escura. B) Visão detalhada da saída filtrada do sensor de escorregamento durante o escaneamento da porção branca. C) Processo de geração dos spikes. A forma de onda de Δx é mostrada em azul e o limiar θ é mostrado em vermelho. D) Spikes gerados de acordo com as Eq. 3.1 e Eq. 3.2. A região circulada em vermelho é mostrada em detalhes. A distância mínima observada entre dois spikes consecutivos foi igual a 0,09 mm.....68

Figura 3.7: Experimento de caracterização: escaneamento da porção branca da superfície de teste utilizando o método DATH para detecção do escorregamento. A) Sinal filtrado do sensor de escorregamento durante o experimento completo. Amplitudes baixas indicam escaneamento sobre as porções brancas; amplitudes maiores indicam escaneamento da porção escura. B) Visão detalhada da saída filtrada do sensor de escorregamento durante o escaneamento da porção branca. C) Processo de geração dos spikes. A forma de onda de Δx é mostrada em azul e o limiar θ é mostrado em vermelho. D) Spikes gerados de acordo com as Eq. 3.1 e Eq. 3.2.....69

Figura 3.8: Experimento de caracterização: escaneamento da porção escura da superfície de teste utilizando um limiar fixo para detecção de escorregamento. A) Saída filtrada do sensor de escorregimento durante o experimento completo. B) Visão detalhada da saída filtrada do sensor de escorregimento durante o escaneamento da porção escura. C) Processo de geração dos spikes. A forma de onda de Δx é mostrada em azul e o limiar θ é mostrado em vermelho. D) Spikes gerados de acordo com as Eq. 3.1 e Eq. 3.2.....70

Figura 3.9: Experimento de caracterização: escaneamento da porção escura da superfície de teste utilizando o método DATH para detecção de escorregamento. A) Saída filtrada do sensor de escorregimento durante o experimento completo. B) Visão detalhada da saída filtrada do sensor de escorregimento durante o escaneamento da

porção escura. C) Processo de geração dos spikes. A forma de onda de Δx é mostrada em azul e o limiar θ é mostrado em vermelho. D) Spikes gerados de acordo com as Eq. 3.1 e Eq. 3.2 71

Figura 3.10: Resultados do método de supressão de escorregamento para a perturbação em degrau causada pelo peso de 10 g na garrafa DK utilizando DATH. A) Sinal do acelerômetro (eixo Y). B) Sinal filtrado do sensor de escorregamento. C) Spikes gerados pelo escorregamento da garrafa após o peso de 10 g ser derrubado dentro da garrafa. D) Saída do controlador MPI. O tempo de resposta foi medido como o onset do escorregamento pelo sinal do acelerômetro (I) até a primeira resposta do controlador (II). O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador (III) e o seu início (II). 72

Figura 3.11: Resultados do método de supressão de escorregamento para a perturbação em degrau causada pelo peso de 10 g na garrafa TR utilizando DATH. A) Sinal do acelerômetro (eixo Y). B) Sinal filtrado do sensor de escorregamento. C) Spikes gerados pelo escorregamento da garrafa após o peso de 10 g ser derrubado dentro da garrafa. D) Saída do controlador MPI. O tempo de resposta foi medido como o onset do escorregamento pelo sinal do acelerômetro (I) até a primeira resposta do controlador (II). O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador (III) e o seu início (II). 73

Figura 3.12: Resultados do método de supressão de escorregamento para a perturbação em degrau causada pelo peso de 10 g na garrafa TX utilizando DATH. A) Sinal do acelerômetro (eixo Y). B) Sinal filtrado do sensor de escorregamento. C) Spikes gerados pelo escorregamento da garrafa após o peso de 10 g ser derrubado dentro da garrafa. D) Saída do controlador MPI. O tempo de resposta foi medido como o onset do escorregamento pelo sinal do acelerômetro (I) até a primeira resposta do controlador (II). O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador (III) e o seu início (II). 74

Figura 3.13: Tempo de resposta medido para o escorregamento causado pelo peso de 10 g derrubado subitamente dentro das garrafas. As barras verticais denotam o desvio padrão para 10 repetições. 75

Figura 3.14: Tempo total de controle medido para o escorregamento causado pelo peso de 10 g derrubado subitamente dentro das garrafas. As barras verticais denotam o desvio padrão para 10 repetições.....	75
Figura 3.15: Resultados obtidos pelo método de supressão utilizando DATH enquanto 500 ml de água eram derramados dentro da garrafa DK. A) Volume de água estimado a partir da saída do sensor de fluxo de água. B) Sinal do acelerômetro. C) Sinal filtrado do sensor de escorregamento. D) Spikes gerados pelo escorregamento da garrafa. E) Saída do controlador MPI. O tempo de resposta foi medido como o onset do escorregamento pelo sinal do acelerômetro (I) até a primeira resposta do controlador (II). O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador (III) e o seu início (II). O aumento gradual no peso da garrafa induziu dois escorregamentos distintos com o segundo sendo mais destacado devido a maior carga.	77
Figura 3.16: Tempo de resposta ao escorregamento induzido pelo derramamento de 500 ml de água dentro das garrafas. Barras verticais indicam o desvio padrão para 10 repetições.....	78
Figura 3.17: Tempo de controle para o escorregamento induzido pelo derramamento de 500 ml de água dentro das garrafas. Barras verticais indicam o desvio padrão para 10 repetições.....	78
Figura 4.1: Mão biônica BeBionic e posicionamento dos sensores. A) Suporte construído para fixação e condução dos experimentos. B) Posicionamento dos sensores táteis no dedo indicador da BeBionic. O sensor foi colocado dentro de uma camada de silicone preparada de acordo com o formato do dedo.	88
Figura 4.2: Sensores tátteis e sistema de aquisição de dados. (A) Os sensores tátteis formam uma matriz 4x4, totalizando 16 taxels. O sensor é constituído por um tecido piezoresistivo que é colocado entre duas camadas condutoras, possuindo quatro trilhas paralelas cada. As trilhas das duas camadas estão dispostas perpendicularmente e o ponto de encontro entre as linhas e as colunas formam um taxel. As camadas exteriores são feitas de material não condutivo. (B) Sensores tátteis 4x4 montados. Detalhes das	

partes sensitivas do sensor destacadas em vermelho. (C) O sistema de aquisição de dados desenvolvido permite a coleta de até cinco sensores, sendo cada taxel amostrado a uma velocidade de 500 Hz.....	89
Figura 4.3: Setup utilizado para a realização dos ensaios. (A) BeBionic posicionada em pinça. O dedo polegar se move primeiro e comandos motores controlam apenas o dedo indicador. (B) O recipiente de plástico sendo segurado pela mão biônica em preensão do tipo pinça.	92
Figura 4.4: Aparato experimental utilizado para realização dos ensaios de perturbação em degrau. Um peso padrão de massa igual a 20 g foi liberado, promovendo o escorregamento do objeto.....	94
Figura 4.5:Sinais de força gerados pelo sensor tátil 4x4 durante o experimento. (A) Visão geral de todos os sinais ao longo do tempo. As diferentes cores simbolizam a ativação de diferentes taxels. As linhas tracejadas indicam o início da fase de contato e o comando de abertura do dedo indicador, respectivamente. Percebe-se que nem todos os taxels foram ativados, apresentando amplitudes pequenas em alguns casos. (B) Sinal gerado por cada taxel individual. Percebe-se que os taxels centrais tiveram maior contato e, por consequência, produziram respostas de maior amplitude, enquanto taxels localizados na borda do sensor produziram respostas menos pronunciadas (os eixos de amplitude normalizada estão em escalas diferentes para melhor visualização das mudanças de sinal).	95
Figura 4.6: Processo de conversão dos sinais táteis em spikes. (A) Visão geral dos sinais de força processados segundo a Equação 4.5, que resultarão nos sinais de entradas para os modelos computacionais dos neurônios FA-I. Ao final processamento tem-se a componente negativa da derivada do sinal de força, que é o componente interessante para a detecção de escorregamentos. (B) Rastergrama dos spikes gerados pelos 16 taxels. Neste exemplo, como o contato não foi uniformemente distribuído, nem todos os taxels geraram spikes durante o escorregamento do objeto.....	96
Figura 4.7: Comandos de controle enviados para a prótese em resposta aos spikes que informam sobre o escorregamento do objeto. A linha tracejada indica o momento em que o dedo indicador foi acionado com comando de abertura, emulando o	

escorregamento. Os traços em vermelho indicam todos os spikes gerados em uma única sequência temporal. Os sinais em azul correspondem aos comandos motores para fechamento da prótese. Percebe-se que os spikes que ocorreram imediatamente após o primeiro não levam a outros comandos motores. No entanto, com novos escorregamentos, outros spikes são processados levando a novos comandos de controle.....	97
Figura 4.8: Resultados do método de detecção e supressão de escorregamentos para perturbação em degrau utilizando um peso de 20 g. (A) Sinais de força do sensor tátil 4x4. (B) Sinal de cada eixo do acelerômetro. (C) Spikes das fibras FA-I gerados pelo escorregamento do objeto para cada taxel do sensor. Linhas tracejadas destacam trecho no qual o peso foi liberado promovendo o escorregamento.....	99
Figura 4.9: Resultados do método de detecção e supressão de escorregamentos para perturbação em degrau utilizando um peso de 20 g. (A) Sinais de força do sensor tátil 4x4. (B) Sinal de cada eixo do acelerômetro. Marcação em vermelho indicam o início do deslocamento do objeto. (C) Spikes das fibras FA-I gerados pelo escorregamento do objeto para cada taxel do sensor.....	99
Figura 4.10: Resultados do método de detecção e supressão de escorregamentos para perturbação em degrau utilizando um peso de 20 g. (A) Sinais de força do sensor tátil 4x4. (B) Sinal de cada eixo do acelerômetro. Marcação em vermelho indicam o início do deslocamento do objeto. (C) Sinal de controle gerado para a BeBionic. Os spikes das fibras FA-I gerados pelo escorregamento do objeto para cada taxel do sensor estão destacados em vermelho.....	100
Figura 4.11: Resultados do método de detecção e supressão de escorregamentos para perturbação em degrau utilizando um peso de 20 g. (A) Sinais de força do sensor tátil 4x4. (B) Sinal de cada eixo do acelerômetro. (C) Spikes gerados pelo método apresentado no Capítulo 3. Percebe-se que o método é mais sensível, levando ao aparecimento de vários falsos positivos que podem ser observados pelas marcações em vermelho fora das linhas tracejadas.....	101
Figura 4.12: Resultados do método de detecção e supressão de escorregamentos para perturbação em degrau utilizando um peso de 20 g. (A) Sinais de força do sensor tátil	

4x4. (B) Sinal de cada eixo do acelerômetro. (C) Spikes gerados pelo método apresentado no Capítulo 3 destacados em vermelho. Spikes gerados pelas fibras FA-I destacados em azul. Percebe-se que os spikes em vermelho ocorrem antes da ocorrência do escorregamento indicado pelo sinal do acelerômetro. Além disso, a resposta ao escorregamento ocorre após os spikes em azul. 102

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Implementação de sistemas táteis neuromórficos.....44

Tabela 2.2: Vantagens e desvantagens dos tipos de detecção de escorregamento [102] ...47

Capítulo 1

1 Introdução

A nossa sofisticada capacidade manual é um dos destaques da raça humana e nos separa de muitas outras espécies animais. Essa capacidade permitiu aos nossos ancestrais confeccionar ferramentas e vestimentas, melhorar a sua capacidade de caça e desenvolver outras atividades como agricultura e artesanato. Esse conjunto de habilidades foram essenciais ao desenvolvimento e evolução da raça humana. A mão é composta por 35 músculos que trabalham em sinergia, garantindo um total de 27 graus de liberdade [1]. As habilidades motoras são desenvolvidas desde a infância e podem ser aprimoradas durante toda a nossa vida [2]. Usamos as nossas mãos diariamente para nos alimentar, digitar em smartphones entre outras tarefas. É interessante que toda a nossa destreza muitas vezes nos pareça automática e livre de grandes esforços cognitivos. Isso ocorre porque os nossos movimentos são, na verdade, coordenados por sofisticados laços sensório-motores [3]. Estes laços integram informações sensoriais tais como a configuração da mão e as forças promovidas por sua interação com diferentes objetos para determinar os comandos motores ótimos necessários à execução de uma dada tarefa [4], [5]. Um exemplo dessa interação é que a força aplicada para segurar um dado objeto é levemente superior à mínima necessária para evitar algum tipo de escorregamento. Tal escalabilidade só é possível pela presença de sensores que estimam o peso e o coeficiente de atrito da superfície do objeto [3], [6]. Portanto, as informações sensoriais são vitais para o controle correto e preciso das nossas mãos.

Dado o uso constante de nossas mãos para desempenhar várias tarefas do dia a dia, amputações dos membros superiores constituem uma experiência traumática que traz sérios prejuízos à qualidade de vida das pessoas afetadas [7], [8]. As consequências da perda de um membro podem levar também a danos psicológicos e constitui um problema social dado à possível dependência de tais pessoas do sistema de saúde e de seus familiares [9]. Por todas essas razões, o quadro clínico deve ser acompanhado de perto e com cuidado. Por essas razões,

a necessidade de desenvolver tecnologias que visam recuperar a capacidade funcional dos membros residuais foi reconhecida há muito tempo e grandes esforços nesta direção foram realizados. Para tanto, as primeiras próteses mecânicas possuíam um sistema de atuação simples, porém eficaz, que era controlado por meio de movimentos do corpo como a flexão ou extensão do ombro [10]. Os movimentos do corpo puxavam cabos de aço que por fim movimentavam a prótese. A área de próteses continua buscando avanços tecnológicos, desenvolvendo mãos biônicas cada vez mais similares em termos anatômicos e biomecânicos às nossas mãos [11]. Novos métodos de controle também foram desenvolvidos sendo possível controlar os movimentos por sinais eletromiográficos (EMG) ou até mesmo eletroencefalográficos [12]–[14]. Em geral, as novas mãos biônicas são dispositivos mecatrônicos sofisticados equipados com atuadores de grande precisão, sensores que codificam a posição dos dedos e alimentação por baterias recarregáveis de longa duração [15].

Considerando a grande necessidade de desenvolver dispositivos funcionais, o foco no desenvolvimento de próteses foi maior nos componentes efetores. Ou seja, o objetivo era garantir a recuperação de atividades motoras, promovendo uma maior liberdade e autonomia aos usuários. Com o avanço de tais mecanismos efetores, novas pesquisas têm se dedicado aos componentes sensitivos. O objetivo agora é encontrar mecanismos que possam devolver algum feedback quanto a atuação das próteses de volta aos seus usuários [16]. Nesta linha, incorporar sensações táteis podem facilitar o processo de adaptação e o aprendizado do controle da prótese [17]–[19]. Podemos considerar o ciclo de desenvolvimento de próteses de membro superior como seguindo duas linhas distintas, apresentadas na Figura 1.1.

Estudos quanto a anatomia, fisiologia e biomecânica da mão humana são necessários para guiar os aspectos gerais do projeto de uma prótese que visa ser uma representação mecatrônica fiel da sua contraparte biológica (setas em vermelho). Neste sentido, o design das articulações, a escolha dos atuadores e o sistema de controle são projetados para garantir os graus de liberdade necessários à sua funcionalidade. Do outro lado, estudos do sistema tático inspiram o desenvolvimento de peles eletrônicas (setas em azul) [20]. Essas peles são cobertas por sensores táticos artificiais que capturam informações de pressão e vibração obtidas por meio do contato da pele eletrônica com o meio externo. Tais informações podem ser manipuladas de tal forma que a sua saída pode ser transformada em uma resposta que se aproxima ao dos

mecanorreceptores biológicos [21]. Utilizar-se de um procedimento de codificação que mantém as propriedades biológicas é especialmente benéfico ao procedimento de restauração da sensação tátil por meio de eletrostimulação dos nervos aferentes que se encontram preservados mesmo após a amputação [22]. O processo que converte os dados dos sensores em pulsos similares aos potenciais de ação (também chamados de *spikes*) gerados por células nervosas é um dos princípios do campo conhecido como engenharia neuromórfica. Esta área utiliza os princípios computacionais fundamentais de redes neurais biológicas para desenvolver novos sensores e algoritmos computacionais bioinspirados [23], [24].

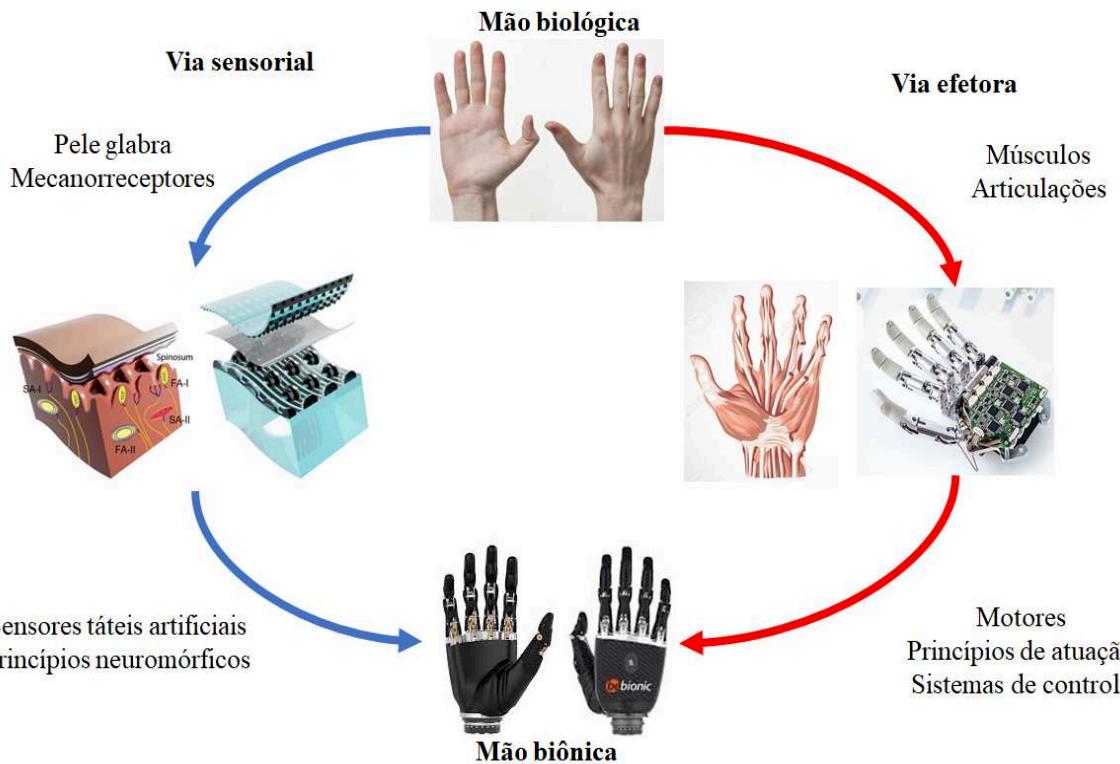


Figura 1.1: Fluxo de desenvolvimento de próteses de mão. Setas vermelhas indicam os elementos efetores. A biomecânica da mão, músculos e articulações formam a base para o projeto mecatrônico das mãos biônicas. Setas azuis indicam os elementos sensoriais. O estudo da atividade dos diferentes tipos de mecanorreceptores inspiram o desenvolvimento de peles eletrônicas que codificam estímulos tátteis de forma similar aos receptores biológicos.

Dentro do contexto apresentado, esta tese traz contribuições que permitem a integração das vias sensoriais e motoras apresentadas no diagrama da Figura 1.1. Mais especificamente, dois métodos distintos são apresentados para detectar e impedir o escorregamento de objetos manipulados por uma prótese de mão. Ambos os algoritmos implementam um sistema reflexo que age de forma independente do usuário, aliviando a sua carga cognitiva durante o controle da prótese. Os métodos desenvolvidos encontraram fundamentação na eletrofisiologia dos mecanorreceptores e as respostas geradas durante a manipulação de objetos [25]–[27]. Estes estudos demonstraram a importância dos receptores de adaptação rápida na detecção de estímulos táteis transientes. Seguindo tais princípios, os métodos apresentados comportam-se de forma similar aos receptores biológicos, aproveitando-se da sua eficiência computacional, oferecendo perspectivas interessantes ao desenvolvimento de novas tecnologias sensoriais para próteses.

1.1 Justificativa

Nos Estados Unidos, aproximadamente 185 mil pessoas passam por amputação de um membro superior ou inferior. Em 2005, cerca de 1,5 milhões de pessoas viviam nos Estados Unidos com algum tipo de amputação, com 30% sofrendo a perda de algum membro superior. Além disso, é projetado que este número irá mais que dobrar até 2050, atingindo cerca de 3,6 milhões de pessoas [28]. No Brasil, segundo dados do Sistema de Informações Hospitalares do Sistema Único de Saúde (SIHSUS), foram registrados um total de 7521 casos de amputações de membro superior nos últimos cinco anos (Janeiro 2014 – Janeiro 2019), com uma média de 123 casos por mês. Deste total, 595 casos foram registrados no estado de Minas Gerais. Ainda existe uma necessidade de estudos demográficos bem detalhados quanto à incidência e prevalência de amputações de membros superiores no Brasil, já que há poucas informações disponíveis sobre o assunto. De forma semelhante, faz-se necessário investigar os processos de reabilitação e acompanhamento, além da disponibilidade de dispositivos prostéticos para aqueles que passam por tal procedimento cirúrgico. Apenas um estudo foi encontrado a respeito da prevalência de amputações de membro superior e inferior, sendo ele voltado ao estado de Alagoas [29]. Neste estudo, encontrou-se que a proporção de amputações do membro superior

constituiu uma fração menor do total (cerca de 5%), assim como foi encontrado em outros países como EUA [28] e Reino Unido [30]. Uma das razões se deve a doenças vasculares que afetam diretamente membros inferiores e acometem uma população mais idosa [29]. Apesar dos números menores de amputações dos membros superiores serem menores, existe uma preocupação quanto ao seu impacto social, considerando que elas atingem uma população mais jovem, com idade inferior a 40 anos e, portanto, economicamente ativa [31].

Neste contexto, é importante avaliar como se dá o processo de recuperação após o procedimento cirúrgico e a reinserção desses indivíduos na sociedade. Um estudo apresentou que 73.2% das pessoas voltaram a trabalhar, mas que 66% delas tiveram que trocar de emprego [30]. Outro estudo mostrou que na Noruega, 80% das pessoas faziam uso de alguma prótese, utilizando-a durante a maior parte do dia. No entanto, a prótese era de fato utilizada em apenas metade das tarefas comuns do dia-a-dia reportadas pelos usuários [32]. Um detalhe importante desse mesmo estudo foi que poucos usuários relataram acreditar que o treinamento recebido quanto a utilização da prótese foi importante às suas habilidades no controle e utilização da prótese. Assim, para aumentar o uso da prótese em tarefas do dia-a-dia, treinamentos mais específicos e personalizados podem ser necessários [33], [34]. Outros estudos também apontaram as próteses mioelétricas como mais efetivas no que tange a usabilidade, já que fornecem mais graus de liberdade e controle mais refinado [9], [35].

Como discutido anteriormente, após a obtenção de uma prótese, é necessário passar por um processo de reabilitação e treinamento que permitam ao usuário controlar de forma efetiva o dispositivo, recuperando em partes a funcionalidade perdida em decorrência da amputação. Considerando todo o investimento pessoal e financeiro necessário para chegar até este estágio, o abandono do uso de próteses se torna um problema que deve ser evitado [36], [37]. Dois problemas encontrados na utilização de próteses mioelétricas mais sofisticadas se dão pela dificuldade de controlar todos os graus de liberdade e a falta de feedback sensorial [36]. O primeiro indica que combinar a utilização de sinais EMG com mais comandos pode tornar o processo mais complicado e menos intuitivo. Assim, quanto mais comandos ele tiver que efetuar para atuar a prótese, maior será o tempo de treinamento, assim como o esforço cognitivo para controlar o dispositivo de forma eficiente [12], [35]. De forma similar, a ausência de feedback sensorial direto da prótese implica na necessidade de monitorar o seu estado

continuamente por meio da visão. Ou seja, saber o que a prótese está fazendo sem olhar para ela se torna uma tarefa complexa e pesada cognitivamente aos usuários de próteses. Ainda, apenas pelo feedback visual não é possível obter informações completas em relação às forças aplicadas durante a manipulação de objetos [38]. Tal informação é codificada pelo sistema tátil e, portanto, encontra-se ausente dado a falta de ligação direta entre o sistema nervoso do usuário e sensores colocados na prótese. Desta forma, ajustar a força aplicada pelas próteses de forma adequada torna-se um desafio. O usuário pode vir a aplicar uma força insuficiente que leva a instabilidade e escorregamento de objetos ou força excessiva que pode danificar os objetos manipulados ou até mesmo a prótese em si [39].

Uma maneira de reduzir o esforço cognitivo de usuários de próteses consiste em embutir aspectos inteligentes no seu design de tal forma que ela possa utilizar informações sensoriais e auxiliar no seu processo de controle [40]. Neste sentido, as próteses poderiam ser equipadas com diferentes tipos de sensores que podem auxiliá-la a compreender a sua configuração, interação de forças ou até mesmo o meio externo.

Uma das abordagens propostas na literatura consiste em adicionar câmeras às próteses. Com a utilização de algoritmos de visão computacional e inteligência artificial, é possível reconhecer objetos e, baseados em sua forma, estimar qual é a melhor configuração da mão para segurar e/ou manipular tal objeto [41]–[44]. Desta forma, o usuário é aliviado de ter que efetuar diferentes comandos para selecionar a configuração da mão que é mais ajustada à preensão do objeto. Assim, cabe a ele decidir apenas quando a prótese deve efetuar alguma ação e não qual comando em si.

Outra forma consiste em utilizar sensores táteis que monitoram as forças aplicadas pela prótese. Assim, é possível projetar sistemas de controle que auxiliam no ajuste de força sem o controle voluntário do usuário [39], [45]. Neste sentido, é possível configurar uma resposta reflexa em que a prótese reage à resposta do sensor de força. Caso ela seja excessiva, por exemplo, é ativada uma inibição do comando de controle que previne a mão de continuar fechando, aumentando sua força aplicada. Um mecanismo similar foi demonstrado em humanos, em que eles modulavam a força aplicada dinamicamente durante a manipulação de objetos [25]. Foi demonstrado que se a orientação do objeto mudar durante a manipulação, seu centro de massa pode ser deslocado, alterando a distribuição da carga sobre os dedos. Desta forma, uma

rápida alteração na força de preensão ocorre para manter a estabilidade do objeto [46], [47]. Seguindo este princípio, Ray e Engeberg (2018) [48] propuseram um sistema de controle que utilizava como sinal de feedback a orientação da prótese de mão para determinar os instantes em que a força de preensão deveria aumentar de acordo com o seu ângulo de rotação.

A incorporação de mecanismos inteligentes em próteses de membro superior forma uma nova tendência que deve ser adotada nos projetos futuros. Tais mecanismos podem facilitar a adesão, adaptação e usabilidade, reduzindo o esforço cognitivo dos usuários. O estudo dos laços sensório-motores que regulam a força aplicada por cada um dos dedos durante a manipulação de objetos fornece pistas e inspiração para a construção de próteses inteligentes equipadas com sistemas reflexos autônomos.

Para tal finalidade, é essencial obter informações táteis e proprioceptivas das próteses. Portanto, estudar em detalhes a neurofisiologia do sistema tático é necessário para compreender como os laços sensório-motores são formados e qual é o seu papel neste processo. Percebe-se, portanto, a vital importância do desenvolvimento de sistemas táticos artificiais para as próteses de nova geração.

Indo adiante nesta linha de pesquisa, é desejável agrupar os sensores táticos em grandes densidades, levando a fabricação de peles eletrônicas de maior escala [49]. A pele humana apresenta uma combinação única de propriedades sensitivas e mecânicas. Assim, a fabricação de peles eletrônicas mais sofisticadas passa pelo desenvolvimento de novos materiais e circuitos eletrônicos que permitam a transdução e condicionamento dos sinais coletados. Neste contexto, com o advento da eletrônica flexível, é possível adequar diferentes dispositivos a superfícies curvas e não-homogêneas tais como os dedos de uma prótese [50]. Além disso, os tipos de materiais utilizados oferecem propriedades mecânicas interessantes como a maleabilidade e elasticidade que são características importantes considerando que a pele deve se adequar a movimento das articulações e também suportar a interação com diferentes tipos de objetos [49].

Portanto, combinar novos tipos de materiais empregados dentro da área de eletrônica flexível para a construção de novos sensores táticos também se configura como uma abordagem promissora e relevante às pesquisas na área de próteses [51]. Além disso, peles eletrônicas que mantenham os princípios biológicos apresentam perspectivas interessantes quanto ao seu interfaceamento direto com o sistema nervoso dos usuários de próteses [52]. Desta forma,

pesquisas na direção de restauração da sensação tátil podem trazer os avanços necessários para que os usuários de próteses possam voltar a ter experiências tátteis, promovendo uma incorporação da mão biônica ao seu mapa corporal.

1.2 Hipótese

Dentro do contexto apresentado, hipotetizamos que o desenvolvimento de mãos biônicas de próxima geração passa necessariamente pelo desenvolvimento de novos tipos de sensores tátteis e as capacidades adicionais que podem ser embutidas ao seu funcionamento a partir das informações providenciadas por tais sensores. Desta forma, a abordagem neuromórfica se torna interessante para construir sensores bioinspirados, permitindo incorporar laços sensório-motores reflexos que auxiliam no controle das próteses de membro superior. Ainda, os aspectos neuromórficos são promissores para a restauração da sensação tátil via eletroestimulação dos nervos periféricos.

1.3 Objetivos

Esta tese tem como objetivo trazer contribuições originais ao campo de sistemas tátteis artificiais e próteses de membro superior. O objetivo desta tese é desenvolver métodos bioinspirados para a detecção do escorregamento de objetos em tempo-real que são utilizados para construir sistemas de controle que permitam o ajuste automatizado da força de preensão a fim de oferecer melhor suporte aos usuários das próteses. Para atingir este objetivo, o escopo desta tese possui as seguintes metas:

- I) Desenvolver um sistema de detecção de escorregamentos baseado na atividade de mecanorreceptores que codificam movimento relativo à pele;
- II) Construir um sistema de controle bioinspirado que atue como um reflexo de baixo nível, ajustando a força de preensão frente a detecção de escorregamentos;
- III) Aprofundar nos conceitos de eletrofisiologia do sistema tátil e os estudos quanto aos métodos de codificação de informações tátteis para construir um novo método de controle completamente baseado em *spikes*, inspirado nos reflexos espinais.

1.4 Estrutura da tese

Esta tese está estruturada da seguinte forma:

- Capítulo 2: Fundamentação teórica

Este capítulo apresenta uma revisão sobre os vários tópicos essenciais à fundamentação desta tese. Este capítulo aborda a neurofisiologia do sistema tátil, os tipos de sensores utilizados para construir sistemas táteis artificiais, a abordagem neuromórfica aplicada a sistemas táteis artificiais e o estado da arte no emprego de sistemas táteis e proprioceptivos na construção de próteses inteligentes.

- Capítulo 3: Um método bioinspirado de detecção de escorregamentos combinado a um mecanismo reflexo de supressão para manipuladores robóticos

Este capítulo apresenta um método bioinspirado para detectar escorregamento de objetos baseado na atividade dos mecanorreceptores de adaptação rápida. Os *spikes* gerados pelo sistema de detecção são usados como feedback para um laço de controle que constitui um sistema de reflexo que ajusta a força aplicada pela prótese com o objetivo de interromper o escorregamento detectado. Este capítulo contempla os objetivos **I** e **II** apresentados na Seção 1.3.

- Capítulo 4: Um método de controle reflexo rápido baseado em spikes para prevenir o escorregamento de objetos em próteses de mão

Este capítulo apresenta um método de detecção e escorregamento de objetos que aprimora os conceitos apresentados no Capítulo 3. O método faz uso de um sensor multitaxel (4x4), e o processamento dos *spikes* é realizado por um sistema de controle que explora os princípios de codificação de informações táteis nos primeiros *spikes* gerados pelos mecanorreceptores. Este capítulo contempla o objetivo **III** apresentado na Seção 1.3.

- Capítulo 5: Conclusões e Considerações Finais

Este capítulo traz uma discussão acerca dos resultados obtidos e projeta as novas direções em termos de processamento de informações tátteis e como elas podem ser usadas para auxiliar no controle de próteses mioelétricas. As perspectivas para o campo de sensores tátteis também são exploradas e as contribuições da tese são reforçadas.

Capítulo 2

2 Fundamentação Teórica

2.1 Neurofisiologia do sistema tátil

A sensação tátil como um todo pode ser decomposta em três sistemas: cutâneo, cinestésico e háptico, sendo que cada um é caracterizado pelos seus circuitos neurais e a sua dinâmica correspondente [53]. Receptores localizados na pele capturam informações a respeito de estímulos aplicados sobre a superfície da pele tais como força, pressão e vibração. Além disso, temperatura e dor também são consideradas como sensações tátteis [54]. Já os receptores cinestésicos estão localizados nas articulações e nos músculos e providenciam informações quanto à postura corporal, ou seja, sobre a posição dos membros no espaço. Tais receptores codificam tanto posturas estáticas quanto dinâmicas, isto é, a configuração dos membros durante movimento. O sistema háptico está envolvido diretamente com a sensação tátil ativa. Ele se faz presente quando movemos nossa mão sobre algum tecido e compreendemos o quanto liso ou quanto rugoso ele é. Isso porque o sistema háptico integra informações cinestésicas geradas pelo movimento com as sensações tátteis evocadas pelo contato entre a pele a superfície explorada [53].

O sistema tátil é composto por mecanorreceptores (detectam pressão e vibração), termoceptores (detectam temperatura) e nociceptores (sensação de dor) [55]. A densidade de cada tipo de receptor na pele é diferente de acordo com a sua localização no corpo, alterando a sensibilidade de tal região a diferentes estímulos tátteis. A pele pode ser dividida em dois grandes grupos: A pele glabra que não possui pelos e cobre regiões como a palma das mãos e a planta dos pés; e a pele pilosa que compõe a maior parte da nossa pele [56]. Aqui, o foco será dado a pele glabra e aos mecanorreceptores localizados na palma da mão e nas pontas dos dedos já que eles são essenciais na manipulação de objetos.

Mecanorreceptores são sensores especializados em capturar forças mecânicas geradas pelo contato com a pele. A pele glabra possui quatro diferentes tipos de mecanorreceptores: corpúsculos de Meissner, células de Merkel, corpúsculos de Pacini e terminações de Ruffini [57]. Cada mecanorreceptor possui uma dinâmica diferente e codificam estímulos táteis de formas distintas. No entanto, é a ação conjunta de todos eles que cria a nossa experiência tátil. Esses receptores capturam informações quanto a força aplicada no ponto de contato com a pele, a textura da superfície em contato, sua posição na pele e como essas características mudam ao longo do tempo enquanto nossas mãos movem ativamente [58], [59]. Os quatro mecanorreceptores são inervados por fibras de adaptação rápida ou lenta. O corpúsculo de Meissner é inervado por fibras de adaptação rápida tipo I (FA-I) e o Corpúsculo de Pacini (PC) por fibras de adaptação rápida tipo II (FA-II). Essas fibras de adaptação rápida são sensíveis a estímulos transientes e, assim, codificam movimento relativo sobre a pele e vibrações. Já as células de Merkel são inervadas por fibras de adaptação lenta tipo I (SA-I) e as terminações de Ruffini por fibras de adaptação lenta tipo II (SA-II). Essas fibras são sensíveis a pressão constante da pele e codificam a força aplicada sobre a pele. Conforme pode ser visualizado na Figura 3, as fibras FA-I e SA-I encontram-se nas camadas mais superficiais da pele glabra. Essas unidades possuem campos receptivos menores, enquanto as fibras FA-II e SA-II encontram-se nas partes mais profundas da pele e possuem um campo receptivo maior [27].

Estima-se que um total de 17 mil receptores se encontram espalhados por toda a pele glabra da mão. No entanto, a densidade de inervação varia enormemente. Enquanto a palma da mão possui 58 mecanorreceptores por cm^2 , as pontas dos dedos possuem cerca de 210 mecanorreceptores por cm^2 [55]. Essa diferença de inervação se dá principalmente pela função dos dedos em providenciar destreza manual fina. As fibras FA-I e SA-I são as mais numerosas, constituindo 43% e 25% do total de unidades táteis, enquanto FA-II e SA-II correspondem a 13% e 19%. Ainda, FA-I e SA-I encontram-se em alta densidade nas pontas dos dedos ($140 \text{ unidades}/\text{cm}^2$ e $70 \text{ unidades}/\text{cm}^2$, respectivamente). Com essa distribuição de mecanorreceptores, a resolução espacial na ponta dos dedos chega a 1 mm [55], [59].

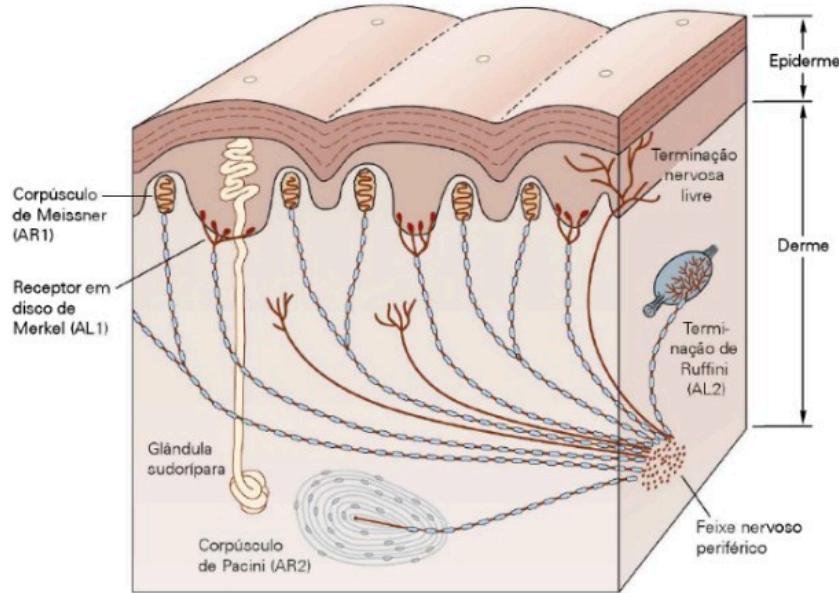


Figura 2.1: Corte transversal da pele glabra. Os corpúsculos de Meissner e as células de Merkel encontram-se em camadas mais superficiais da pele, na base da epiderme. Já os corpúsculos de Pacini e as terminações de Ruffini localizam-se em camadas mais profundas, dentro da derme. Adaptado de [55].

2.1.1 Codificação e processamento de estímulos táteis

O processamento de informações tátteis se dá pelos potenciais de ação gerados pelos diferentes tipos de mecanorreceptores espalhados na pele. Os *spikes* gerados formam padrões espaço-temporais distintos que podem ser utilizados para compreender a natureza do estímulo tático [27]. Estudando a atividade desses mecanorreceptores, foi demonstrado que a direção da força aplicada sobre a pele bem como características como a textura, a curvatura e as bordas de objetos podem ser obtidas [27], [60]–[63]. Neste contexto, os neurônios sensoriais do sistema tático codificam informações em diferentes formas. A magnitude das forças aplicadas pode ser obtida por meio da frequência de disparo de unidades SA-I. Além disso, também foi demonstrado que o tempo de ocorrência de um determinado *spike* também pode ser informativo quanto ao estímulo tático. Nesse caso, foi demonstrado que os primeiros *spikes* gerados carregam informações que precisam ser processadas rapidamente, como por exemplo o escorregamento de um dado objeto sobre a pele [64].

Um estudo de Birznieks e colaboradores [65] concluiu que uma força aplicada tangencialmente à pele pode ser decomposta em uma componente proximal e distal. Essas componentes alteram o padrão de disparo de aferentes SA-I, SA-II e FA-I e os diferentes padrões são informativos quanto a direção da força aplicada.

A sensação subjetiva de diferentes texturas quando em contato com a pele pode ser decomposta em três grandes dimensões que determinam o quanto lisa, dura e escorregadia ela é [66], [67]. Trabalhos fundamentais nessa área utilizaram texturas compostas por protuberâncias que permitiam explorar a relação entre a atividade das diferentes unidades aferentes e a percepção subjetiva das texturas [68]–[71]. A atividade das fibras SA-I, tanto de humanos quanto de macacos, apresentou propriedades que puderam ser correlacionadas com a magnitude da rugosidade da textura, ou seja, quanto lisa ou áspera. Estes estudos demonstraram que tal percepção é mediada segundo a ativação espacial das fibras SA-I. Esta ativação especial constitui um meio de codificação específico que calcula a diferença entre a frequência de disparo de unidades separadas por, pelo menos, 2 mm. Este meio de codificação foi o único que pôde ser relacionado ao julgamento subjetivo dos voluntários, mesmo quando o padrão das texturas (espacamento e distância das protuberâncias) foi alterado [72]. Este código implica que, em texturas lisas, as fibras SA-I possuem um comportamento similar, havendo pouca diferença na ativação espacial. No entanto, quando a textura é mais áspera, as fibras SA-I são excitadas de uma maneira menos uniforme, o que aumenta a ativação espacial. Portanto, quanto maior for a ativação espacial, maior é a sensação de rugosidade ou aspereza [72], [73].

As primeiras texturas estudadas possuíam grandes protuberâncias, o que as dava um aspecto quase que artificial. Nesse sentido, era necessário investigar se as fibras aferentes mantinham um comportamento similar quando texturas mais finas como lã ou seda eram apresentadas sobre a pele [74]. Dado o tamanho dos campos receptivos de SA-I e a sua distribuição, foi postulado que elas não seriam tão efetivas em codificar as propriedades de tais texturas. Nesses casos, foi demonstrado que as propriedades destas texturas são capturadas na forma de vibrações geradas sobre a pele enquanto elas são escaneadas [74], [75]. Portanto, a ativação das fibras FA-I e PC são mais importantes para a codificação de texturas finas. Evidências recentes apontam para um framework em que a percepção de toda e qualquer textura se dá pela ativação de todos os receptores. A percepção tátil de texturas se daria por dois códigos

de variação distintos: um que é espacial (mediado por fibras SA-I) e um temporal (mediado por FA-I e PC) [76].

Similar à codificação de texturas, a informação da curvatura de objetos também é mediada pela ativação de todos os mecanorreceptores. Goodwin *et al.* [77] registraram a atividade de diferentes unidades aferentes do nervo mediano de humanos enquanto uma esfera com diferentes curvaturas (dadas pela variação do seu raio) era pressionada sobre a ponta do dedo indicador. Eles encontraram que a atividade das fibras SA-I estava correlacionada com o grau de curvatura e a força de contato. Fibras SA-II saturaram rapidamente quando o raio era superior a 5 mm enquanto as fibras FA-I e FA-II apresentaram um padrão de disparo mais aleatório e inconclusivo. Portanto, as fibras SA-I são mais relevantes na codificação da curvatura e também da força de contato.

Além destes estudos, também foi proposto na literatura que deve haver algum mecanismo neural que combina a atividade dos diferentes tipos de mecanorreceptores, realizando computações mais avançadas antes da informação se propagar até o córtex somatossensorial [78]. Johansson e colaboradores [64] argumentaram que a classificação rápida dos estímulos táticos se dá no núcleo cuneiforme. Esses neurônios podem atuar como detectores de coincidências, extraíndo características dos estímulos por meio de uma combinação espacial e temporal. Esses neurônios de segunda ordem seriam, portanto, essenciais na detecção de bordas e curvaturas dos objetos.

Diante da rica literatura existente acerca dos princípios de codificação de estímulos táticos pelos diferentes tipos de fibras aferentes, é possível construir sensores e algoritmos bioinspirados que visam alcançar o grau de robustez e desempenho computacional do sistema tático biológico. Neste sentido, o campo da engenharia neuromórfica pode ser aplicado para construir novos tipos de sistemas táticos artificiais. A próxima seção irá abordar o processo utilizado para converter os sinais capturados por sensores táticos em *spikes*, desde a concepção de sistemas neuromórficos até as aplicações encontradas na literatura.

2.2 Tato neuromórfico

Sensores e sistemas neuromórficos visam a implementação de mecanismos computacionais que se assemelham aos princípios biológicos de computação. Neste sentido, esses sensores codificam informação baseada em eventos e a transmissão de informação se dá de forma paralela e assíncrona, registrando com precisão o momento em que os eventos foram gerados. Desta forma, informação é codificada e transmitida de uma forma similar aos potenciais de ação (*spikes*) do sistema nervoso.

O desenvolvimento de sistemas tátteis neuromórficos são compostos por dois elementos principais: i) o sensor tático e seu mecanismo de transdução e ii) o processo de codificação dos estímulos tátteis em *spikes* que se assemelham à atividade biológica dos mecanorreceptores. Pesquisas de novos tipos de sensores têm focado em aumentar a resolução espacial dos sensores, além da flexibilidade do material e a taxa de amostragem do sistema [20]. No entanto, o projeto de tais sistemas é afetado pelo compromisso entre a resolução espacial e temporal que se dá pelo procedimento de amostragem de sensores. A codificação dos estímulos tátteis pode ocorrer de duas maneiras distintas. A primeira faz uso de modelos computacionais de neurônios para transformar o sinal de tensão dos sensores tátteis em *spikes*. Já a última consiste em construir circuitos eletrônicos que geram os *spikes* diretamente.

Sensores tátteis que aplicam modelos computacionais de neurônio biológico operam de forma síncrona. Desta forma, o processo de aquisição dos sinais se dá por meio de um conversor analógico-digital (ADC). Assim, cada sinal precisa ser digitalizado individualmente e enviado para processamento embarcado ou em computadores. Esta arquitetura impõe uma restrição de projeto no que tange a resolução espacial e temporal do sistema tático artificial [23]. Essa restrição se dá: i) pelos limites de operação do ADC em termos de velocidade de conversão e do número de canais disponíveis para digitalização; ii) pela taxa de transmissão de dados determinada pela interface de comunicação (serial, USB ou ethernet). Quanto maior o número de canais, mais custoso se torna o processo de digitalização e maior é a largura de banda consumida no processo de comunicação. Portanto, esta arquitetura sofre do compromisso entre resolução espacial e temporal. Diferentes modelos computacionais principais foram empregados na literatura para realizar a conversão dos sinais de força capturados pelos

transdutores em *spikes* que se assemelham à atividade dos mecanorreceptores localizados na pele glabra. Os principais serão descritos a seguir.

O modelo biológico que descreve de forma mais detalhada a biofísica das células excitáveis foi apresentado numa série de artigos por Hodgkin e Huxley [79], [80]. Tal modelo descreve a dinâmica dos canais iônicos de sódio e potássio. Tal modelo é custoso computacionalmente e modelos reduzidos foram criados com o objetivo de descrever formalmente apenas o processo de integração que leva ao disparo de um potencial de ação.

O modelo mais simplificado é conhecido como Integrate and Fire Neuron [81]. Esse modelo descreve que o neurônio se comporta como um circuito RC paralelo quando se injeta uma corrente diretamente no soma do neurônio. Quando um limiar é ultrapassado, um *spike* é gerado e o potencial de membrana retorna ao repouso. Esse modelo foi aprimorado introduzindo um termo que faz com o potencial de membrana retorne ao seu estado de repouso ao longo do tempo na ausência de estímulos. Esse modelo é conhecido como *Leaky Integrate and Fire Neuron* (LIF). O modelo LIF é descrito por [81]:

$$\tau_m \frac{dv}{dt} = -[v(t) - v_r] + RI(t) \quad (2.1)$$

onde $v(t)$ é o potencial de membrana no instante de tempo t , v_r é o potencial de repouso, τ_m é a constante de tempo, R é a resistência da membrana e $I(t)$ é a corrente de entrada. Note que modelo LIF não descreve a forma de onda de um potencial de ação. Assim, um *spike* é simbolizado por um pulso δ quando $v(t)$ ultrapassa um limiar v_{th} . Após o disparo de um *spike*, o potencial de membrana é reinicializado para v_r , representando o processo de repolarização. Além disso, o processo de integração só se reinicia após Δ_{ref} que descreve o período refratário do neurônio.

Kim et al. [82] fizeram uso do modelo LIF para apresentar uma proposta que imitava o comportamento das fibras SA-I, FA-I e PC, conforme demonstrado na Figura 2.2. O modelo foi expandido posteriormente para construir um simulador completo de sinais táteis que permite construir uma mão virtual com diferentes densidades e localizações de mecanorreceptores. Cada neurônio é excitado por uma entrada formada por um total de oito variáveis em que a

entrada principal é um sinal de força capturada por um sensor de força. As outras variáveis são constituídas das derivadas de primeira, segunda e terceira ordem deste sinal. As componentes positivas e negativas são separadas em variáveis distintas. Cada variável também passa por um filtro linear que modula a sua contribuição para a entrada final. Os parâmetros passaram por um procedimento de regressão para que a resposta do modelo final se aproximasse dos dados eletrofisiológicos registrados em macacos. Neste procedimento, observou-se que as fibras SA-I eram mais sensíveis ao sinal de força e sua primeira derivada, as fibras FA-I eram sensíveis apenas à primeira derivada e as fibras PC eram sensíveis ao sinal de força e todas as derivadas.

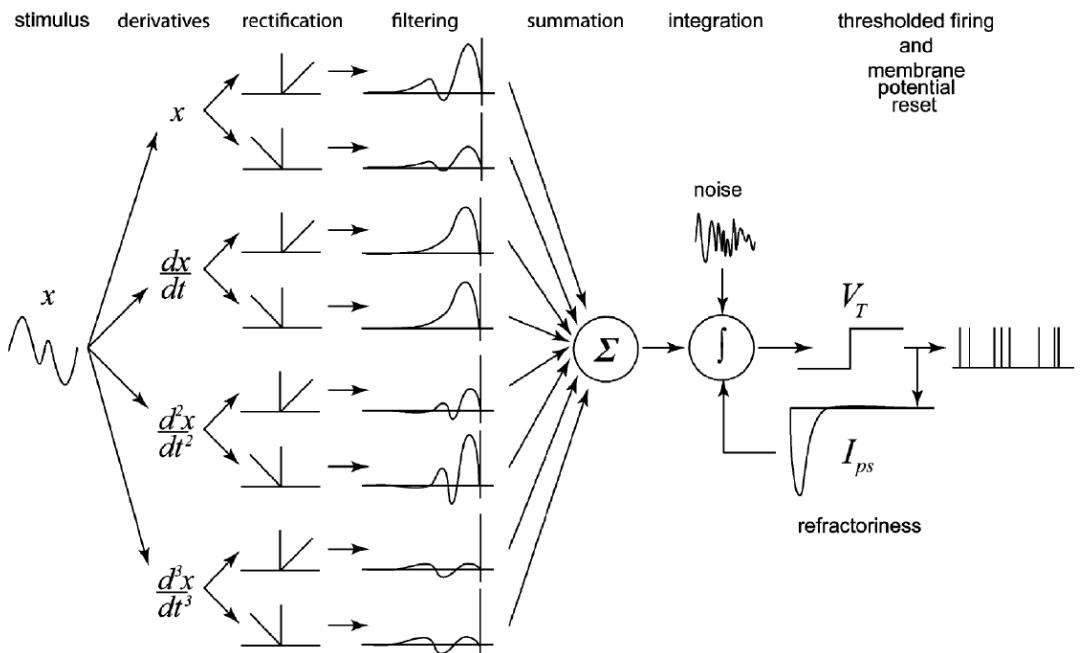


Figura 2.2: Codificação de estímulos tátteis utilizando um modelo LIF. O estímulo x é especificado como o sinal de força capturado de um sensor tático e convertido na sua primeira, segunda e terceira derivada, separando as componentes positivas e negativas. No total, oito variáveis são utilizadas como entrada do neurônio. Cada sinal de entrada é retificado e passa por um filtro linear que atribui peso a contribuição de cada entrada para a resposta final, com a soma de todas as entradas constituindo a corrente de entrada. Adaptado de [82].

Outro modelo empregado para converter sinais tátteis em *spikes* é o modelo proposto por Izhikevich [83]. Este modelo reduz o modelo de Hodgkin e Huxley de um sistema de quatro dimensões para um sistema de equações diferenciais de segunda ordem. A dinâmica do potencial de membrana é dada pela Eq. 2.2, enquanto a Eq. 2.3 descreve a variável de

recuperação que determina a dinâmica de repolarização após o disparo de um *spike*:

$$\frac{dv}{dt} = 0.04v^2 + 5v - 140 + I(t) \quad (2.2)$$

$$\frac{du}{dt} = a(bv - u) \quad (2.3)$$

A Eq. 2.4 determina o processo de geração de um *spike* e a dinâmica de reinicialização do potencial de membrana após o *spike*:

$$\text{se } v \geq 30 \text{ mV, então: } \begin{cases} v \leftarrow c \\ u \leftarrow u + d \end{cases} \quad (2.4)$$

onde v é o potencial de membrana do neurônio e u é a variável de recuperação. Quando v ultrapassa o limiar de +30 mV, um *spike* é gerado e as variáveis v e u são reinicializadas. A corrente de entrada simulada é dada por I . Os parâmetros a , b , c e d não possuem dimensão e determinam o padrão de disparo do neurônio. O parâmetro a determina a escala de tempo de u . Valores maiores resultam em recuperação mais rápida. Um valor típico é $a = 0,02$, que é utilizado para produzir um comportamento com disparos regulares (RS: *regular spiking*) enquanto um valor de $a = 0,1$ pode ser usado para gerar um neurônio com disparos rápidos (FS: *fast spiking*). O parâmetro b define a sensibilidade da variável u a flutuações da membrana. Um valor comum é: $b = 0,2$. O parâmetro c determina o potencial de repouso da membrana (em mV), com um valor comum: $c = -65$. O parâmetro d determina altera a dinâmica temporal de u e um valor típico é: $d = 2$ [83].

O modelo de Izhikevich foi usado de diferentes maneiras na literatura para imitar o comportamento dos mecanorreceptores [84]–[86]. Entre os vários tipos de neurônios que o modelo de Izhikevich é capaz de reproduzir, dois deles são comumente empregados para gerar *spikes* que representam as fibras FA-I e SA-I, sendo eles o FS e RS, respectivamente. O primeiro modelo gera *spikes* de forma regular para dada uma entrada constante e apresenta um grau de adaptação, i.e., a taxa de disparo é mais alta nos momentos iniciais do estímulo e decresce ao

longo do tempo até estabilizar em uma taxa inferior. Já o modelo FS gera *spikes* a taxas de disparo maiores, exibindo menor taxa de adaptação. Para modelar as fibras FA-I, os trabalhos na literatura optaram por utilizar a derivada do sinal de força como corrente de entrada para neurônios FS segundo o modelo de Izhikevich.

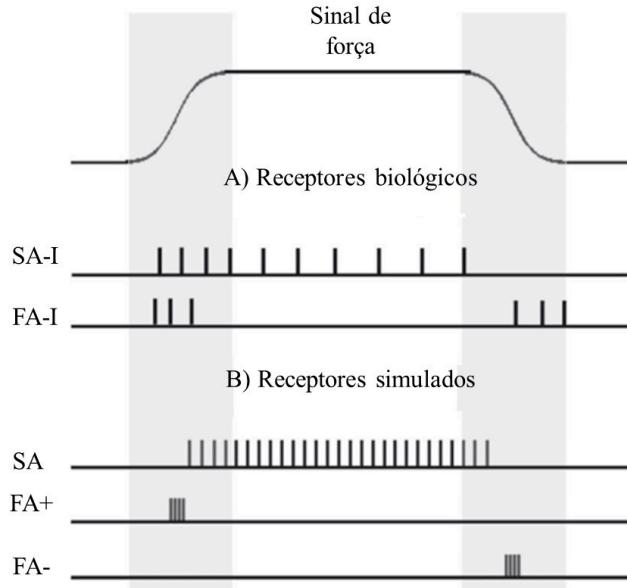


Figura 2.3: Aplicação do modelo de Izhikevich para emular a atividade das fibras SA-I e FA. A) Resposta das fibras SA-I e FA-I a uma indentação da pele. B) A resposta de SA-I é emulada pela implementação de um neurônio do tipo RS. Já a resposta de FA-I é emulada ao tomar a derivada do sinal de força como corrente de entrada para um neurônio do tipo FS. Aqui, FA-I foi modelado como dois neurônios distintos com um sendo responsável por detectar o aumento de força (FA+) e outro para detectar o decréscimo em força (FA-). Adaptado de [85].

O modelo de Izhikevich foi aplicado para diferentes propósitos: a) Reconhecimento de texturas artificiais [86]–[88]; Reconhecimento de texturas naturais [84]; Restauração de feedback tátil para usuários de próteses de mão [89], [90].

A abordagem neuromórfica que faz uso de modelos computacionais de neurônios ainda funciona como um método síncrono já que o processo de transformação de estímulos táteis em *spikes* se dá por meio de um ADC. Alguns artigos na literatura apresentaram uma abordagem distinta, mais focada em elementos de hardware e operando de forma analógica. Dahiya et al. [91] propuseram um dispositivo tátil projetado para emular especificamente os padrões espaço-

temporais das fibras SA-I. O sensor combina um transdutor e transistores no mesmo substrato de tal forma que tanto o processo de conversão de força em sinais elétricos quanto o processamento do sinal ocorrem no mesmo dispositivo. Essa característica garante ao POSFET (*Piezoelectric Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) a capacidade de emular o comportamento dos mecanorreceptores dentro de alguns limites. Avançando no conceito deste projeto, Caviglia *et al.* [92] construíram uma arquitetura em hardware que implementa um sistema tátil baseado em eventos utilizando o sensor tátil baseado em POSFET. Eles conectaram a saída do sensor com uma implementação analógica de um neurônio LIF. Com este design, é possível descartar a etapa de digitalização do sinal analógico, que constitui o gargalo dos sistemas táticos. A comunicação do dispositivo se dá por meio do protocolo AER (*Address Event Representation*) que é comum em dispositivos neuromórficos [93] e transmite o timing dos *spikes* de forma assíncrona.

Como discutido anteriormente nesta seção, a abordagem neuromórfica pode ser empregada para superar o compromisso entre resolução espacial e temporal na construção de sensores táticos de maior densidade. Assim, Lee *et al.* [94] desenvolveram um sistema tátil de alta densidade com alta resolução espacial e precisão temporal de milissegundos. A matriz era formada por um total de 4096 elementos sensitivos (taxels) arranjados em 64 linhas por 64 colunas, ocupando um espaço de 37 x 43.5 cm. O sistema não implementava diretamente um modelo computacional de neurônios individuais. Eventos (+1, -1) indicavam alterações na magnitude do sinal de força. Assim, a resposta do sistema tátil se assemelha ao comportamento das fibras FA-I que são sensitivas a estímulos transitentes.

A Tabela 2.1 apresenta um sumário dos diferentes trabalhos que desenvolveram sistemas táticos neuromórficos. Na literatura encontra-se uma variedade de abordagens para o desenvolvimento de sistemas táticos neuromórficos bem como aplicações distintas. Percebe-se que existem menos trabalhos que implementam a atividade dos mecanorreceptores diretamente em hardware, estando a preferência para abordagens que realizam o processo de conversão da resposta dos sensores em *spikes* via software. Além disso, os trabalhos apresentados focam em aspectos mais relacionados à percepção de informações táticas, com maior foco para a percepção de texturas. Analisando-se a Tabela 2.1, percebe-se que o trabalho desenvolvido nesta tese [95] encontra-se situado dentro de uma nova fronteira, que visa estabelecer uma conexão entre o

processamento de informações tátteis codificadas na forma de *spikes* em ações motoras concretas, podendo ser utilizado em dispositivos robóticos como as próteses mioelétricas.

Tabela 2.1: Implementação de sistemas tátteis neuromórficos

Autores	Princípio	Contribuição
Bologna et al. [78]	Modelo LIF	Codificação de SA-I Reconhecimento de caracteres em Braile
Caviglia et al. [92]	LIF analógico combinado com POSFET	Codificação analógica semelhante a SA-I Caracterização completa de um sistema tátil
Kim et. al. [96]	Modelo LIF	Codificação de SA-I, FA-I e PC Aplicado a restauração da sensação tática em usuários de próteses
Lee et. al. [97]	Modelo Izhikevich	Codificação de FA-I Reconhecimento de curvatura
Lee et. al. [98]	Modelo Izhikevich	Codificação inspirada por FA-I Discriminação de contato para detecção de marcha
Lee et. al. [99]	Conversão para eventos	Caracterização do sistema tático Alta densidade de sensores em configuração 64x64
Rasouli et. al. [85]	Modelo Izhikevich	Codificação de SA-I e FA-I Reconhecimento de texturas feitas por material 3D
Rongala et. al. [84]	Modelo Izhikevich	Codificação de SA-I Reconhecimento de texturas naturais
Salimi-Nezhad et al. [100]	Implementação digital do modelo de Izhikevich em FPGA	Codificação de SA-I e FA-I Solução baseada em hardware Caracterização completa do sistema tático artificial

Yi et al. [101]	Modelo LIF	Reprodução fiel da atividade de FA-I
Yi et al. [102]	Modelo Izhikevich	Codificação de FA-I Construção do sensor e prova de conceito
Nakagawa-Silva et al. [95]	Conversão para eventos	Codificação de FA-I Detecção e supressão do escorregamento de objetos durante manipulação para próteses de membro superior

2.3 Detecção de escorregamento durante manipulação de objetos

O problema de detecção de escorregamento é amplamente estudado na literatura por se configurar como um problema relevante na área de robótica. Como mencionado anteriormente, a manipulação de objetos não estruturados, isto é, de diferentes formas e tamanhos, demanda o projeto de um controlador mais robusto que seja capaz de se adequar às propriedades dos objetos. O escorregamento pode ser tratado como um problema de contato entre o objeto e os membros efetores do manipulador robótico tal como uma mão biônica. A Fig. 2.4 descreve uma forma de interpretar este problema. Um objeto de massa m é manipulado por dois dedos robóticos, com a zona de contato firmada nas paredes externas do objeto. Os dedos aplicam, cada um, uma força normal f_n que constitui a força de preensão. A gravidade g atua ao longo do eixo y e a força no objeto é dada por mg . Assim, a força f_n depende do coeficiente de atrito do objeto e a sua regulação equilibra o sistema [103], [104].

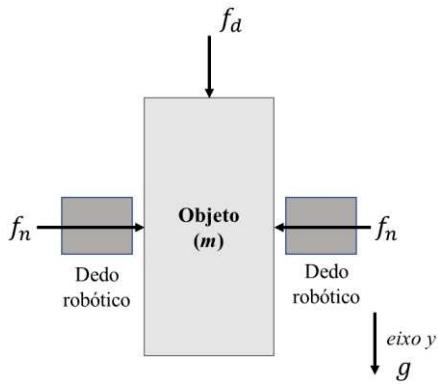


Figura 2.4: Manipulação de um objeto por dois dedos robóticos. Cada dedo aplica uma força normal f_n para segurar o objeto. Para evitar um escorregamento, a força f_n deve equilibrar o sistema, compensando a força dada pelo peso do objeto dado por mg e qualquer perturbação externa f_d que possa alterar o peso do objeto. Adaptado de [103].

Neste sentido, o escorregamento do objeto pode ocorrer em três situações: a) a força normal f_n é insuficiente, como nos instantes iniciais de aplicação de força quando as propriedades do objeto não são conhecidas ou ainda não foram corretamente estimadas; b) quando uma perturbação externa, tal como a força f_d , altera a força atuando sobre o objeto, exigindo que a força f_n precise se alterar para reestabelecer o equilíbrio; c) o coeficiente de atrito da superfície do objeto diminui, como quando objetos ficam molhados e mais escorregadios, fazendo com que f_n não seja suficiente para manter a estabilidade da garra [103].

Na literatura, diferentes métodos foram propostos para identificar o escorregamento de objetos manipulados por dispositivos robóticos, utilizando diferentes tipos de sensores. A detecção do escorregamento pode ser feita por sensores que: a) medem o deslocamento ou movimento de objetos [105], [106]; b) capturam microvibrações causadas pela quebra de contato entre o manipulador e o objeto [107]; c) medem quedas súbitas na força aplicada sobre o objeto, indicando perda de contato [39], [108] e d) medem variação térmica causada pelo deslocamento entre o objeto e o manipulador [109]. Nestas abordagens, sensores ópticos são geralmente empregados para detectar o movimento dos objetos, enquanto acelerômetros e sensores acústicos podem ser usados para microvibrações. Sensores piezoelétricos, piezoresistivos e capacitivos podem ser usados para capturar sinais de força. Já para variação

térmica, sensores que alteram sua resistência baseado na temperatura são utilizados.

Cada abordagem possui vantagens e desvantagens dependendo do seu princípio de detecção. A Tabela 2.2 sumariza alguns desses pontos [104]. Neste sentido, os métodos de detecção de escorregamento precisam levar em consideração os fatores limitantes da abordagem escolhida para extrair o melhor desempenho possível.

Tabela 2.2: Vantagens e desvantagens dos tipos de detecção de escorregamento [104]

Tipo de detecção	Vantagens	Desvantagens
Deslocamento	Precisão na medida de movimento Pode utilizar câmeras de alta resolução	Sistemas de leitura dos sensores são grandes e difíceis de serem acoplados Podem ser afetados pelas propriedades da superfície do objeto Não detectam o escorregamento antes que haja um deslocamento
Microvibrações	Detectam o escorregamento antes que haja um deslocamento Tempo de resposta mais rápido	Sensível a ruídos externos como vibração dos motores Seu efeito pode ser amortecido dependendo do material da pele que reveste o sensor
Força	Boa sensibilidade Além de detectarem o escorregamento, fornecem informações quanto a força aplicada e sua localização	Sensível a ruídos externos como vibrações mecânicas Não informam a magnitude do escorregamento
Fluxo térmico	Insensível a variações da superfície de contato do objeto Robusto a ruídos externos como ruídos mecânicos	Escorregamento e contato não podem ser separados Não detectam escorregamento antes que haja um deslocamento

Dada a importância para a presente tese, dois trabalhos serão detalhados a seguir para garantir uma melhor compreensão das metodologias utilizadas nestes trabalhos.

Romeo et al. (2018) [110] apresentaram um método de detecção de escorregamentos utilizando um array de sensores piezoresistivos. Ele se baseia na aplicação da transformada de wavelet estacionária (SWT) que decompõe o sinal de força em diferentes componentes contendo as sub-bandas de frequência do sinal. Assim, eles mostraram que os coeficientes de detalhe da última componente extraída do sinal capturam o conteúdo de alta frequência existente no sinal de força e, portanto, apresenta características que permitem detectar o escorregamento do objeto. Para encontrar o escorregamento nesta componente, foi feita a retificação do seu sinal e a obtenção do seu envelope. Deste sinal resultante, foi estipulado um limiar de amplitude. Os pontos acima do limiar indicam a ocorrência do escorregamento. O procedimento de detecção é apresentado na Fig. 2.5, identificando as etapas principais do trabalho (SWT, Retificação + Envoltória, Limiar e Operações Lógicas).

O sensor tátil utilizado era composto por quatro matrizes contendo quatro elementos piezoresistivos e cada um dos taxels foi amostrado a 380 Hz. O SWT foi aplicado de tal forma a decompor o sinal em 6 componentes. Para tanto, faz-se necessária uma janela de oito amostras, que é igual a um comprimento temporal de 21 ms. Assim, a cada 21 ms, o processamento é executado e decide se um escorregamento aconteceu ou não. Como o sensor é composto por quatro matrizes. Cada taxel é analisado individualmente até a aplicação do limiar. Depois, uma operação lógica E é aplicada para agrupar a resposta por matriz. Assim, o sinal de resposta da matriz só indicará escorregamento nos trechos em que todos os taxels pertencentes a ela também o indicarem. Finalmente, uma operação lógica OU é aplicada sobre a resposta das quatro matrizes. Desta forma, um escorregamento é detectado quando qualquer uma dessas quatro matrizes confirmarem o escorregamento em qualquer instante de tempo.

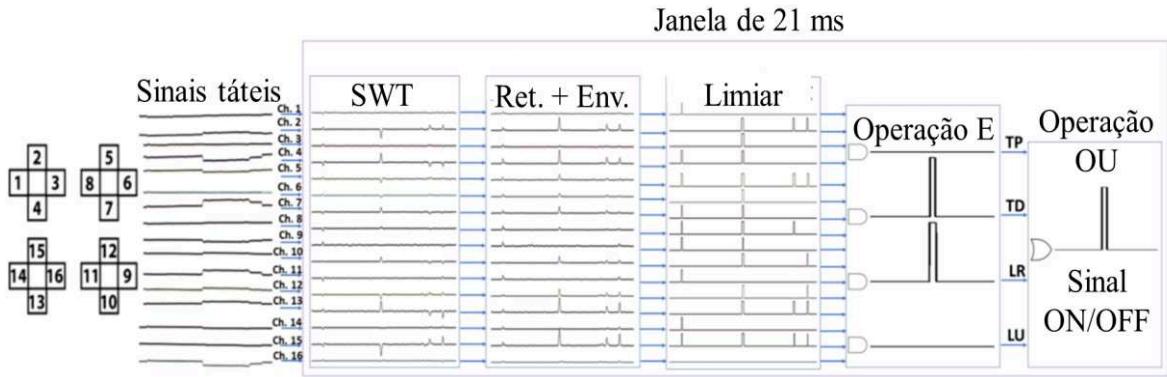


Figura 2.5: Detecção de escorregamento utilizando SWT. O sensor era composto por quatro matrizes contendo quatro elementos piezoresistivos. Primeiro, os sinais de força de cada taxel são analisados individualmente aplicando-se o SWT, retificando e extraíndo o envelope da última componente obtida. Após essa primeira etapa, é aplicado um limiar de detecção, indicando possíveis momentos de escorregamento. Cada matriz passa por uma operação E em que a matriz só garante um escorregamento caso todos os taxels pertencentes a ele também respondam. Finalmente, uma operação OU é aplicada sobre todas as matrizes, indicando que qualquer escorregimento capturado por alguma das matrizes indicará escorregamento.

Adaptado de [110].

O outro trabalho relevante foi publicado por Osborn et al. (2016) [39]. Este trabalho apresentou um método de auxílio ao controle da força de preensão para usuários de prótese. A partir da leitura de um sensor de força piezoresistivo, os autores mostraram como uma abordagem biomimética pode ser útil na interpretação de tais sinais. Assim, os autores mostraram que o sinal de força em si se parece com a atividade das fibras SA-I, enquanto a derivada do sinal de força se parece com a atividade das fibras FA-I. Assim, dois mecanismos distintos foram desenvolvidos. O primeiro fazia uso do sinal de força para controlar o grau de fechamento da prótese baseado nos comandos por sinais EMG. Caso os sinais EMG indicassem um maior fechamento da prótese e os sinais de força apresentassem uma amplitude maior, o ganho do sinal EMG era controlado para evitar o uso de força excessiva. Já o segundo mecanismo tratava da detecção de escorregamentos por meio da derivada do sinal de força.

Quando a derivada do sinal varia negativamente, ela indica uma queda na força que estaria ocorrendo por perda de contato, levando ao escorregimento do objeto. Assim, foi determinado um limiar $-\beta$ sobre o sinal da derivada que quando era ultrapassado, acionava o fechamento

da prótese por um intervalo de tempo $T = 45\text{ ms}$, que é próximo ao tempo de resposta registrado em estudos com seres humanos [111]. Para cada instância do tempo em que o escorregamento era detectado, o tempo total de fechamento era acrescido de T até que a força aplicada voltasse a equilibrar o sistema. A Fig. 2.6 sumariza o trabalho apresentado em [39].

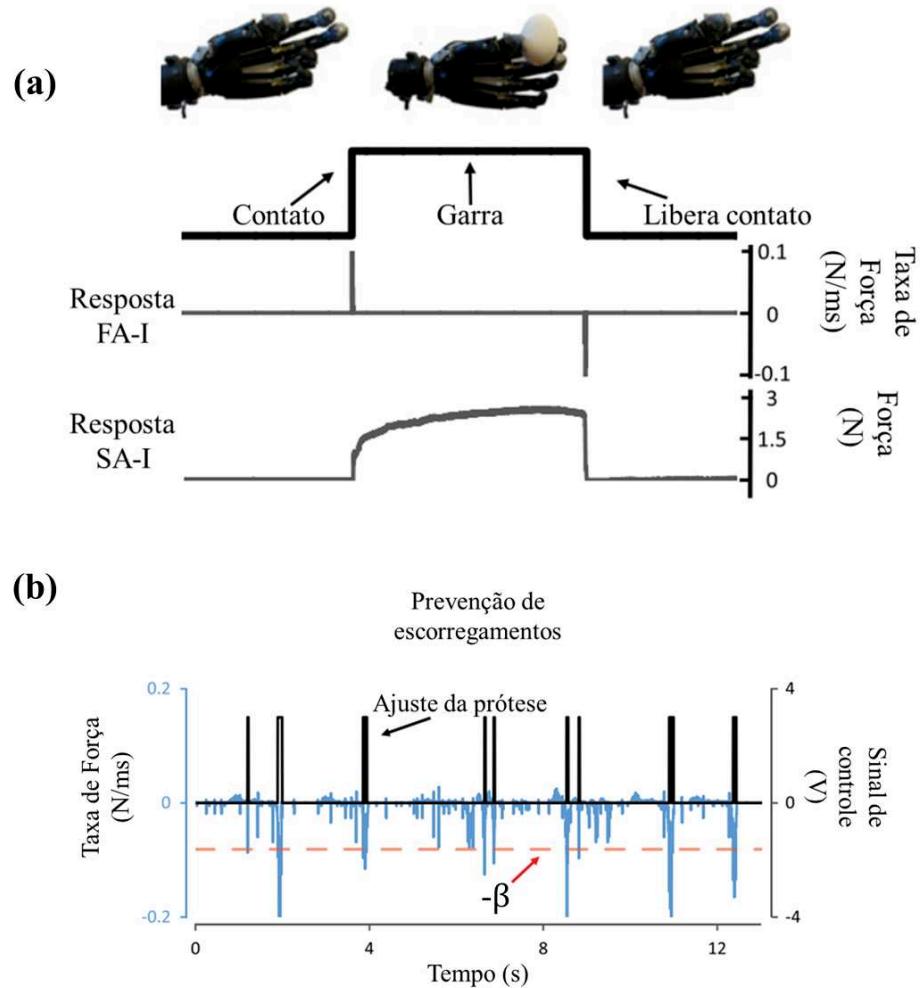


Figura 2.6: Abordagem neuromimética para processamento de sinais táteis. (a) O sinal de força pode ser interpretado como similar a atividade das fibras SA-I enquanto a sua derivada se assemelha a resposta das fibras FA-I. (b) Detecção de escorregamentos. O sinal em azul indica a derivada do sinal de força. Quando a componente negativa extrapola um limiar dado por $-\beta$, há uma indicação de perda de contato e escorregamento. O sinal em preto indica o sinal de controle para a prótese que fecha seus dedos por um tempo pré-determinado. Adaptado de [39].

Capítulo 3

3 Um método bioinspirado de detecção de escorregamentos combinado a um mecanismo reflexo de supressão para manipuladores robóticos

O conteúdo deste capítulo contempla os dois primeiros objetivos listados na Sessão 1.3. Apresentamos um método bioinspirado de detecção de escorregamento de objetos. O método codifica o movimento de objetos capturado por um sensor ótico em *spikes* que se assemelham a atividade das fibras FA-I. Além disso, os *spikes* são usados como sinal de feedback para um sistema de controle que atua como um mecanismo reflexo que interrompe o escorregamento dos objetos após a sua detecção. Este mecanismo controla a posição dos dedos da mão biônica, aumentando a força de preensão para garantir estabilidade durante a manipulação. Foram realizados dois experimentos distintos para demonstrar a eficácia do método de detecção e também de supressão de escorregamentos. Este capítulo se baseia em um artigo completo publicado em periódico internacional [95].

Citação: *A. Nakagawa-Silva, N. V. Thakor, J.J. Cabibihan, A. B. Soares: “A bioinspired slip detection and reflex-like suppression method for robotic manipulators”. IEEE Sensors Journal, 2019. DOI: 10.1109/JSEN.2019.2939506.*

3.1 Introdução

A mão humana é reconhecida por sua extensa destreza e habilidade manual. O senso tático está intimamente ligado a tal destreza em que milhares de mecanorreceptores localizado na pele são utilizados para codificar informações relacionadas ao contato com a pele que são essenciais à manipulação correta de objetos e ferramentas. Esses receptores especializados codificam a rugosidade, atrito, dureza e a forma espacial (bordas e relevo) das superfícies em contato [112]. Tais informações são essenciais ao planejamento de movimentos e o controle da força aplicada

pela mão [113]. Westling e Johansson [6] demonstraram que, em humanos, a força de preensão é ajustada dependendo do atrito da superfície, sendo que texturas mais escorregadias provocam maiores forças. Além disso, os autores também mostraram que a força aplicada é levemente superior a mínima necessária para prevenir o escorregamento do objeto. O ajuste da força de preensão ocorre entre 60-80 ms após o início do escorregamento [25], [26]. Apesar da importância da sensação tática, manipuladores robóticos e próteses de mão ainda não foram totalmente equipados com capacidades táticas, especialmente aqueles utilizando sensores de alta densidade ou sensores de adaptação rápida que podem promover uma melhoria nas habilidades manuais de tais dispositivos.

A pesquisa em membros artificiais vem aumentando ao longo das últimas décadas [2]. Uma variedade de sensores táticos podem ser encontrados na literatura com aplicações que envolvem a prevenção do uso excessivo de força [39], reconhecimento de texturas [85] e restauração do feedback tático a pessoas amputadas [114]. A utilização de sensores táticos apresenta boas perspectivas para a melhoria da manipulação de objetos de diferentes tamanhos e formas. Um dos elementos principais à estabilidade de objetos enquanto são segurados por manipuladores robóticos é a detecção de escorregamentos ocasionados por um desbalanço na força de preensão ou por perturbações inesperadas [115].

O escorregamento é caracterizado como um evento rápido e transitório causado pela quebra do contato entre o membro efetor e o objeto em sua posse. Nesses casos, é necessário ajustar a força de preensão para recuperar a estabilidade da garra de forma apropriada. Diferentes tipos de sensores e métodos foram propostos para criar uma sensação artificial de escorregamento [104], [116], [117]. Quando sensores de força são utilizados, uma queda brusca no sinal de força serve como indicativo de escorregamento, que é detectado após o cruzamento de um limiar ou um aumento na concentração de componentes de alta frequência extraídas das vibrações capturadas por esses sensores [108], [110], [118]. Por outro lado, sensores ópticos possuem a capacidade de rastrear com precisão o movimento de objetos [105], [119]. Esses sensores possuem a vantagem de apresentar uma saída contínua ao longo de todo o curso do movimento do objeto enquanto ele escorrega, ao contrário do sinal mais abrupto e discreto gerado por meio da derivativa do sinal de força. Uma saída contínua pode ser mais bem explorada por um sistema de controle que age para prevenir o escorregamento completo de

objetos. No entanto, sensores óticos são limitados pela sua sensibilidade a reflectância da superfície dos objetos [119].

Em humanos, movimentos de objetos e escorregamento são capturados pela atividade de corpúsculos de Meissner e células de Merkel. Os primeiros também são *receptores* de adaptação rápida (FA-I), sensíveis a estímulos transientes e transmitem informações relativas a movimento sobre a pele, vibrações e texturas delicadas. Já os últimos são *receptores* de adaptação lenta (SA-I) e transmitem informações associadas a estímulos estáticos, como a força aplicada sobre a pele e estiramentos da pele. O comportamento desses mecanorreceptores tem inspirado novas estratégias biomiméticas na sensação tátil artificial [120].

Romano e colaboradores [121] incorporaram um esquema de controle que dividia o processo de manipulação um objeto em seis estados discretos (fechar a garra, aplicar força, levantar, segurar, deslocar, liberar força e abrir a garra) [27]. Eles utilizaram sinais capturados por um sensor de força localizando nas pontas dos dedos de uma garra artificial para gerar informações táteis que imitavam a atividade das fibras FA-I e SA-I e, a partir delas, mudar entre os estados. Este artigo mostrou que era possível implementar um modelo guiado por eventos táteis para manipular objetos, sugerindo a sua utilidade em manipuladores robóticos. Su e colaboradores [122] utilizaram um sensor tático biomimético para estimar força e detectar escorregamentos. O método de detecção de escorregamentos consistia na detecção de alterações na amplitude do sinal de força causadas por oscilações de alta frequência que ultrapassavam um limiar. Uma desvantagem desse método é que ele pode ser afetado por vibrações propagadas até o objeto que podem ser geradas pelos motores ou perturbações externas que não estão necessariamente relacionadas com o escorregamento do objeto. Osborn et al. [39] utilizaram uma estratégia neuromimética para melhorar o controle da preensão de objetos por usuários de próteses de mão, buscando inspirações nas informações codificadas pelas fibras FA-I e SA-I. Os autores utilizaram um sinal de força medida por um sensor tático piezoresistivo para prevenir força em excesso para detectar escorregamentos. A derivada do sinal de força foi utilizada para destacar os aspectos transientes do sinal. O escorregamento era detectado quando a derivada ultrapassava um limiar. Em resposta ao escorregamento, a prótese recebia um comando para fechar os dedos da prótese e prevenia o escorregamento completo do objeto. No entanto, o método não era sensível a magnitude do escorregamento, gerando a mesma resposta

independente do quanto o objeto havia escorregado.

Este trabalho avança a abordagem bioinspirada em sensação tátil e apresenta um método de detecção de escorregamento que é combinado com um sistema de controle em malha fechada que suprime o escorregamento de objetos em mãos biônicas. O sistema proposto atua como um reflexo de baixo nível que aumenta a força de preensão em resposta ao escorregamento detectado. Três contribuições principais são apresentadas: A) Uma abordagem bioinspirada e baseada em eventos para detecção de escorregamento que produz uma resposta similar ao comportamento das fibras FA-I durante o movimento de objetos, gerando *spikes* durante o escorregamento; B) um método óptico que melhora a detecção em superfícies menos reflexivas; e C) uma validação experimental da lei de controle *Monotonic Proportional-Integral* (MPI) [103] para supressão efetiva do escorregamento. O método de detecção produz eventos discretos baseado na saída analógica de um sensor de escorregamento enquanto o movimento entre um objeto e o sensor é percebido [123]. Movimento é capturado por um sensor devido a anisotropias da superfície e textura do objeto que promovem uma alteração na direção e na quantidade de luz que é refletida pela superfície do objeto. Tais alterações são observadas como flutuações na amplitude do sinal. Esta abordagem faz o método invariante a amplitude absoluta do sensor, automaticamente segmentando o sinal entre a presença ou ausência de escorregamento e rejeita flutuações causadas por ruídos eletrônicos ou mecânicos. Neste sentido, o método proposto implementa uma nova abordagem neuromórfica para sensação tátil artificial.

A maioria dos trabalhos publicados no campo de tato neuromórfico concentraram em converter sinais de força em *spikes* para aplicações como reconhecimento de texturas [84], [85] e detecção de marcha [98]. Neste artigo, o foco se dá em codificar movimento de objetos ocasionados por um escorregamento. Em um artigo publicado previamente foi encontrado uma queda na sensibilidade no método de detecção frente a objetos transparentes [106]. Para superar tais limitações, o método de limiar dinâmico adaptativo (DATH) foi proposto para melhorar a detecção de escorregamento em superfícies menos reflexivas. Quando o primeiro evento (*spike*) é capturado, o limiar diminui por uma breve janela de tempo, aumentando a sensibilidade da detecção. O controlador MPI foi modificado para uma versão baseada em eventos que recebe o número de eventos como entrada. Validação experimental da sua viabilidade é providenciada

por uma análise da sua performance em situações de escorregamento dinâmico causados por um aumento súbito ou gradual no peso de um objeto, demonstrando sua efetividade para tal propósito.

3.2 Metodologia

3.2.1 Projeto de hardware e sistema de aquisição de dados

Neste estudo, três elementos principais foram empregados: um sensor de escorregamento, constituído por um sensor ótico (OPR 5005 - TT Electronics, UK) e seu driver, um sistema de aquisição de dados e um sistema de controle em tempo real operado via software. O OPR-5005 é um sensor ótico que combina um LED infravermelho e um fototransistor no mesmo encapsulamento. Este sensor foi escolhido pela sua simplicidade e o seu tamanho reduzido que torna fácil a sua montagem junto a qualquer manipulador robótico. A saída característica do sensor foi encontrada por meio de coletas piloto com diferentes superfícies tirando a sua média. O sinal analógico foi lido por um sistema de aquisição de dados (Conversor AD de 8 bits) equipado com um microcontrolador Atmel AVR de 8-bits que também foi utilizado para obter dados de um sensor inercial (MPU6050, InvenSense, USA) e de um sensor de fluxo (YF-S201). As amostram foram digitalizadas a 333 Hz e enviadas pelo PC via USB. Um software customizado foi desenvolvido em Python 3.6.5 para gravar os dados e também para executar o método de detecção e supressão de escorregamento em tempo real. A Fig. 3.1 apresenta uma visão geral do aparato experimental utilizado neste trabalho.

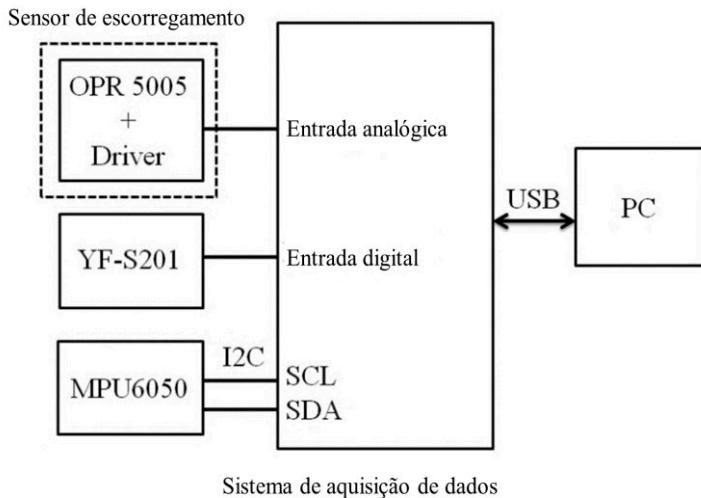


Figura 3.1: Diagrama de blocos do setup de hardware. O sensor de escorregamento é composto por um sensor ótico (OPR-5005) e o seu driver. O sistema de aquisição de dados coleta os dados do sensor de escorregamento e outros dois sensores durante o experimento. Uma entrada digital é utilizada para ler o sensor de fluxo de água YF-S201. O protocolo I2C é usado para comunicar com o MPU6050. Os dados são transferidos em tempo real via USB. O software implementa tanto o método de detecção de escorregamento e o controlador MPI.

3.2.2 Mão biônica

Neste trabalho, uma unidade de controle (Infinite Biomedical Technologies, Baltimore, USA) foi utilizada para controlar a mão biônica i-Limb (Touch Bionics, UK). Um framework foi desenvolvido para controlar a posição de cada dedo individualmente. O sensor de escorregamento foi posicionado sobre o dedo médio colocado dentro de um invólucro customizado e projetado de acordo com as dimensões dos dedos da i-Limb. A i-Limb é controlada por um temporizador que permite ajustar a posição de cada um dos dedos de forma individual. As possíveis posições são determinadas por valores inteiros entre 0 e 500, sendo que o primeiro indica os dedos totalmente abertos e o segundo os dedos totalmente fechados. Dois sensores táteis adicionais foram adicionados aos dedos indicador e polegar. Esses sensores foram utilizados para monitorar a força de contato inicial entre os dedos da prótese e os objetos. Os dedos foram fechados até que uma força de 0.8 N fosse atingida. A Fig. 3.2 apresenta os sensores táteis montados nos dedos indicador e polegar enquanto o sensor de escorregamento foi montado no dedo médio.



Figura 3.2: Posicionamento dos sensores nos dedos da i-Limb utilizando materiais 3D. A) Sensores tátteis no dedo indicador e no polegar para monitorar o contato inicial. O sensor de escorregamento foi colocado no dedo médio (marcado em vermelho). B) Visão detalhada do sensor de escorregamento colocado dentro da capa protetora.

3.2.3 Framework para detecção e supressão de escorregamentos

O método proposto faz uso de *spikes* gerados de acordo com o sinal de saída do sensor de escorregamento. O sinal bruto foi primeiramente filtrado e passado para um módulo *bioinspirado* de detecção de escorregamento que acumula a diferença entre amostras consecutivas. Quando o valor acumulado cruza um limiar, um *spike* é gerado. O número de *spikes* é utilizado como sinal de feedback para o controlador MPI que ajusta a força de preensão da i-Limb, como demonstrado na Fig. 3.3.

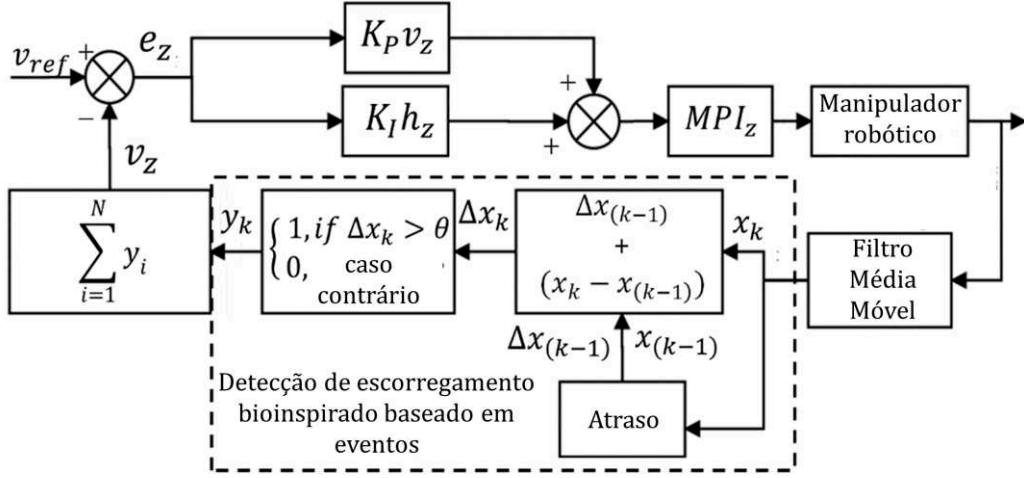


Figura 3.3: O framework proposto combina um método bioinspirado de detecção de escorregamento com uma malha de controle MPI para prevenir o escorregamento completo dos objetos. O sinal analógico é primeiramente filtrado, cada amostra x_k é utilizada para gerar *spikes*. O número de *spikes* v_z em uma dada janela de tempo constitui o sinal de feedback para o controlador. O sinal de erro e_z é dado pela diferença absoluta entre v_{ref} e v_z . O controle MPI manipula a posição dos dedos da i-Limb e responde ao escorregamento com um aumento da posição dos dedos e, portanto, da força de preensão.

3.2.4 Detecção de escorregamentos com uma abordagem bioinspirada e baseada em eventos

O sinal de saída do sensor de escorregamento é passado primeiro por um filtro passa baixa (10 Hz) durante uma etapa de pré-processamento. O primeiro passo no procedimento de detecção consiste em acumular a diferença instantânea entre amostras consecutivas no tempo, como mostrado na Eq. 3.1. No estágio inicial de integração, $\Delta x_0 = 0$ e $x_0 = 0$.

$$\Delta x_k = \Delta x_{(k-1)} + (x_k - x_{(k-1)}), \quad k \geq 1 \quad (3.1)$$

onde x_k é a amostra filtrada atual do sensor de escorregamento, $x_{(k-1)}$ é a amostra filtrada anterior e Δx_k é o valor acumulado atual.

O valor absoluto de Δx_k é comparado com um limiar θ . Quando Δx_k cruza o limiar θ , um evento ou *spike* é gerado ($y_k = 1$) é gerado, como mostra a Eq. 3.2. Depois de um evento ser gerado, o valor de Δx_k é reiniciado e um novo processo de integração é iniciado. O procedimento de detecção de escorregamento é descrito na Eq. 3.2.

$$y_k = \begin{cases} 1, & \text{se } |\Delta x_k| > \theta \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (3.2)$$

onde y_k é a saída do método de detecção e θ é o limiar que determina a condição para um evento ser gerado.

Neste trabalho, o limiar de detecção foi configurado como $\theta = 0.008$. O valor de θ foi escolhido com base na saída do sensor e na resolução do conversor AD (valor de um bit LSB = 0.004 V). Após a diferença entre amostras consecutivas foi medida e comparada com o nível de ruído basal do circuito, o limiar foi configurado como duas vezes o valor de um LSB. Esse valor de θ configurou uma boa sensibilidade para capturar eventos de escorregamento, evitando falsos positivos.

A saída do método de detecção (y_k) é então filtrado, contando o número de eventos que são disparados dentro de janelas, sem sobreposição, de 50 ms ($N = 16$ amostras) (Eq. 3.3). Assim, os eventos são suavizados, tornando-se mais informativos do movimento do objeto ao longo do tempo, já que o número de *spikes* pode ser mais bem relacionado com o escorregamento. Finalmente, os eventos são filtrados e passados como um sinal de velocidade (v_z) para servir como entrada do controlador MPI.

$$v_z = \sum_{i=1}^N y_{i,N} \quad (N \leq 16) \quad (3.3)$$

3.2.5 Limiar dinâmico adaptativo (DATH) para melhor detecção

Sensores óticos são, em geral, sensíveis as propriedades de reflectância das superfícies colocadas em seu campo de visão. Assim, objetos transparentes ou escuros produzem um baixo nível de reflexão, enquanto objetos brancos produzem o maior nível. A partir de experimentos de caracterização, foi observado que superfícies diferentes modulam a amplitude do sensor de acordo com o seu movimento. Superfícies menos reflexivas produzem respostas menores que objetos que possuem alguma rugosidade. Apesar disso, o sensor ainda produziu uma resposta suficiente para detectar movimento. Entretanto, por conta dessas diferenças, o limiar fixo (θ) utilizando no modelo inicial para detectar eventos não é sempre o mais apropriado, destacando

a necessidade de haver um método dinâmico. Neste sentido, a estratégia DATH é ativada quando um primeiro evento é detectado. Após este evento, um novo limiar é configurado baseado na diferença instantânea entre a amostra atual e a última amostra gerada pelo sensor de escorregamento (Eq. 3.4).

$$\theta_{DATH} = |x_k - x_{(k-1)}| \quad (3.4)$$

onde x_k e $x_{(k-1)}$ se referem a amostra atual e a última amostra filtrada, respectivamente. DATH amplifica o número de eventos detectados ao diminuir o limiar para níveis mais próximos a oscilação inerente do sensor por conta das propriedades da superfície, que ficam implícitas na Eq. 3.4. Com este método, superfícies menos reflexivas devem apresentar um limiar dinâmico menor que superfícies mais reflexivas. Além disso, o aumento na sensibilidade é temporário e dura por 50 ms, que é um tempo apropriado para suprimir o escorregamento. Após este período, o limiar é reiniciado com $\theta = 0.008$ até um novo evento ser detectado.

3.2.6 Controlador MPI

O controlador MPI proposto por [103] foi modificado para ser compatível com a aplicação deste estudo. Desta forma, o controlador MPI determina a posição dos dedos da i-Limb. Quando um escorregamento ocorre, o valor de saída do controlador aumenta, indicando que os dedos devem fechar mais, aumentando o contato e, consequentemente, a força de preensão. Assim, o objetivo do sistema de controle é regular a força de preensão aplicada pelos dedos para levar o número de eventos de escorregamento para zero. O controlador gera uma saída a cada 50 ms quando um novo número de eventos (v_z) é gerado.

Um controlador PI é dado pela Eq. 3.5:

$$PI_z = K_P e_z + K_I \sum e_z \quad (3.5)$$

onde K_P é o ganho proporcional, K_I é o ganho integral e e_z é o sinal de erro dado por $e_z = v_{ref} - v_z$. Já que $v_{ref} = 0$, e o objetivo é reduzir o número de eventos de escorregamento para zero, então $e_z = v_z$. Não obstante, já que a supressão do escorregamento requer um aumento na força de preensão, o valor absoluto de v_z deve ser usado ($e_z = v_z$). Portanto, o controle PI pode ser expresso por:

$$PI_z = P_0 + K_P v_z + K_I h_z \quad (3.6)$$

onde P_0 é a posição inicial dos dedos e h_z , dado pela Eq. 3.7., representa a soma acumulada de todos os eventos capturados ao longo do tempo.

$$h_z = \sum_{i=1}^z v_i \quad (3.7)$$

Aplicando o controle PI, a transição entre uma ação predominantemente proporcional para uma integral pode fazer com que a saída do controlador diminua. Nesses casos, a força de preensão diminuiria, o que poderia levar a novos eventos de escorregamento. Portanto, o MPI determina que a saída do controlador deve crescer monotonicamente com cada evento de escorregamento detectado para garantir estabilidade na pegada do objeto. O controle MPI é dado pela Eq. 3.8, que mostra que a saída atual do controlador é igual ao valor máximo entre o valor presente dado pelo controle PI e o último valor gerado pelo controle MPI.

$$MPI_z = argmax(PI_z, MPI_{z-1}) \quad (3.8)$$

Neste trabalho, as constantes de controle foram configuradas como $K_P = K_I = 5$. O controle MPI é reiniciado se o sinal v_z se mantiver igual a zero por dez janelas consecutivas. Nesses casos, P_0 é configurado como a posição inicial do dedo médio e h_z é configurado como zero. Finalmente, a saída MPI_z é passado a uma função de saturação (função linear em trecho) (Eq. 3.9) que estabelece os limites do controlador, garantindo que a saída esteja dentro das possíveis posições dos dedos (0: dedo totalmente aberto, 500: dedo totalmente fechado).

$$MPI_z = sat(MPI_z) \quad (3.9)$$

3.2.7 Aparato experimental

Dois experimentos diferentes foram conduzidos para avaliar a efetividade do método proposto. Primeiro, a resposta do sensor de escorregamento a movimentos foi caracterizada e o desempenho do método de detecção foi avaliado. O setup experimental consistia em um braço robótico – UR10 (Universal Robots, Dinamarca) com o sensor de escorregamento colocado no membro efetor e uma plataforma vertical impressa com material 3D na qual foi fixada uma superfície de teste. A superfície de teste era composta por uma parte branca (1 cm de comprimento, máxima reflectância) e uma parte preta (3 cm de comprimento, mínima reflectância) (Fig. 3.4A). A plataforma vertical foi colocada a uma distância de 3 mm que é a mesma distância existente entre o sensor colocado dentro da capa protetora do dedo e os objetos manipulados, como mostrado na Fig. 3.1. O UR10 iniciou o movimento na porção superior da área de teste e deslocou 5 cm ao longo do eixo z em linha reta, a uma velocidade constante de 1 mm/s (Fig. 3.4B). O procedimento de escaneamento gerou um movimento entre o sensor e a superfície de teste, alterando os padrões de luz refletida detectada pelo sensor de escorregamento. Essas alterações causaram uma resposta do sensor que foram utilizadas para caracterizá-lo, em termos de sensibilidade e resolução espacial, e para verificar se eventos relacionados ao deslocamento puderam ser gerados.

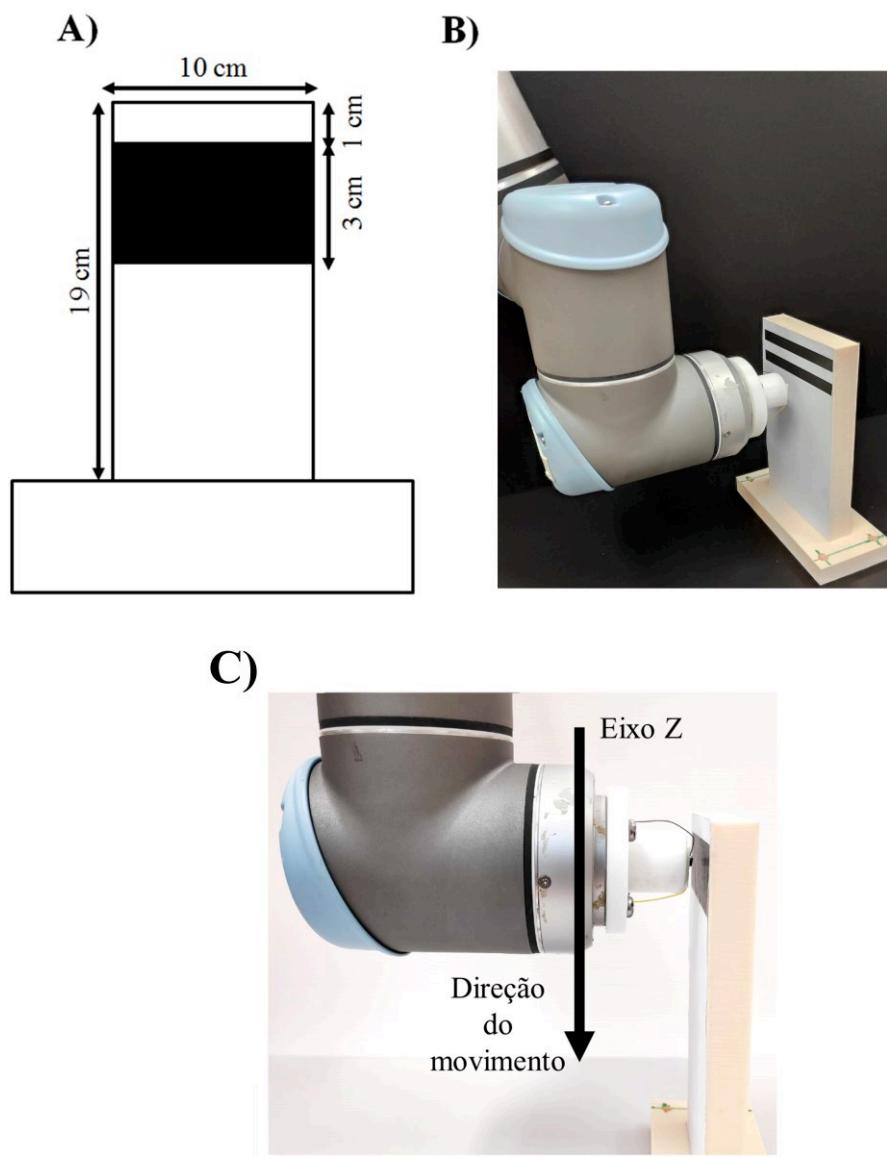


Figura 3.4: O setup experimental utilizado para caracterizar a saída do sensor e avaliar o desempenho do método de escorregamento. A) Uma plataforma impressa com material 3D foi utilizada para fixar uma superfície de teste composta por trechos em branco e máximo com mínima e máxima reflectância, respectivamente. B) Panorama geral do aparato experimental utilizado para caracterização da resposta do sensor de escorregamento. C) O sensor de escorregamento foi acoplado ao efetor final do braço robótico UR-10 a uma distância de 3 mm da plataforma de apoio. Durante o experimento, o UR-10 se moveu por 5 cm ao longo do eixo z com uma velocidade constante de 1 mm/s. O movimento relativo entre o braço robótico e a plataforma vertical induziu alterações na resposta do sensor que foram caracterizadas e convertidas em eventos pelo método de detecção de escorregamento baseado em eventos.

Dois experimentos foram realizados para demonstrar como o método de detecção de escorregamento combinado como o controlador MPI pode impedir o escorregamento completo de objetos. Três garrafas padronizadas (16 cm de altura x 2 cm de diâmetro, 40 g) foram utilizadas para esse experimento (Fig. 3.5A). As garrafas foram escolhidas para testar diferentes níveis de reflectância, mantendo a mesma estrutura física do objeto. A primeira garrafa era lisa e transparente (TR), a segunda era lisa e escura (DK) e a última tinha uma textura rugosa azul (TX). Em ambas as tarefas, o peso do objeto foi alterado dinamicamente, de forma súbita ou gradual, gerando escorregamento dos objetos.

No setup experimental, a mão prostética i-Limb foi anexada ao braço robótico UR10 e utilizada para as tarefas de manipulação. A i-Limb agarrou as garrafas com mínimo contato utilizando uma pegada de três dedos com o sensor de escorregamento no dedo médio. O primeiro experimento consistiu em derrubar um peso de 10 g dentro da garrafa de uma altura de 2 cm acima da sua abertura, promovendo um escorregamento súbito e rápido (Fig. 5B). O segundo experimento consistiu em derramar 500 ml de água dentro das garrafas a uma taxa constante de 1 L/min (Fig. 5C). Um escorregimento era iniciado dependendo do peso da garrafa e da força de preensão aplicada. O primeiro experimento serviu para avaliar o comportamento do controlador a perturbações em degrau enquanto o último serviu para avaliar sua resposta a perturbações graduais. Em cada experimento, um total de dez repetições foram feitas para cada garrafa. Um IMU foi colocado na lateral das garrafas para medir o tempo de resposta do controlador, isto é, o tempo discorrido entre o início do movimento causado pelo escorregamento e a primeira mudança na posição dos dedos dado pela saída do controlador. O número de vezes que o escorregamento foi corretamente suprimido também foi medido. Então, a média do tempo de resposta e do tempo total necessário para impedir o escorregamento foram calculados.

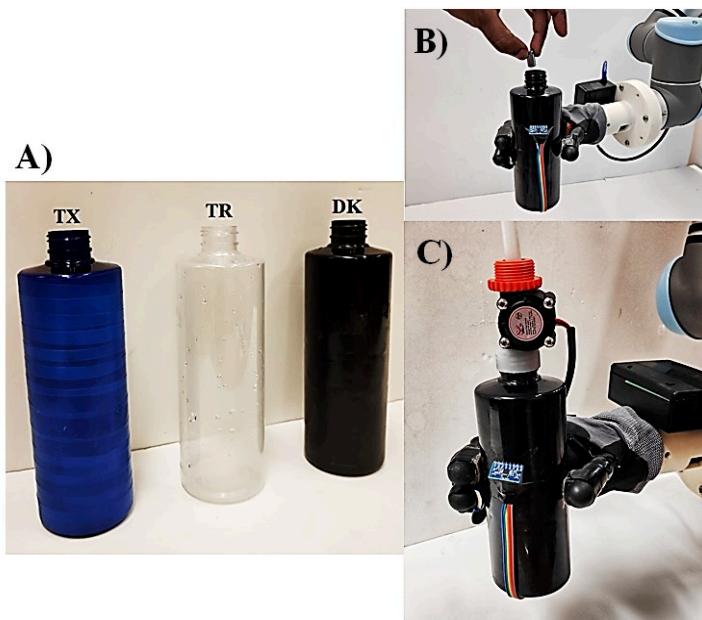


Figura 3.5: O aparato experimental usado para medir o desempenho do método de detecção e supressão de escorregamentos. A mão i-Limb foi montada no UR10. As garrafas eram seguradas com a quantidade mínima de força para evitar escorregamento e o contato era definido prioritariamente pelos dedos polegar, indicador e dedo médio da prótese. O sensor de escorregamento foi colocado no dedo médio, um IMU foi colocado na garrafa para determinar o início do escorregamento. A) Três garrafas (TX, TR e DK) foram usadas nos experimentos. B) No primeiro experimento, um objeto padrão com massa de 10 g foi derrubado de forma súbita dentro da garrafa, gerando um escorregamento rápido. C) No segundo experimento, o peso da garrafa foi alterado gradualmente ao derramar 500 ml de água utilizando uma bomba de fluxo constante (um L/min). O aumento no peso promoveu escorregamentos distintos da garrafa ao longo do tempo.

O tempo de resposta foi medido encontrando o início do escorregamento pelo sinal do acelerômetro. Primeiramente, para cada repetição, o eixo do acelerômetro que produziu uma resposta de maior magnitude durante o escorregamento foi selecionado. O sinal do acelerômetro foi então retificado e foi aplicado um filtro passa-baixa de 30 Hz. A seguir, um procedimento de detecção baseado em limiar duplo foi empregado para determinar o início do escorregamento. No primeiro passo, o valor do limiar é determinado baseado na média e desvio do padrão do sinal nos primeiros 200 ms de cada repetição. Durante esta etapa inicial, a garrafa encontrava-se estável e não havia escorregamentos. As amostras que excediam esse limiar foram

consideradas como possíveis indícios de escorregamento. No segundo passo, as amostras que ocorreram fora da faixa de tempo onde o escorregamento foi promovido foram descartadas. Finalmente, apenas a primeira amostra que obedecia a ambas as regras foi considerada como o momento de início do escorregamento (*onset*).

O tempo de resposta foi medido como a diferença temporal entre o aumento na posição dos dedos, dado pelo controlador MPI, e o *onset* do escorregamento. O tempo total de controle foi medido como a diferença temporal entre o primeiro e último incremento na posição dos dedos. Nos experimentos com água, dois escorregamentos distintos foram observados na maioria das repetições. Todos os escorregamentos foram analisados individualmente, como se pertencessem a repetições separadas e foram usadas para medir o tempo médio de resposta e o tempo médio de controle para os experimentos.

3.2.8 Avaliação de desempenho e comparação com a literatura

Para avaliar o desempenho do método de detecção e supressão de escorregamentos, uma comparação com outros dois métodos apresentados na literatura foi conduzida: i) Osborn et al. [39] – um método biomimético para detectar e prevenir o escorregamento de objetos em próteses de mão; ii) Romeo et al. [110] – um método baseado na transformada de wavelet estacionária para detecção rápida de escorregimentos. Para manter compatibilidade com os trabalhos e fazer uma comparação justa de desempenho, os sensores táteis 4x4 (16 taxels) mostrados na Fig. 3.2 foram usados para monitorar a força e o escorregamento para ambos os métodos.

O método proposto por Osborn et al. [39] foi implementado da seguinte forma: i) o hardware foi ajustado para operar na mesma taxa de amostragem (260 Hz); ii) a derivada do sinal de força para todos os taxels foi calculada; iii) quando algum dos taxels detectava escorregimento (uma rápida alteração na derivada do sinal de força acima de um limiar – veja a referência [39] para maiores detalhes) o sistema de controle da i-Limb era acionado para fechar os dedos durante 45 ms; iv) para cada amostra acima do limiar, o tempo total de fechamento era aumentado em 45 ms até que o escorregimento fosse interrompido. O tempo de reação foi medido como a diferença de tempo entre o *onset* dado pelo sinal do acelerômetro

e a primeira resposta do método. O tempo total de controle foi considerado como o tempo total de fechamento determinado pelo algoritmo. Este método será citado como Detecção de Escorregamento Neuromimético (NMSD).

O método de detecção de escorregamento proposto por Romeo et al. [110] foi implementado da seguinte forma: i) a taxa de amostragem foi ajustada para 380 Hz (a mesma descrita em [110]); ii) foi aplicada a transformada de wavelet estacionária (SWT) sobre o sinal de força de cada taxel para detectar eventos rápidos e transitórios relacionados ao escorregamento – janela deslizante de 21 ms (8 amostras) foi utilizada para decompor o sinal de força em três níveis; iii) o escorregamento foi encontrado quando um limiar estabelecido no terceiro nível da decomposição era ultrapassado, aguardando 21 ms para confirmação (veja [110] para mais detalhes); iv) cada taxel foi analisado individualmente e o sinal ON-OFF final foi gerado aplicando uma lógica OU sobre todos os taxels. O tempo de reação foi medido como o tempo passado entre o *onset* dado pelo sinal de acelerômetro e o começo do sinal ON-OFF. O método será citado como Detecção de Escorregamento SWT (SWT-SD).

3.3 Resultados

O primeiro experimento foi projetado para investigar o desempenho do método de detecção de escorregamento, utilizando tanto o limiar fixo quanto o método DATH. As Figs. 3.6A e 3.7A apresentam a saída do sensor de escorregamento enquanto a superfície de teste era escaneada. As Figs. 3.6B-D e 3.7B-D apresentam detalhes do sinal obtido enquanto a porção branca da superfície era escaneada (definhada pelas linhas tracejadas verticais em 3.6A e 3.7A).

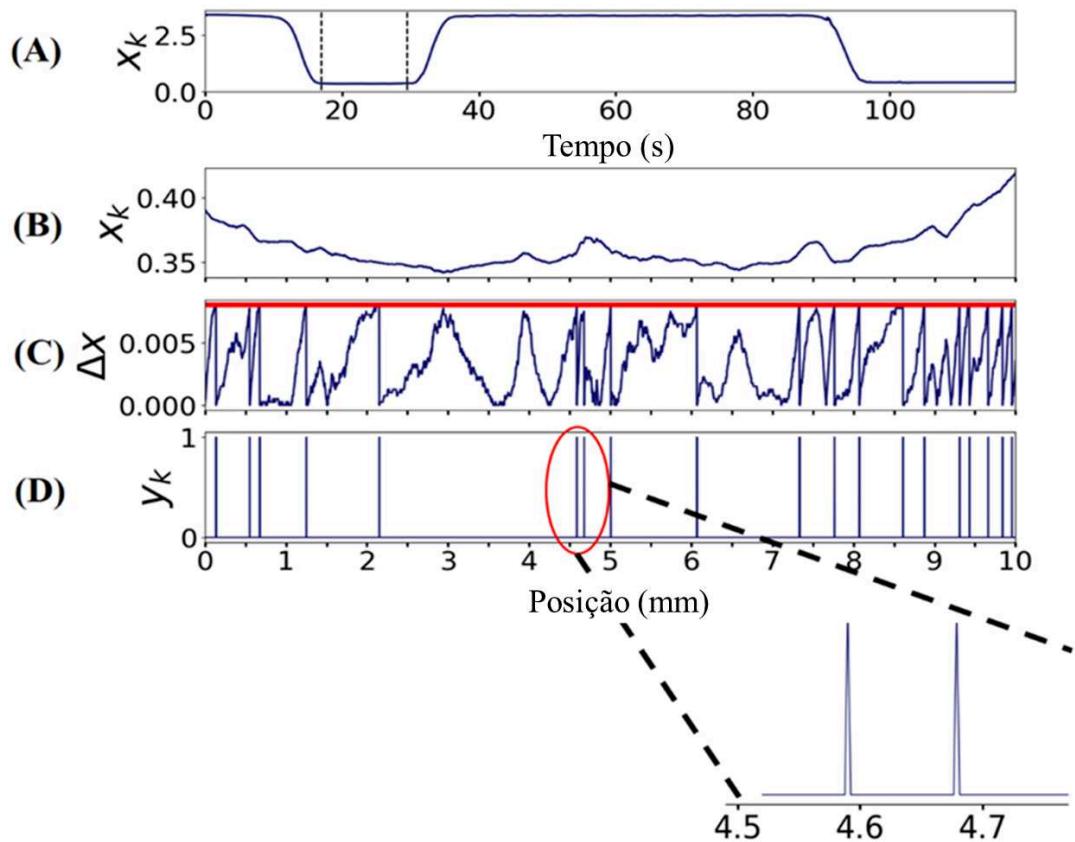


Figura 3.6: Experimento de caracterização: escaneamento da porção branca da superfície de teste utilizando o limiar fixo para detecção do escorregamento. A) Sinal filtrado do sensor de escorregamento durante o experimento completo. Amplitudes baixas indicam escaneamento sobre as porções brancas; amplitudes maiores indicam escaneamento da porção escura. B) Visão detalhada da saída filtrada do sensor de escorregimento durante o escaneamento da porção branca. C) Processo de geração dos *spikes*. A forma de onda de Δx é mostrada em azul e o limiar θ é mostrado em vermelho. D) *Spikes* gerados de acordo com as Eq. 3.1 e Eq. 3.2. A região circulada em vermelho é mostrada em detalhes. A distância mínima observada entre dois *spikes* consecutivos foi igual a 0,09 mm.

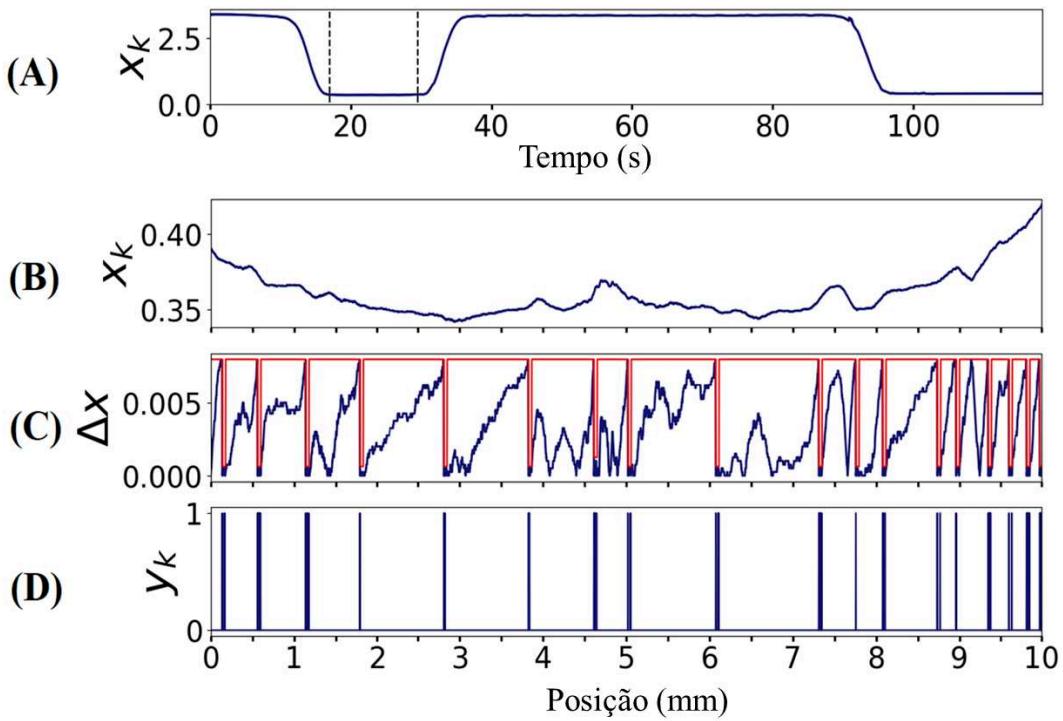


Figura 3.7: Experimento de caracterização: escaneamento da porção branca da superfície de teste utilizando o método DATH para detecção do escorregamento. A) Sinal filtrado do sensor de escorregamento durante o experimento completo. Amplitudes baixas indicam escaneamento sobre as porções brancas; amplitudes maiores indicam escaneamento da porção escura. B) Visão detalhada da saída filtrada do sensor de escorregimento durante o escaneamento da porção branca. C) Processo de geração dos *spikes*. A forma de onda de Δx é mostrada em azul e o limiar θ é mostrado em vermelho. D) *Spikes* gerados de acordo com as Eq. 3.1 e Eq. 3.2.

Dada a alta reflectância da superfície branca, a saída do sensor de escorregimento oscilou em torno de uma amplitude baixa (300 a 500 mV) (Figs. 3.6B e 3.7B). As oscilações foram promovidas pelo movimento relativo do sensor em relação a superfície, com mudanças no padrão de reflexão geradas por imperfeições da superfície. Essas oscilações foram captadas pelo método de detecção de escorregamento. O processo de geração dos *spikes* era constituído pelo acúmulo da diferença entre amostras consecutivas e, após o limiar ser ultrapassado (Figs. 3.6C e 3.7C), um spike era disparado. Como apresentado, o limiar fixo para detecção do escorregamento (Fig. 3.6D) produziu um número menor de *spikes* que o DATH (Fig. 3.7D). DATH reduziu o limiar θ temporariamente, o que promoveu um maior número de *spikes* após o primeiro disparo (Fig. 3.7C). Entretanto, para ambos os casos, os *spikes* foram gerados com

um intervalo mínimo de 0.09 mm.

As Figs. 3.8A e 3.9A apresentam a saída do sensor de escorregamento enquanto a superfície de teste era escaneada. As Figs. 3.8B-D e 3.9B-D apresentam detalhes associados a saída do sensor durante o experimento (definido pelas linhas tracejadas verticais em 3.8A e 3.9B). Dada a sua baixa reflectância, o nível de tensão da saída oscilou entre 3.32 e 3.35 V durante o movimento (Figs. 3.8B e Fig. 3.9B). Apesar da baixa reflectância, vários *spikes* foram gerados e capturados pelo método de detecção (Figs. 3.8C-D e 3.9C-D). Esses resultados demonstraram que é possível associar deslocamento associado ao escorregamento a mudanças na saída do sensor, disparando eventos (*spikes*) que imitam a atividade das fibras FA-I.

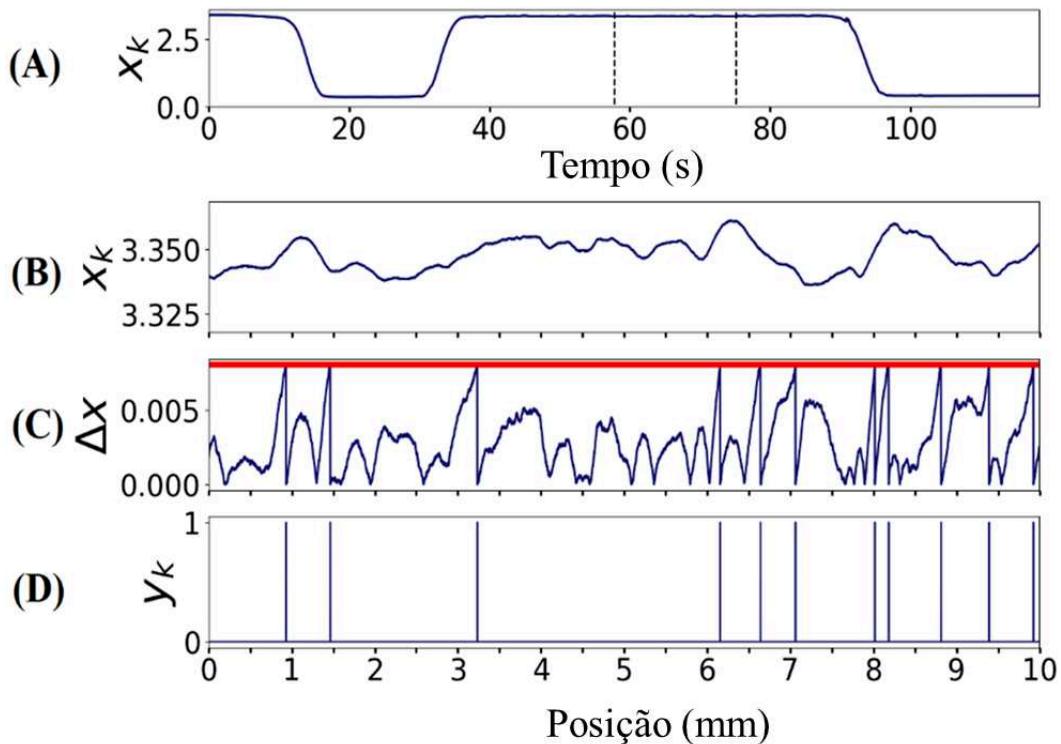


Figura 3.8: Experimento de caracterização: escaneamento da porção escura da superfície de teste utilizando um limiar fixo para detecção de escorregamento. A) Saída filtrada do sensor de escorregamento durante o experimento completo. B) Visão detalhada da saída filtrada do sensor de escorregamento durante o escaneamento da porção escura. C) Processo de geração dos *spikes*. A forma de onda de $\Delta\hat{x}$ é mostrada em azul e o limiar θ é mostrado em vermelho. D) *Spikes* gerados de acordo com as Eq. 3.1 e Eq. 3.2.

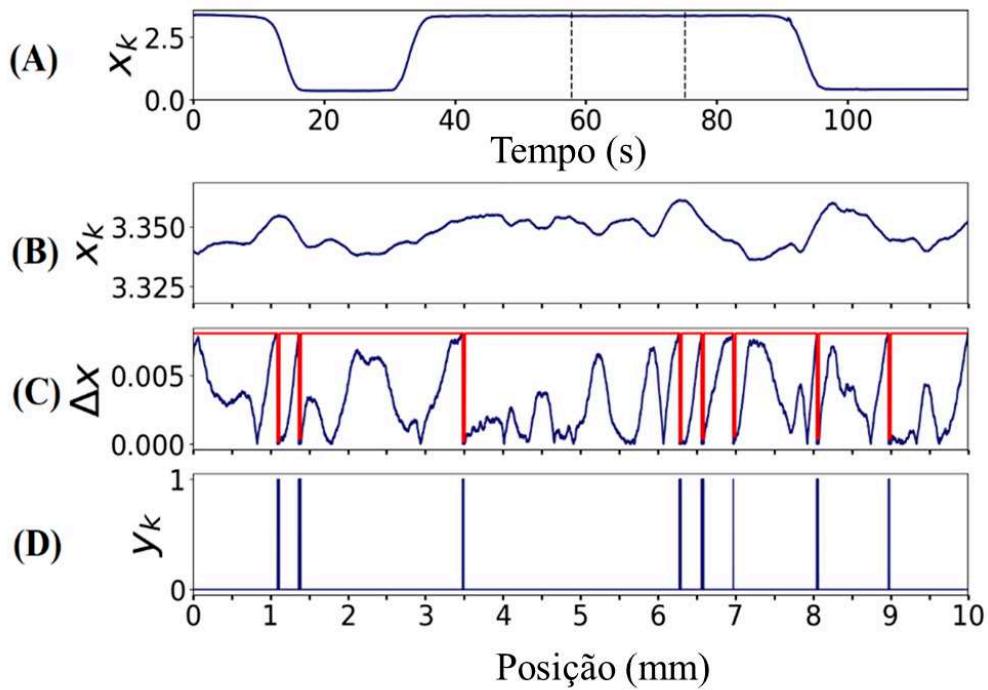


Figura 3.9: Experimento de caracterização: escaneamento da porção escura da superfície de teste utilizando o método DATH para detecção de escorregamento. A) Saída filtrada do sensor de escorregamento durante o experimento completo. B) Visão detalhada da saída filtrada do sensor de escorregimento durante o escaneamento da porção escura. C) Processo de geração dos *spikes*. A forma de onda de $\Delta \hat{x}$ é mostrada em azul e o limiar θ é mostrado em vermelho. D) *Spikes* gerados de acordo com as Eq. 3.1 e Eq. 3.2.

Os experimentos com a superfície de teste demonstraram que o UR10 foi capaz de se movimentar mantendo uma distância constante entre o sensor e a superfície. As mudanças na amplitude causadas pelo escaneamento das porções brancas (Figs. 3.6B e 3.7B) ou escuras (Figs. 3.8B e 3.9B) da superfície de teste foram pequenas e não exibiram nenhuma tendência consistente que pudesse indicar alterações na distância entre o sensor e a superfície ou de iluminação do ambiente. Além disso, os *spikes* gerados foram baseados nas alterações relativas da amplitude, o que é interessante para a detecção de movimento em superfícies com diferentes propriedades de reflexão.

As Figs. 3.10, 3.11 e 3.12 ilustram um dos resultados obtidos no experimento em que um objeto com massa de 10 g foi derrubado subitamente dentro das garrafas TR, DK e TX. Neste experimento, o escorregamento foi caracterizado como um evento rápido e transitório,

verificado pela alteração abrupta no sinal do acelerômetro. Enquanto o objeto escorregava, *spikes* foram gerados de acordo com a saída do sensor e passados para o controlador MPI.

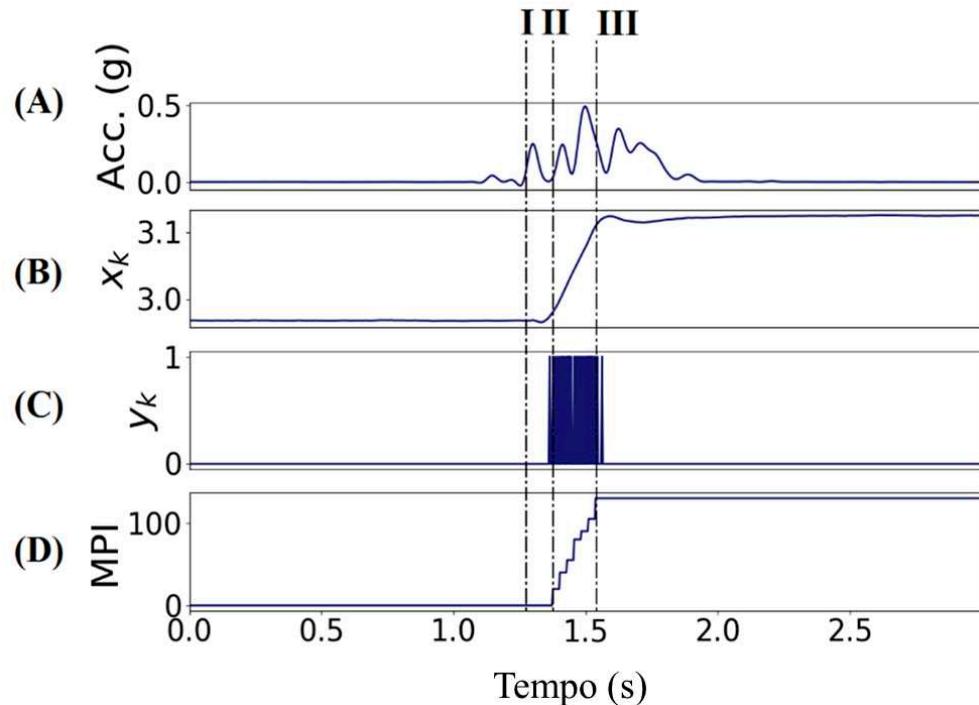


Figura 3.10: Resultados do método de supressão de escorregamento para a perturbação em degrau causada pelo peso de 10 g na garrafa DK utilizando DATH. A) Sinal do acelerômetro (eixo Y). B) Sinal filtrado do sensor de escorregimento. C) *Spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa após o peso de 10 g ser derrubado dentro da garrafa. D) Saída do controlador MPI. O tempo de resposta foi medido como o *onset* do escorregamento pelo sinal do acelerômetro (I) até a primeira resposta do controlador (II). O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador (III) e o seu início (II).

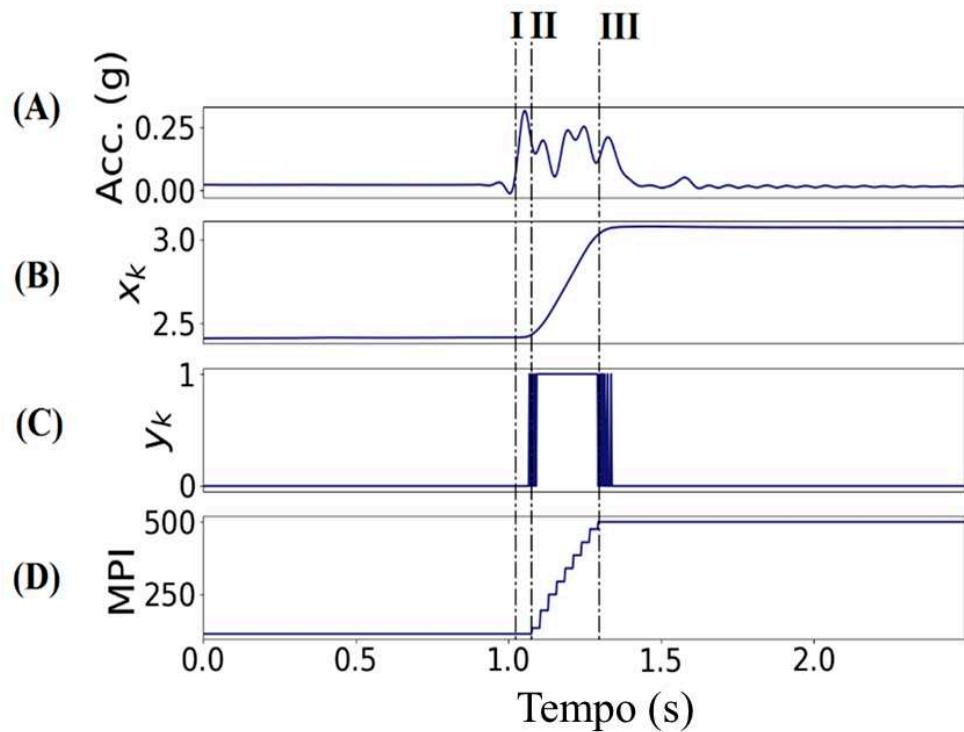


Figura 3.11: Resultados do método de supressão de escorregamento para a perturbação em degrau causada pelo peso de 10 g na garrafa TR utilizando DATH. A) Sinal do acelerômetro (eixo Y). B) Sinal filtrado do sensor de escorregimento. C) *Spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa após o peso de 10 g ser derrubado dentro da garrafa. D) Saída do controlador MPI. O tempo de resposta foi medido como o *onset* do escorregamento pelo sinal do acelerômetro (I) até a primeira resposta do controlador (II). O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador (III) e o seu início (II).

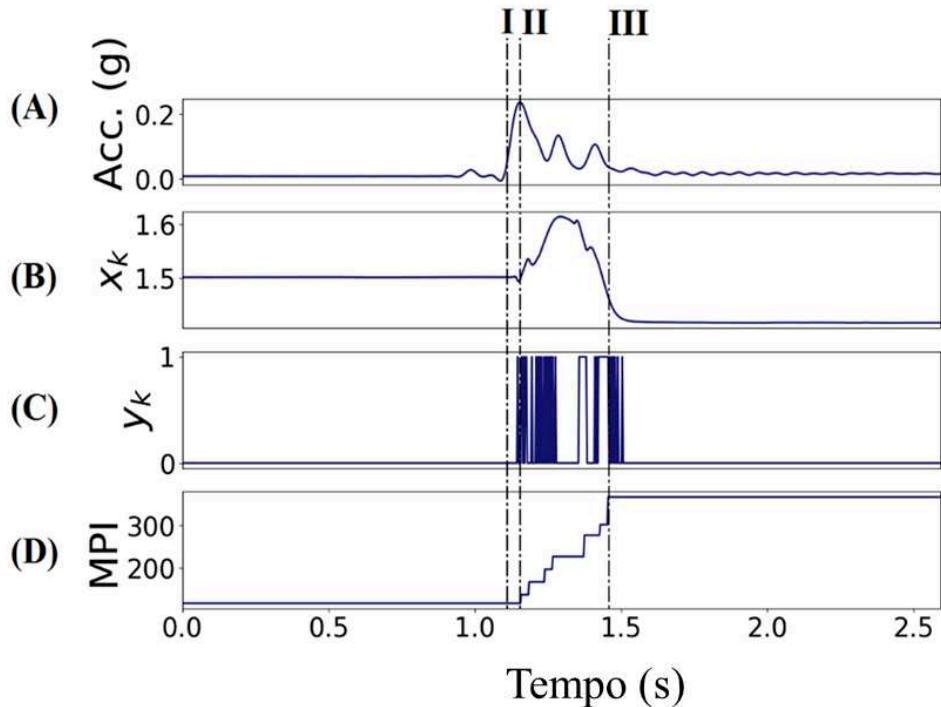


Figura 3.12: Resultados do método de supressão de escorregamento para a perturbação em degrau causada pelo peso de 10 g na garrafa TX utilizando DATH. A) Sinal do acelerômetro (eixo Y). B) Sinal filtrado do sensor de escorregimento. C) *Spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa após o peso de 10 g ser derrubado dentro da garrafa. D) Saída do controlador MPI. O tempo de resposta foi medido como o *onset* do escorregamento pelo sinal do acelerômetro (I) até a primeira resposta do controlador (II). O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador (III) e o seu início (II).

Figs. 3.13 e 3.14 apresentam os resultados individuais obtidos ao empregar o limiar fixo, o método DATH e os métodos NMSD e SWT-SD para todas as três garrafas. DATH melhorou tanto a detecção quanto a supressão de escorregamentos quando comparado com a utilização de um limiar fixo. O tempo de resposta diminuiu para as garrafas TR, DK e TX (DATH: 50 ± 6.48 ms, 88.2 ± 24 ms and 31.3 ± 4.16 ms, respectivamente; limiar fixo: 55 ± 9.16 ms, 93.75 ± 66 ms and 45 ± 4.24 ms, respectivamente). O limiar fixo apresentou um baixo desempenho na prevenção do escorregamento (menos de 50% de tentativas bem-sucedidas). Entretanto, ao aplicar DATH, o número de repetições bem-sucedidas aumentou para 80% em média, o que está associado ao menor tempo de controle que simboliza a supressão do escorregamento. Note que para a garrafa texturizada (TX), DATH apresentou os melhores resultados em que o

escorregamento completo foi impedido em 90% das repetições, com o menor tempo de controle (DATH: 274.4 ± 22.51 ms).

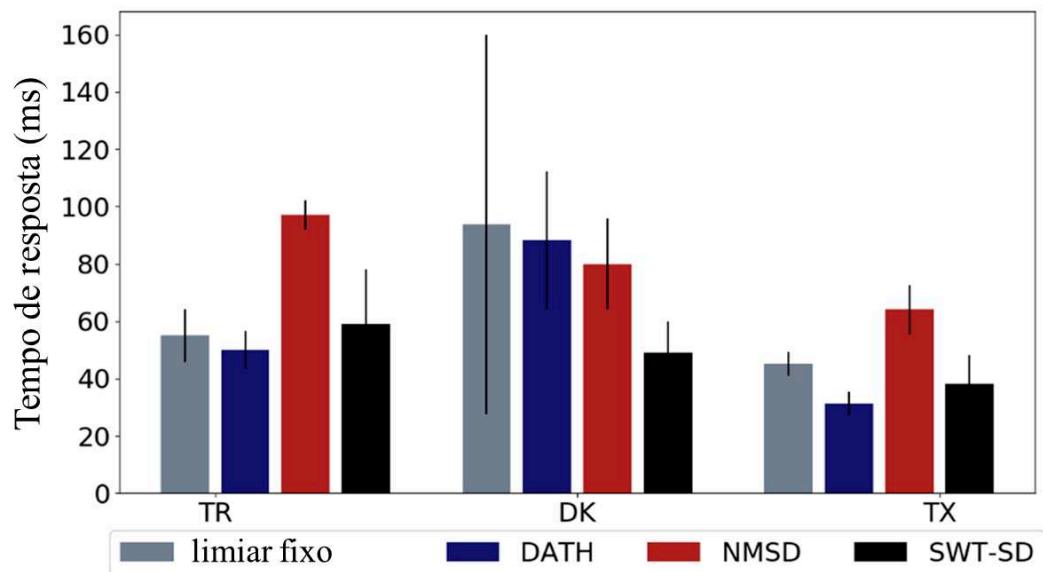


Figura 3.13: Tempo de resposta medido para o escorregamento causado pelo peso de 10 g derrubado subitamente dentro das garrafas. As barras verticais denotam o desvio padrão para 10 repetições.

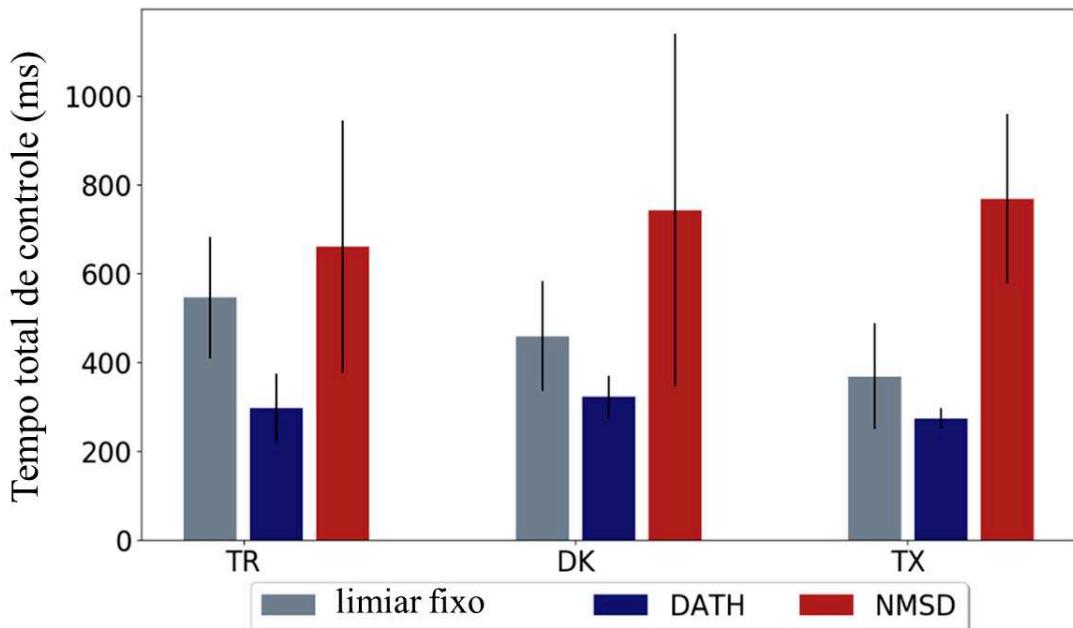


Figura 3.14: Tempo total de controle medido para o escorregamento causado pelo peso de 10 g derrubado subitamente dentro das garrafas. As barras verticais denotam o desvio padrão para 10 repetições.

Em comparação com os métodos SWT-SD e NMSD, DATH apresentou um desempenho melhor para a maioria dos casos, apresentando um tempo de reação mais rápido para as garrafas TR e TX. Para a garrafa escura (DK), SWT-SD apresentou a resposta mais rápida. Porém, foi possível verificar que o tempo médio de reação para DATH, assim como SWT-SD e NMSD, para todas as garrafas, foi similar a reação em humanos, cerca de 80 ms [25], [26].

Em termos do tempo total de controle, que indica o tempo necessário para suprimir o escorregamento por completo, DATH teve um desempenho consistentemente melhor que o método NMSD e que o uso de um limiar fixo. O tempo total de controle com NMSD foi, em média, mais que o dobro daquele obtido por DATH [(TR: DATH = 298.5 ± 77.41 ms, NMSD = 661 ± 283 ms), (DK: DATH = 322.5 ± 48.15 ms, NMSD = 743 ± 396.5 ms) and (TX: DATH = 273 ± 22.51 ms, NMSD = 769 ± 191 ms)].

O segundo experimento consistiu em derramar gradualmente 500 mL de água dentro de cada garrafa, alterando seu peso ao longo do tempo. A Fig. 3.15 mostra uma repetição para a garrafa DK e as Figs. 3.16 e 3.17 apresentam os resultados gerais de tempo de resposta e tempo de controle, respectivamente.

A Fig. 3.15 mostra que, enquanto a água era derramada, o primeiro escorregamento aconteceu por volta de 200 ml e o segundo ocorreu após a garrafa ser preenchida com 400 ml de água. Esse escorregamento subsequente demonstrou que o controlador MPI foi capaz de suprimir escorregamentos aplicando uma força condizente com o escorregamento detectado, previnindo a aplicação de forças excessivas e desnecessárias. Assim, à medida que o peso aumentava, outros escorregimentos aconteceram e precisaram ser interrompidos pelo controlador.

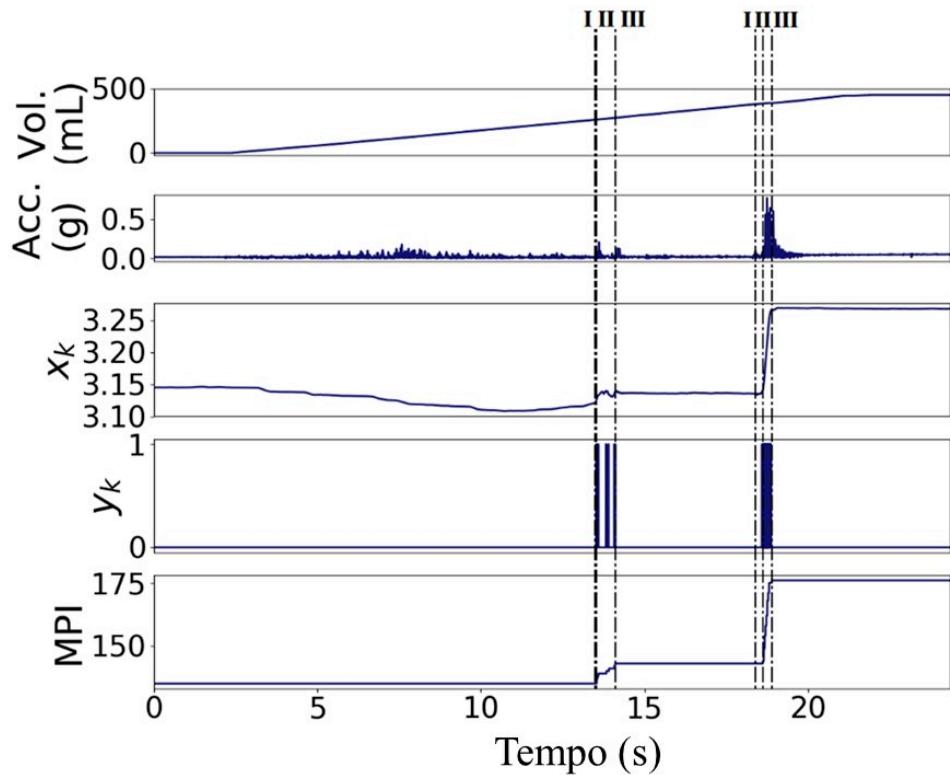


Figura 3.15: Resultados obtidos pelo método de supressão utilizando DATH enquanto 500 ml de água eram derramados dentro da garrafa DK. A) Volume de água estimado a partir da saída do sensor de fluxo de água. B) Sinal do acelerômetro. C) Sinal filtrado do sensor de escorregamento. D) *Spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa. E) Saída do controlador MPI. O tempo de resposta foi medido como o *onset* do escorregamento pelo sinal do acelerômetro (I) até a primeira resposta do controlador (II). O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador (III) e o seu início (II). O aumento gradual no peso da garrafa induziu dois escorregamentos distintos com o segundo sendo mais destacado devido a maior carga.

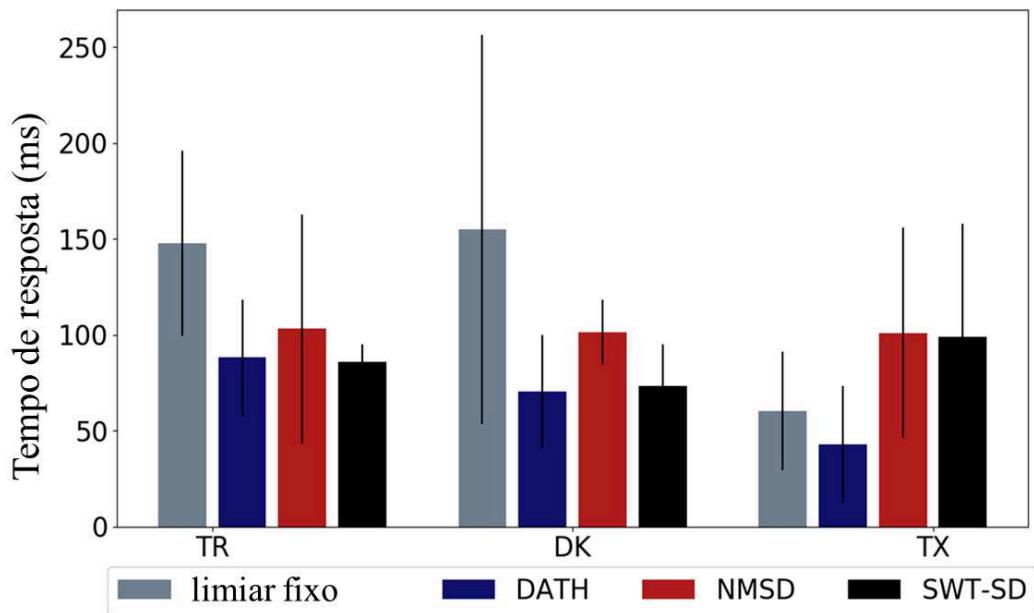


Figura 3.16: Tempo de resposta ao escorregamento induzido pelo derramamento de 500 ml de água dentro das garrafas. Barras verticais indicam o desvio padrão para 10 repetições.

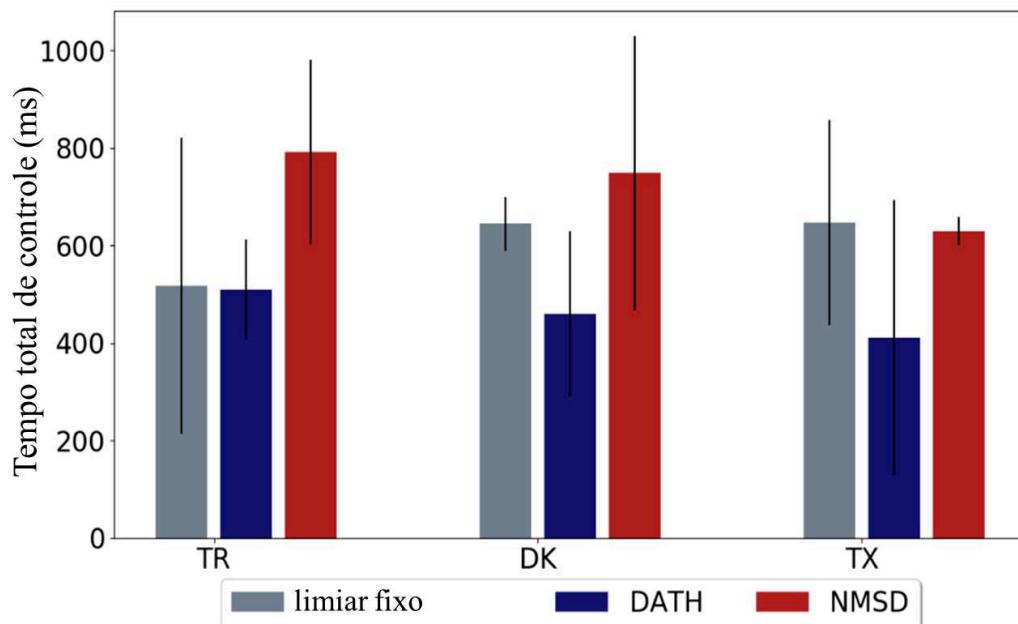


Figura 3.17: Tempo de controle para o escorregamento induzido pelo derramamento de 500 ml de água dentro das garrafas. Barras verticais indicam o desvio padrão para 10 repetições.

Nestes experimentos, o escorregamento foi caracterizado por uma componente mais lenta devido ao aumento gradual do peso do objeto. Houve um aumento no tempo de reação para

todos os métodos (Fig. 3.16) quando comparado aos experimentos anteriores. Entretanto, a tendência geral dos outros resultados persistiu. Para a garrafa TR, DATH e SWT-SD obtiveram melhor tempo de resposta quando comparado com o uso de um limiar fixo e com NMSD (DATH: 88 ± 30 ms, SWT-SD: 86 ± 9 ms, NMSD: 103 ± 59 ms, limiar fixo: 147.75 ± 48.45 ms). Para a garrafa DK, DATH e SWT-SD apresentaram uma resposta similar e ambos foram novamente mais rápidos que NMSD e limiar fixo (DATH: 70 ± 29.4 ms, SWT-SD: 73 ± 22 ms, NMSD: 100 ± 17 ms, limiar fixo: 155 ± 101.52 ms). DATH apresentou o melhor tempo de resposta para a garrafa TX (43 ± 30.34 ms, limiar fixo: 60 ± 30.9 ms).

Considerando o tempo de controle necessário para suprimir o escorregamento das garrafas (Fig. 3.17), DATH foi novamente consistentemente melhor que NMSD e limiar fixo [(TR: DATH = 509 ± 102 ms, NMSD = 792 ± 192 ms, Limiar fixo = 509 ± 102.45 ms), (DK: DATH = 460 ± 168 ms, NMSD = 749 ± 281 ms, Limiar fixo = 460 ± 168.47 ms) and (TX: DATH = 411 ± 282 ms, NMSD = 630 ± 29 ms, Limiar fixo = 411.66 ± 282.68 ms)]. Além disso, DATH evitou o escorregamento completo da garrafa em todas as repetições.

3.4 Discussão

Nesta fase do trabalho, uma abordagem *bioinspirada* para a detecção e supressão de escorregamentos foi apresentada. A saída do sensor ótico foi convertida em *spikes* que representavam a atividade das fibras FA-I. A resposta do sensor de escorregimento foi caracterizada utilizando uma superfície de teste que continham porções de mínima (branca) e máxima (escura) reflectância. O movimento linear do UR10, sem alterações na distância entre o sensor e a superfície de teste, promoveu oscilações na saída do sensor. Essas oscilações podem ser atribuídas às características da superfície e foram capturadas pelo método *bioinspirado* de detecção de escorregamento. Os resultados mostraram que os *spikes* foram gerados apenas durante o movimento relativo do braço robótico e que *spikes* foram gerados para deslocamentos de até 0.09 mm. Os resultados também providenciaram validação experimental do controlador MPI que foi capaz de interromper escorregimentos com sucesso em dois experimentos distintos. Em um trabalho anterior, foi encontrado que o método de escorregamento baseado em eventos era sensível à reflectância da superfície do objeto [106]. Aqui, o framework foi estendido com

a adição do método DATH, demonstrando ser possível superar tais limitações impostas por superfícies mais desafiadoras. DATH detectou e suprimiu corretamente o escorregamento de três garrafas com superfícies distintas (TR, DK e TX) que são representativas de diferentes tipos de objetos. Nesse caso, DATH pode ser utilizado como um método mais geral para detecção de escorregamentos, capaz de produzir uma resposta robusta sob diferentes condições.

A abordagem bioinspirada seguiu os princípios de sistemas sensoriais neuromórficos. Essa estratégia se mostrou benéfica já que ela foi capaz de filtrar ruídos, evitando possíveis falsos positivos e, ao mesmo tempo, torna o método invariante à amplitude basal do sensor, que é modulado pelo padrão de reflectância do objeto. Os *spikes* foram gerados apenas na presença de movimento causado pelo escorregamento, gerando uma atividade discreta e esparsa parecida com o comportamento das fibras FA-I [25]. O sistema tático em humanos é definitivamente mais complexo e os sinais provenientes de outros receptores como SA-I e FA-II também estão relacionados no processo biológico de detecção de escorregamentos. Apesar desta abordagem ser promissora, encontra-se além do escopo desse artigo o objetivo de replicar a atividade de todos os mecanorreceptores e suas respectivas funções. Além disso, como as fibras SA-I também codificam forças estáticas, essas células produzem *spikes* enquanto os objetos são segurados, mesmo na ausência de movimento [120]. Tal característica não é compatível com o controlador MPI proposto neste trabalho uma vez que ele responde apenas a *spikes* associados a movimento de objetos. Consequentemente, a abordagem biomimética que faz uso das fibras SA-I necessaria discriminar entre *spikes* que são relacionados a força de preensão e os que indicam escorregamento. Enquanto essa tarefa não é impossível, ela envolve passos adicionais que aumentariam a complexidade do método. Além disso, *spikes* não relacionados ao movimento fariam o controlador atuar, levando ao fechamento dos dedos da prótese, o que pode ser uma ação desnecessária e indesejável. Finalmente, o controlador age de tal forma a suprimir o escorregamento, isto é, reduzir o número de *spikes* para zero. Assim, o comportamento das fibras FA-I é mais interessante e encontra-se mais diretamente associado ao objetivo deste trabalho.

O método de detecção de escorregamento é baseado na captura de alterações na quantidade de luz refletida pelos objetos de acordo com as propriedades da sua superfície e suas imperfeições. Outros trabalhos focaram em capturar a deformação de uma camada macia

durante o contato com os objetos [124]–[126]. Essa abordagem é interessante no que tange sensores táteis baseados em princípios óticos, já que eles não são afetados pela reflectância dos objetos e da iluminação externa, sendo capazes de coletar informações quanto à textura da superfície em alto nível de resolução. Porém, esses sistemas ainda são grandes e volumosos por conta das câmeras e sistemas de lentes. Assim, os membros efetores precisam ser customizados de acordo com o tamanho das partes eletrônicas [104]. Portanto, incorporar tais sensores diretamente aos dedos das próteses já existentes não é uma tarefa simples [116]. Neste artigo, foi demonstrado o benefício de se utilizar a abordagem ótica para detectar o escorregamento de objetos utilizando um sensor pequeno o suficiente para ser montado nos dedos de qualquer prótese. Investigar a detecção de escorregamento com sensores embutidos dentro de peles artificiais feitas de materiais macios com menos elementos sensitivos (taxels) é uma possível direção futura deste trabalho, preservando seus aspectos *bioinspirados* e evoluindo o design do sensor ao mesmo tempo [127].

Os experimentos de supressão de escorregamento demonstraram que a versão modificada do controlador MPI foi robusto o suficiente para evitar a queda de objetos em duas situações distintas. O primeiro experimento avaliou a resposta a perturbações súbitas, gerando um escorregamento unidirecional. O segundo experimento testou a resposta do controlador a uma perturbação gradual e constante que gerou escorregamentos tanto lineares quanto rotacionais. Apesar dessas diferenças, o controlador MPI foi capaz de prevenir o escorregamento completo das garrafas na maioria das repetições em ambos os experimentos.

Deve-se salientar que este método responde ao movimento. Portanto, um certo grau de deslocamento devido ao escorregamento já era esperado. No entanto, ao longo dos experimentos, o método DATH foi capaz de atingir um tempo de resposta, em geral, inferior a 85 ms. Essa resposta é similar ao tempo de reação encontrado em experimentos de eletrofisiologia com seres humanos [26] e, mais uma vez, demonstra a efetividade do método proposto. Além disso, o controlador recebe um sinal de entrada contínuo, gerando ajustes de força graduais enquanto o objeto estiver escorregando. Nesse caso, este método pode ser aplicado no futuro em próteses de mão, servindo como um reflexo de baixo nível que previne o escorregamento de objetos sem a ação explícita do usuário.

O desempenho do método proposto foi comparado com um método biomimético de

detecção e supressão de escorregamentos [39] e um método não biomimético [110]. Os resultados mostraram que DATH teve um desempenho consistente e melhor na maioria dos casos, prevenindo o escorregamento dos objetos em todos os experimentos com alta taxa de sucesso.

Em geral, os resultados demonstraram que essa nova abordagem ao tato neuromórfico pode ser utilizada como auxílio ao processo de manipulação de objetos com mãos robóticas. Este método também pode ser utilizado em conjunto com sensores de força que podem ser usados para monitorar outros parâmetros durante a manipulação. Além disso, detectar escorregamento com esses sensores é uma tarefa mais difícil tendo em vista que eles não rastreiam o movimento e sim a quebra de contato entre o objeto e o sensor. Neste contexto, uma abordagem multi modal pode ser benéfica para construir sistemas táteis mais robustos onde a atividade dos corpúsculos de Pacini (FA-II) também podem ser codificadas para capturar vibrações sobre a pele artificial [128]. Além disso, sistemas de controle baseados em eventos também podem ser melhorados e expandidos em sistemas totalmente neuromórficos segundo modelos de neurônios motores e fibras musculares [129], construindo uma solução completamente bioinspirada.

3.5 Conclusão

Aqui, uma abordagem bioinspirada para detectar e suprimir escorregamentos foi apresentada. O método faz uso de sensores óticos miniaturizados que são capazes de rastrear movimentos de objetos dentro do seu campo de visão. O sistema de controle baseado em eventos foi capaz de promover uma resposta reflexa proporcional ao escorregamento capturado. Esta abordagem apresenta potencial para ser utilizada em diferentes aplicações onde sensores como acelerômetros não poderiam ser usados já que eles seriam contaminados por ruídos como vibrações causadas por fatores externos como os próprios motores dos manipuladores. Por esse mesmo motivo, sensores de força também podem ser menos precisos na detecção de escorregamentos.

Capítulo 4

4 Um método de controle reflexo rápido e baseado em *first-spikes* para detecção e supressão de escorregamentos de objetos em próteses de mão

O conteúdo deste capítulo contempla a última meta listada na Sessão 1.3. Aqui é apresentado um método de controle bioinspirado que atua como uma representação dos circuitos reflexos espinais. Desta forma, foi construído um sistema de controle reflexo que é modulado pela atividade dos 16 mecanorreceptores virtuais gerados a partir dos sinais de força de um sensor piezoresistivo 4x4. Aqui, foram utilizados sensores de força tendo em vista a maior versatilidade de tais sensores que permitem não apenas detectar escorregamento, como monitorar as forças aplicadas pelos dedos. Além disso, o sensor possui maior resolução espacial, conferindo um atributo interessante ao desenvolvimento de procedimentos computacionais capazes de processar a informação de múltiplos taxels. Os sinais de cada taxel são convertidos em *spikes* utilizando-se o modelo proposto por Izhikevich, visando obter uma representação semelhante a atividade das fibras FA-I. Os *spikes* são utilizados para controlar os efetores da mão biônica, fazendo-a fechar para restaurar a força de preensão necessária para estabilizar o objeto, sendo que os primeiros *spikes* produzidos pelos sensores excitam a malha com uma maior intensidade. Foram realizados experimentos com o objetivo de demonstrar a efetividade do método tanto na questão da detecção de escorregamento quanto no controle da preensão.

Este capítulo está organizado em formato de artigo para submissão a periódico científico da área.

4.1 Introdução

Próteses de membros superiores avançaram de modelos puramente mecânicos para sofisticados dispositivos mecatrônicos, aumentando a sua semelhança, tanto em termos

estéticos quanto funcionais, aos membros biológicos [130]. A constante evolução no projeto dessas próteses também foi acompanhada por avanços nos mecanismos de controle. As próteses mioelétricas permitem aos usuários controlarem diferentes configurações das mãos biônicas, sendo possível manipular objetos de diferentes tamanhos e formatos [131]. Além disso, pesquisas na linha de inteligência artificial e reconhecimento de padrões têm possibilitado o controle individual dos dedos, aumentando os graus de liberdade dos dispositivos. Tais desenvolvimentos são essenciais quando considerados os efeitos negativos de amputações dos membros superiores que prejudicam severamente a qualidade de vida das pessoas afetadas [7].

Apesar dos avanços, ainda existe um percentual alto de abandono do uso das próteses pelos usuários. Entre as causas mais comuns, encontra-se a alta carga cognitiva necessária para se controlar a prótese, dificultando assim tanto o processo de treinamento e adequação quanto o uso em si [37]. Neste sentido, é interessante buscar soluções tecnológicas que permitam auxiliar os usuários durante o uso destes dispositivos. A maior carga cognitiva para controlar as próteses mioelétricas se dá tanto pelo modo de controle que requer a contração de músculos que previamente eram utilizados para outras funções, quanto pela ausência de feedback sensorial [36]. A ausência deste feedback faz com que os dispositivos sejam controlados em malha aberta. O ajuste fino da força a ser aplicada pela prótese durante a manipulação dos objetos se torna, portanto, uma tarefa difícil e que requer atenção e concentração do usuário. Assim, é possível que o usuário possa aplicar forças excessivas, causando danos no objeto a ser manipulado, ou forças reduzidas, fazendo com que o objeto possa escorregar sem que o usuário esteja ciente, uma vez que, até o momento, as próteses comerciais não possuem nenhuma forma de feedback tático. Tais situações levaram os próprios usuários a sugerirem a implementação de funcionalidades que automatizem o processo de preensão [132].

Neste sentido, sugere-se a implementação de sistemas de controle autônomos que operem em um nível mais baixo de controle, monitorando o estado da prótese e produzindo respostas automáticas que auxiliem no controle da preensão [133]. Métodos convencionais para detecção de escorregamento podem ser encontrados na literatura utilizando diferentes tipos de sensores. Sensores ópticos são interessantes por capturarem o deslocamento em si do objeto, mas não fornecem informações referentes às forças aplicadas durante a manipulação. Já sensores de força são interessantes por permitirem monitorar a força, sendo o escorregamento caracterizado

por quedas abruptas no sinal que podem ser capturadas por meio de limiares [39], [108] ou da extração de propriedades no domínio da frequência [110]. Por outro lado, tais mecanismos podem fazer uso de sensores proprioceptivos e táteis, permitindo monitorar o posicionamento dos dedos e as forças aplicadas por eles durante a manipulação de objetos.

Nesta linha, sabemos que a destreza da mão humana se dá em grande parte pela presença de milhares de mecanorreceptores responsáveis por codificar informações relacionadas ao contato de objetos com a pele, sendo essenciais para a manipulação correta de objetos e ferramentas [27]. Além disso, já foi demonstrado que a força aplicada na preensão de objetos é dependente de propriedades tais como a rugosidade do material e seu coeficiente de atrito, que podem ser extraídas a partir da atividade dos mecanorreceptores [3]. Apesar disso, sensores táticos ainda não são incorporados a próteses de mão comerciais [134]. Desta forma, a construção de sensores táticos e de algoritmos para o processamento dos sinais oriundos de tais sensores apresentam boas perspectivas para a área de próteses de membros superiores.

Para a construção de sensores bioinspirados, a abordagem neuromórfica tem sido encontrada na literatura como uma alternativa interessante aos sistemas de aquisição de dados tradicionais [99], [135]–[137]. Nestes sistemas, a informação é codificada na forma de eventos ou *spikes* que se assemelham à forma com a qual sistemas biológicos codificam e processam informações [23]. Tais sistemas oferecem capacidades computacionais interessantes já que os sistemas são assíncronos e esparsos. Desta forma, evita-se a redundância na produção de informações, o que leva à maior eficiência computacional e menor consumo de energia [138]. Além disso, também constituem uma solução interessante para o problema de escalabilidade, já que permitem o desenvolvimento de sistemas sensoriais de alta densidade sem prejuízo da velocidade de leitura e do escaneamento dos sensores [94]. A abordagem neuromórfica já foi utilizada na percepção de estímulos táticos com aplicação no reconhecimento de texturas [84], [85] e bordas [139], [140] e na representação de sensações táticas [90] e de dor [89]. No entanto, poucos trabalhos foram dedicados à sua aplicação no link entre percepção e ação [95]. Assim, se considerarmos o potencial positivo da abordagem neuromórfica para o desenvolvimento de novos sensores táticos, devemos também desenvolver novos métodos computacionais que permitam processar tais dados para a sua utilização no controle das próteses.

Dentro deste contexto, este trabalho visa o desenvolvimento de um sistema de controle

que se comporta como um arco reflexo biológico, detectando o escorregamento de um objeto e atuando rapidamente de maneira a recuperar a força de preensão, estabilizando o mesmo durante sua manipulação. Nossa abordagem é totalmente baseada em *spikes*. Aqui, aplicamos o conceito apresentado por Johansson e Birznieks [64], que argumentaram que existem respostas à estímulos táteis que são rápidas demais para que as fibras aferentes disparem mais que um único *spike*. Sendo assim, parâmetros importantes associados aos eventos de contato com objetos podem ser transmitidos pelos primeiros *spikes* disparados por unidades sensoriais individuais. Tal observação é sustentada por experimentos que demonstraram que a força de preensão é aumentada na ocorrência de escorregamento de objetos dentro de um período de 60 a 80 ms [25]. Foi demonstrado ainda que os primeiros *spikes* gerados pelas fibras de adaptação rápida (Corpúsculos de Meissner, ou FA-I) são mais informativas e permitem a decodificação do estímulo com boa confiabilidade dentro de 50 ms [64].

Nosso trabalho converte sinais de força capturados por uma matriz 4x4 em *spikes* que se assemelham à atividade das fibras FA-I. Uma queda brusca nos sinais da matriz tátil indica quebra de contato e, portanto, escorregamento do objeto. Quando os *spikes* são gerados, uma função de sensibilidade variante no tempo determina o tempo de fechamento da prótese, sendo que os primeiros *spikes* excitam a malha mais fortemente que os *spikes* subsequentes. Como destacaremos a seguir, nossa abordagem foi eficiente em detectar e interromper o escorregamento de objetos, mantendo propriedades computacionais interessantes e biologicamente inspiradas. Este trabalho contribui positivamente para o avanço das pesquisas em tato neuromórfico e demonstram como *spikes* podem ser processados para controlar próteses, complementando trabalhos dedicados à construção de sensores.

4.2 Metodologia

4.2.1 Projeto do sistema

A metodologia proposta é composta por três grandes unidades: i) matrix piezoresistiva 4x4 e placa de aquisição de dados; ii) mão biônica e; iii) software em tempo real que realiza a conversão dos sinais táteis analógicos e implementa o sistema de controle operando online.

4.2.2 Mão biônica e sistema de controle

A mão biônica utilizada neste estudo é a BeBionic Hand (Ottobock, ALE). A BeBionic não permite o controle individual dos dedos. Assim, o seu controle se dá por meio de gestos ou poses que são configuradas previamente em software próprio. O dedão da prótese pode ser movido manualmente, podendo assumir duas configurações que irão mudar os tipos de preensão que podem ser realizados. O seu controle se dá por meio de dois canais analógicos que fazem a prótese abrir ou fechar de acordo com o nível de tensão aplicado nas duas entradas. A amplitude da envoltória de sinais eletromiográficos (EMG) é o tipo de controle mais comum. Além disso, a BeBionic funciona segundo movimentos pré-definidos em fábrica, realizando gestos como: movimento de pinça com dois ou três dedos e preensão em garra utilizando todos os dedos. Ela também possui movimentos específicos que permitem ao usuário manipular chaves ou um mouse de computador, fornecendo opções versáteis e interessantes aos usuários. É possível configurar dois blocos contendo dois movimentos distintos. Os movimentos são alternados por meio de um procedimento configurável envolvendo ativação dos sinais EMG, enquanto os blocos podem ser trocados ao acionar o botão presente na parte dorsal da mão.

Neste trabalho, foi construído uma placa de controle própria baseado no STM32F103C8T6 (STMicroelectronics, SUI) para garantir controle externo da mão, independente dos sinais EMG. Assim é possível enviar comandos via comunicação USB para controlar a BeBionic. Foi implementado um mecanismo que permite controlar a abertura ou fechamento da prótese por um intervalo determinado. Assim, é possível ajustar o grau de preensão do objeto livremente.

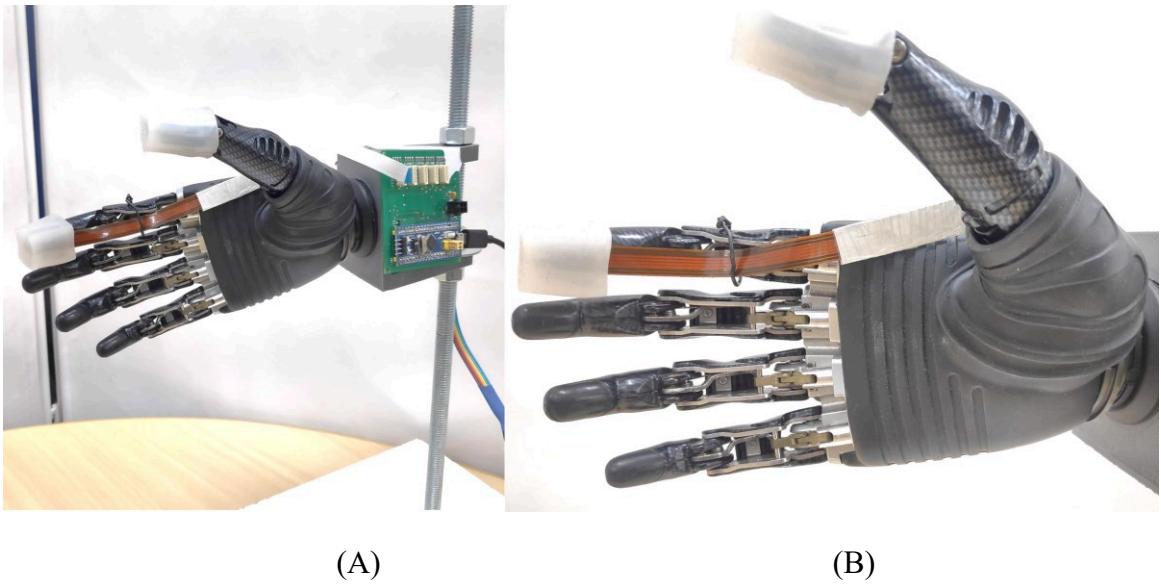


Figura 4.1: Mão biônica BeBionic e posicionamento dos sensores. A) Suporte construído para fixação e condução dos experimentos. B) Posicionamento dos sensores táteis no dedo indicador da BeBionic. O sensor foi colocado dentro de uma camada de silicone preparada de acordo com o formato do dedo.

4.2.3 Sensores táteis 4x4 e sistema de aquisição

Os sensores táteis utilizados neste trabalho fazem uso de princípios piezoresistivos e formam uma matriz 4x4, totalizando 16 unidades sensitivas, também chamadas de taxels. O sensor e o sistema de aquisição de dados foram desenvolvidos em parceria com o SINAPSE (*Singapore Institute of Neurotechnology*) que faz parte da NUS (*National University of Singapore*). O sensor é construído inserindo-se um tecido piezoresistivo entre materiais condutivos formando linhas e colunas, e sua intersecção forma um taxel. O procedimento de leitura deste sensor é baseado em vários divisores de tensão que são selecionadosativamente por meio de chaves e multiplexadores analógicos. O sistema de aquisição é capaz de coletar os sinais de força de até cinco sensores em paralelo, permitindo revestir todos os dedos de uma mão biônica. O controle do processo de aquisição é feito por um microcontrolador ARM Cortex M3 (STM32F103C8T6, STMicroelectronics). Além disso, a taxa de amostragem de cada taxel é de 500 Hz, com os dados sendo transferidos via USB. Esta taxa de amostragem é superior à encontrada em outros trabalhos e é um requisito importante ao processo de conversão dos sinais analógicos em *spikes*. Neste trabalho, dois sensores foram utilizados, estando localizados no

dedão e no dedo indicador da BeBionic (Figura 4.1). Os sensores também foram revestidos por uma camada de silicone (Ecoflex 00-30) feita de acordo com o formato dos dedos para garantir fixação e proteção.

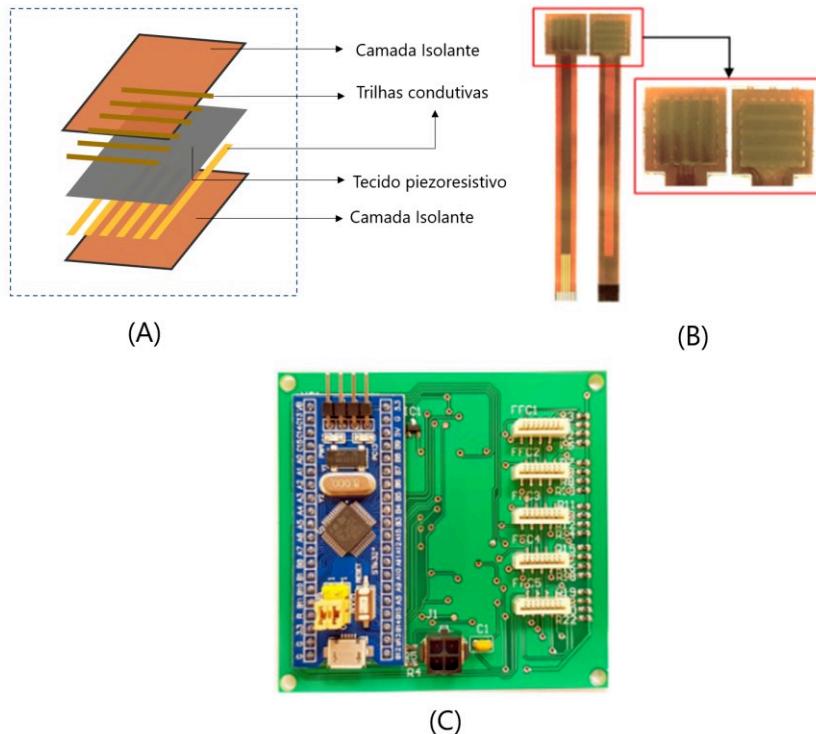


Figura 4.2: Sensores táteis e sistema de aquisição de dados. (A) Os sensores táteis formam uma matriz 4x4, totalizando 16 taxels. O sensor é constituído por um tecido piezoresistivo que é colocado entre duas camadas condutoras, possuindo quatro trilhas paralelas cada. As trilhas das duas camadas estão dispostas perpendicularmente e o ponto de encontro entre as linhas e as colunas formam um taxel. As camadas exteriores são feitas de material não condutivo. (B) Sensores táteis 4x4 montados. Detalhes das partes sensitivas do sensor destacadas em vermelho. (C) O sistema de aquisição de dados desenvolvido permite a coleta de até cinco sensores, sendo cada taxel amostrado a uma velocidade de 500 Hz.

4.2.4 Conversão dos sinais táteis em *spikes* e detecção de escorregamentos

Os sinais táteis analógicos podem ser convertidos em spikes através da utilização de modelos computacionais de neurônios. Neste trabalho, utilizamos o modelo bem estabelecido proposto por Izhikevich [83]. Este modelo apresenta um trade-off interessante entre a complexidade do modelo proposto por Hodgkin-Huxley [79] que é bem detalhado

biofisicamente e os modelos chamados *Integrate-and-Fire* [81] que são mais eficientes em aspectos computacionais, porém incapazes de reproduzir uma grande variedade de comportamentos dos neurônios. Além disso, o modelo de Izhikevich já foi utilizado anteriormente na área de pesquisa de tato neuromórfico [84], [85].

Neste trabalho, focou-se na construção de representações digitais das fibras FA-I que, como mencionado anteriormente, geram respostas mais rápidas de serem decodificadas de acordo com o timing em que ocorreram [64].

O modelo de Izhikevich é descrito pelas seguintes equações diferenciais [83]:

$$\frac{dv}{dt} = 0.04v^2 + 5v - 140 + I(t) \quad (4.1)$$

$$\frac{du}{dt} = a(bv - u) \quad (4.2)$$

onde v é o potencial de membrana do neurônio, u é a variável de recuperação e I é a corrente de entrada do neurônio. A equação 4.1 descreve a dinâmica do potencial de membrana, enquanto a equação 4.2 determina a dinâmica do potencial de membrana durante a repolarização.

A Equação 4.3 determina o processo de geração de um *spike* e a dinâmica de reinicialização do potencial de membrana após o *spike*:

$$\text{Se } v \geq 30 \text{ mV, então: } \begin{cases} v \leftarrow c \\ u \leftarrow u + d \end{cases} \quad (4.3)$$

Ou seja, quando v ultrapassa o limiar de +30 mV, um *spike* é gerado e as variáveis v e u são reinicializadas.

Para gerar uma atividade que correspondesse aos *spikes* produzidos pelas fibras FA-I, que codificam estímulos transientes, optamos por utilizar como entrada a derivada do sinal de força para realçar as flutuações do sinal analógico. Primeiramente, o sinal é normalizado e, então, é extraída a derivada do mesmo. Além disso, para a detecção do escorregamento de objetos, é mais interessante capturar a diminuição do sinal de força que simboliza a quebra de contato

entre o manipulador e o objeto. Para tanto, os valores da derivada acima de zero são zerados e o sinal resultante é invertido, conforme descreve a equação 4.4.

$$I'_{(t)} = \begin{cases} 0, & \text{se } I_t > 0 \\ -\frac{dI_{(t)}}{dt}, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (4.4)$$

Finalmente, para ajustar a excitação dos neurônios aferentes, o sinal de entrada é multiplicado por um fator de ganho (FG), conforme a Equação 4.5. O valor de FG foi escolhido a partir de experimentos preliminares de caracterização em que os valores mínimos e máximos de amplitude do sinal de força foram identificados. FG foi determinado de tal forma que a máxima corrente de entrada para o modelo foi igual a 20, sendo seu valor igual a 2000.

$$I_{FA-I(t)} = I_{(t)} FG \quad (4.5)$$

4.2.5 Sistema de controle reflexo

Com objetivo de modelar a resposta frente aos primeiros *spikes* gerados pelas fibras FA-I, foi implementada uma função de controle variante no tempo que é ativada pelo primeiro *spike* em que os *spikes* subsequentes excitam menos a malha de controle, isto é, promovem o fechamento da BeBionic com menos intensidade. Esta função é descrita pela Equação 4.6.

$$T_{controle} = \begin{cases} \tau_{reflexo} & \tau_{reflexo} \\ 1 - \left(\frac{1}{\left(\frac{(t-t_{spk})}{t_{wait}} \right)^2} \right) & \\ \tau_{reflexo} e & \end{cases} \quad (4.6)$$

O tempo total de controle de atuação da BeBionic depende do primeiro *spike* gerado. O primeiro *spike* gera a resposta máxima igual a $\tau_{reflexo} = 50\ ms$. Após o primeiro *spike*, a resposta é dada pela Equação 4.6, sendo que durante uma janela dada por $t_{wait} = 100\ ms$, o tempo de controle aumenta segundo uma função exponencial em que os próximos *spikes* não excitam tanto a malha de controle quanto o primeiro. Gradualmente, ao longo do tempo, a

resposta aos *spikes* se torna vigorosa, até que ao fim do intervalo dado por t_{wait} , ela retorna ao mesmo patamar em que $T_{controle} = \tau_{reflexo}$.

4.2.6 Setup experimental I

A BeBionic foi fixada em um suporte de 40 cm de altura, posicionada com a palma da mão orientada de forma perpendicular à base, facilitando assim a manipulação de objetos em uma pose natural. Para os experimentos, a BeBionic foi acionada de forma a realizar um movimento de pinça, fechando os dedos polegar e indicador. Neste movimento, o polegar se move primeiro para garantir sustentação e, a partir daí, os comandos para abrir e fechar a prótese controlam apenas o dedo indicador. Por conta da geometria assimétrica desta forma de preensão específica da BeBionic, optou-se pelo uso de um recipiente de plástico de formato não-cilíndrico com 10 cm de altura e largura maior de 12 cm, que se encaixava bem ao estilo de preensão por pinça, isolando também a atuação de outros dedos (Figura 4.3).

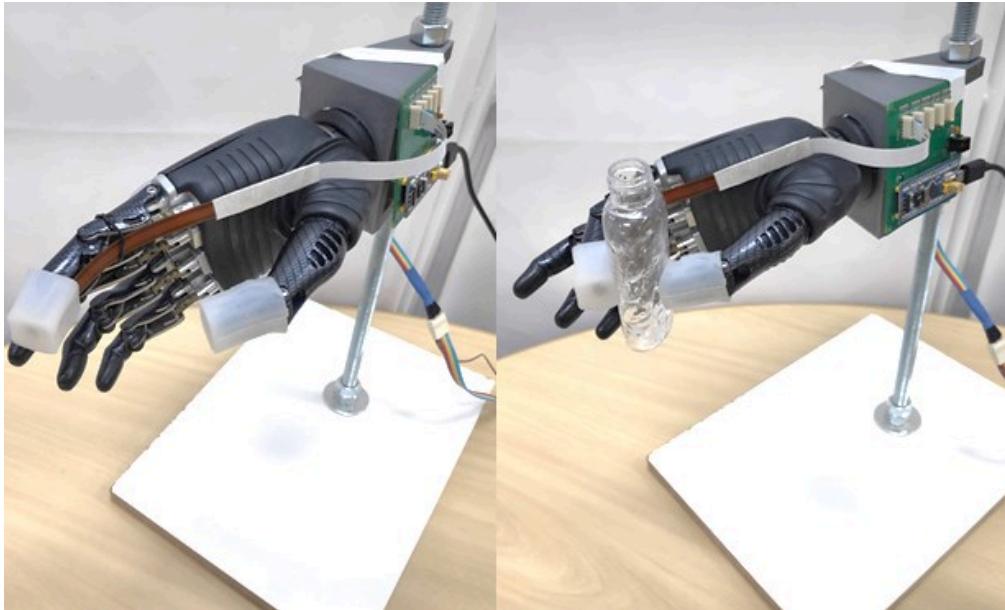


Figura 4.3: Setup utilizado para a realização dos ensaios. (A) BeBionic posicionada em pinça. O dedo polegar se move primeiro e comandos motores controlam apenas o dedo indicador. (B) O recipiente de plástico sendo segurado pela mão biônica em preensão do tipo pinça.

O procedimento experimental foi definido em três etapas: i) Primeiramente, a BeBionic

é preparada e fica em posição, pronta para a realização do movimento de pinça e o movimento do dedo polegar é iniciado em passos de 50 ms até estabelecer contato com o recipiente plástico, mantendo-o estável entre os dedos; ii) Na segunda etapa, o objeto permanece estável entre os dedos por um segundo; iii) Na terceira etapa, escorregamentos são ocasionados por meio de comandos de abertura do dedo indicador por um intervalo de 70 ms. A abertura repentina do dedo indicador ocasiona uma quebra de contato que leva ao escorregamento do objeto. Esse escorregamento deve, portanto, ser devidamente detectado pelo sistema proposto, acionando o controle reflexo proposto que impede que o objeto deslize para fora dos dedos. Além disso, no começo do experimento, os primeiros 500 ms de coleta são utilizados para calibrar os sinais de força dos sensores tátteis, removendo qualquer tipo de *offset*. Foram realizados um total de cinco ensaios, sendo que em cada ensaio o processo foi repetido três vezes.

4.2.7 Setup Experimental II

O segundo experimento realizado teve como objetivo avaliar o desempenho do método de detecção e supressão de escorregamento em uma situação de perturbação em degrau. Para tanto, foi utilizado um peso padrão de 20 g que foi solto de uma altura de 2 cm acima da abertura do mesmo recipiente plástico utilizado anteriormente (Figura 4.4). Um acelerômetro foi acoplado ao recipiente para monitorar o escorregamento do objeto e determinar o tempo de resposta do sistema de detecção de escorregamentos. Foram realizados cinco ensaios para se obter um panorama geral do funcionamento do sistema proposto. O sinal do acelerômetro (MPU6050, InvenSense, USA) foi analisado individualmente em cada ensaio e o início do escorregamento foi determinado a partir da primeira variação do sinal que ultrapassou um limiar baseado na média e no desvio padrão de cada um dos eixos. Para estimar a linha de base foi escolhido um trecho de 100 ms em que o sistema se encontrava estável e sem escorregamentos.

Além disso, foi testado o desempenho do procedimento que gera *spikes* apresentado no Capítulo 3 para fins de comparação com o método proposto no Capítulo 4. O método apresentado no Capítulo 3 destacava oscilações no sinal do sensor causados pelo deslocamento do objeto. Aqui, o método visa converter flutuações negativas dos sinais de força que representam quebra de contato. Apesar de não codificar deslocamento diretamente, o método

de conversão do sinal analógico em *spikes* é até certo ponto análogo ao descrito no Capítulo 4. Neste sentido, é interessante verificar se a utilização do modelo computacional de Izhikevich traz benefícios ao processo de codificação tanto em termos de tempo de resposta quanto no *timing* dos *spikes*.

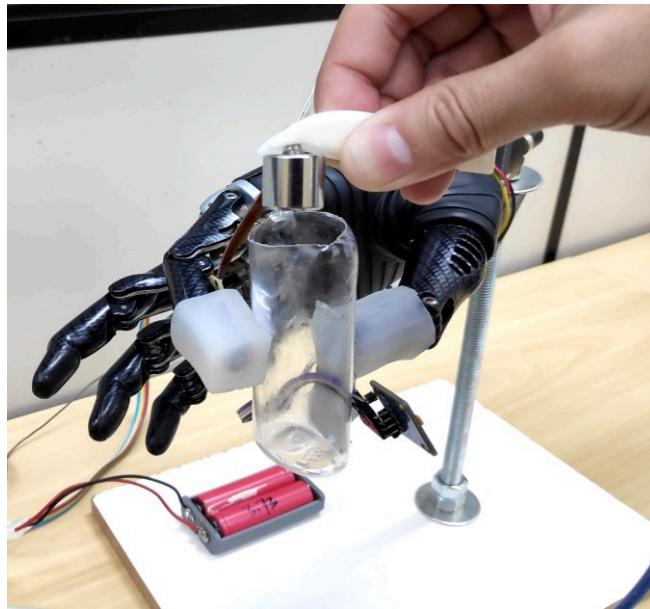


Figura 4.4: Aparato experimental utilizado para realização dos ensaios de perturbação em degrau. Um peso padrão de massa igual a 20 g foi liberado, promovendo o escorregamento do objeto.

4.3 Resultados

4.3.1 Experimento I

A Figura 4.4-A apresenta uma visão geral dos sinais de força brutos coletados durante um experimento. As linhas tracejadas verticais separam as etapas experimentais (fase inicial de contato, fase estável e fase de escorregamento). Percebe-se que por conta do contato assimétrico já esperado, que cada taxel apresenta uma resposta distinta. A Figura 4.4-B apresenta os sinais organizados em uma matrix 4x4 que simboliza a sua disposição no próprio sensor. Percebe-se que os taxels centrais capturaram melhores respostas enquanto os taxels localizados mais próximos das bordas tiveram um menor contato com o objeto e, portanto, os sinais de força apresentam amplitudes muito menores e que não acompanham o padrão dos outros.

A Figura 4.5-A apresenta uma visão geral do processamento dos sinais táteis segundo a Equação 4.5, formando os sinais de entrada para os 16 neurônios FA-I. A Figura 4.5-B apresenta o resultado em detalhes, organizados em formato de matriz 4x4. Assim como descrito anteriormente, os taxels centrais, que apresentaram melhor contato, foram aqueles que geraram sinais de entrada mais representativos.

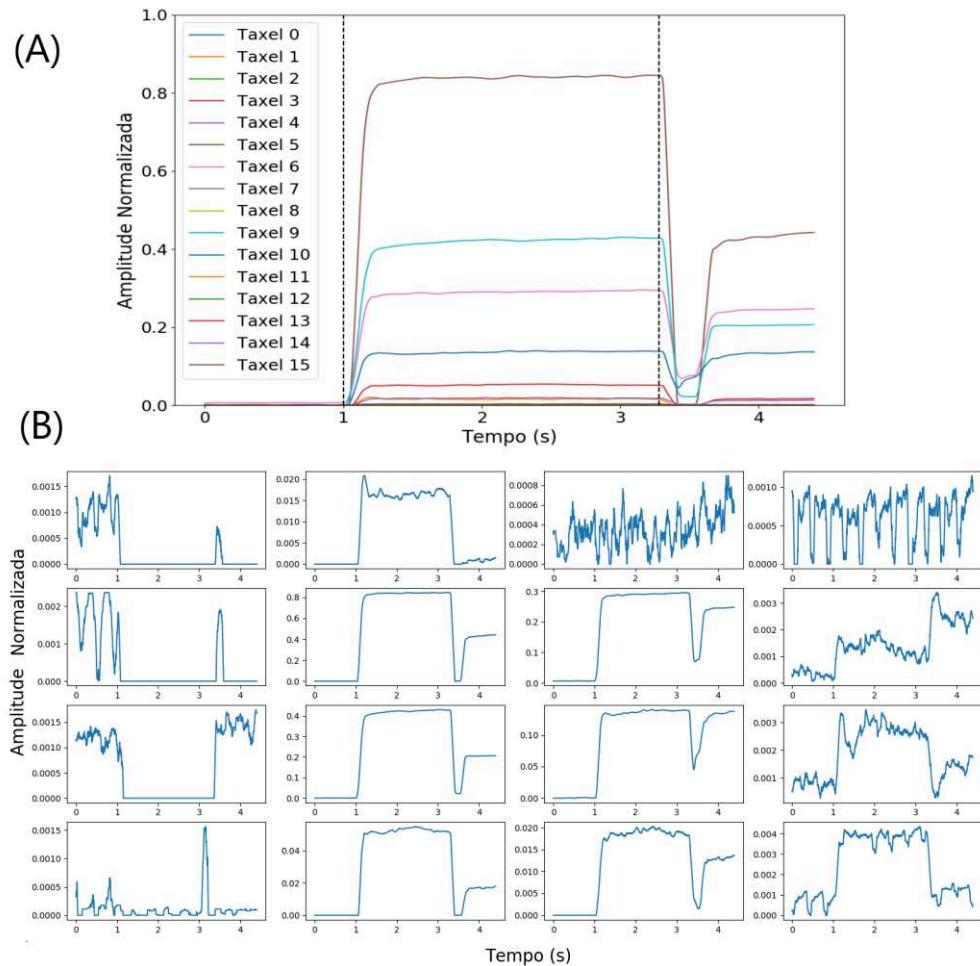


Figura 4.5:Sinais de força gerados pelo sensor tático 4x4 durante o experimento. (A) Visão geral de todos os sinais ao longo do tempo. As diferentes cores simbolizam a ativação de diferentes taxels. As linhas tracejadas indicam o início da fase de contato e o comando de abertura do dedo indicador, respectivamente. Percebe-se que nem todos os taxels foram ativados, apresentando amplitudes pequenas em alguns casos. (B) Sinal gerado por cada taxel individual. Percebe-se que os taxels centrais tiveram maior contato e, por consequência, produziram respostas de maior amplitude, enquanto taxels localizados na borda do sensor produziram respostas menos pronunciadas (os eixos de amplitude normalizada estão em escalas diferentes para melhor visualização das mudanças de sinal).

Os *spikes* gerados pelas fibras FA-I são apresentados no rastergrama da Figura 4.6. É possível observar que os *spikes* somente foram disparados na quebra de contato, estando silenciados durante o restante do experimento. É interessante notar que poucos *spikes* foram gerados durante o período de escorregamento, o que está de acordo com a literatura para este tipo de mecanorreceptor [25]. Além disso, também é possível perceber que os disparos ocorrem em momentos distintos, formando um padrão espaço-temporal que codifica o escorregamento de objetos.

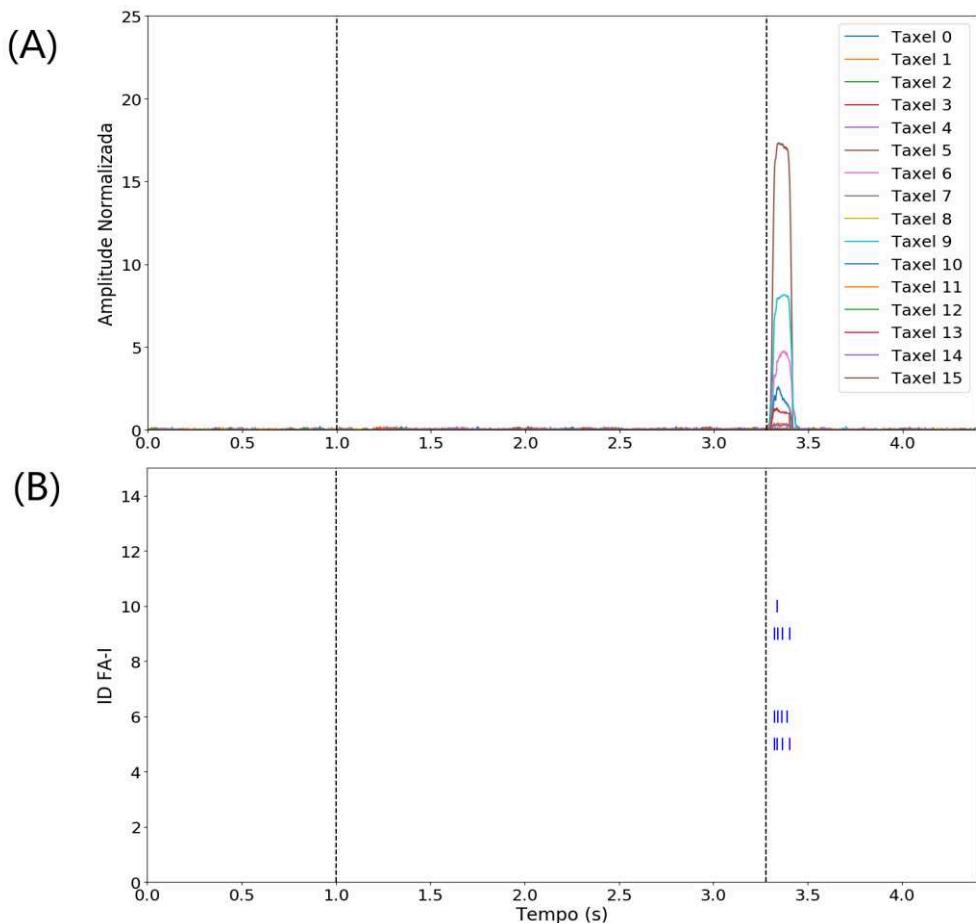


Figura 4.6: Processo de conversão dos sinais táteis em *spikes*. (A) Visão geral dos sinais de força processados segundo a Equação 4.5, que resultarão nos sinais de entradas para os modelos computacionais dos neurônios FA-I. Ao final processamento tem-se a componente negativa da derivada do sinal de força, que é o componente interessante para a detecção de escorregamentos. (B) Rastergrama dos *spikes* gerados pelos 16 taxels. Neste exemplo, como o contato não foi uniformemente distribuído, nem todos os taxels geraram *spikes* durante o escorregamento do objeto.

O sinal de controle gerado de acordo com os *spikes* produzidos são mostrados na Figura 4.7. Percebe-se que, por conta da função apresentada na Equação 4.7, os *spikes* subsequentes ao primeiro não aumentam o tempo de controle de atuação da prótese, inibindo assim um aumento excessivo na força de preensão.

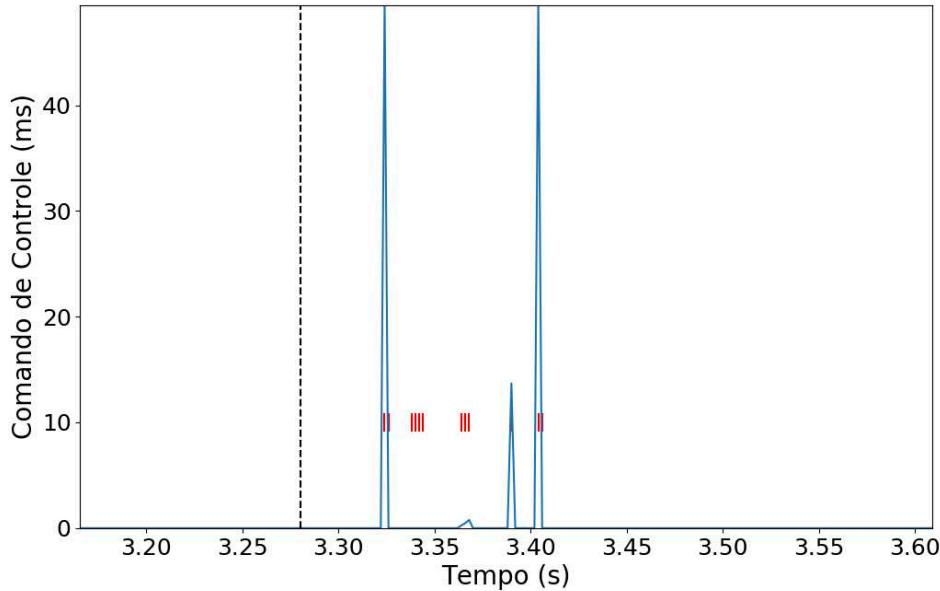


Figura 4.7: Comandos de controle enviados para a prótese em resposta aos *spikes* que informam sobre o escorregamento do objeto. A linha tracejada indica o momento em que o dedo indicador foi acionado com comando de abertura, emulando o escorregamento. Os traços em vermelho indicam todos os *spikes* gerados em uma única sequência temporal. Os sinais em azul correspondem aos comandos motores para fechamento da prótese. Percebe-se que os *spikes* que ocorreram imediatamente após o primeiro não levam a outros comandos motores. No entanto, com novos escorregamentos, outros *spikes* são processados levando a novos comandos de controle.

A marcação do instante de tempo para abertura da prótese permitiu registrar o instante de tempo em que o primeiro *spike* foi gerado. Este primeiro *spike* ocorreu, em média, 40 ms após o início de abertura do dedo indicador. Por conta da dinâmica de acionamento da BeBionic, foram necessários cerca de 180 ms, em média, para reagir aos escorregamentos e recuperar a força de preensão necessária para suprimir tais eventos. Por conta desta dinâmica de acionamento da BeBionic, a prótese apresentou uma certa variabilidade de resposta ao longo dos ensaios.

4.3.2 Experimento II

A Figura 4.8 apresenta os resultados obtidos em um dos ensaios realizados. Primeiramente, a BeBionic é acionada e começa a mover o dedo indicador até estabelecer contato inicial com o recipiente plástico. Após uma fase estável, o peso de 20 g é liberado, promovendo o escorregamento do objeto. O escorregamento é observado por uma quebra de contato, representada pela queda nos sinais de força. Esta queda gera *spikes* segundo o método proposto que são utilizados para acionar a BeBionic a fim de interromper o escorregamento e recuperar a estabilidade da preensão.

Na Figura 4.8, o primeiro gráfico (A) mostra os sinais de força do sensor tátil 4x4. O segundo gráfico (B) apresenta os sinais do acelerômetro e o terceiro gráfico apresenta um rastergrama contendo os *spikes* gerados pelo escorregamento do objeto (C). As linhas tracejadas indicam o momento do escorregamento, visualizado em maiores detalhes na Figura 2. Para garantir o escorregamento do objeto, o contato inicial estabelecido com o objeto foi mínimo. Desta forma, somente dois taxels (mais centrais) apresentaram uma resposta mais destacada durante o escorregamento e, portanto, foram os responsáveis por gerar os *spikes* que determinaram o escorregamento. Além disso, como o contato não é uniforme, existe uma diferença no timing dos *spikes*.

Na Figura 4.9 é possível visualizar em maiores detalhes os resultados obtidos no escorregamento do objeto. O início do deslocamento do objeto encontra-se marcado nos sinais do acelerômetro. Para este ensaio, foi encontrado um tempo de resposta igual a 28 ms. Este tempo foi medido como a diferença de tempo entre a marcação do acelerômetro e o primeiro *spike* gerado. O tempo de resposta obtido ao longo de todos os ensaios foi igual a $29,8 \pm 18,79$ ms. Portanto, este tempo de resposta é uma indicação de que o primeiro *spike* ocorre dentro de um período rápido o suficiente para acionar a BeBionic e interromper o escorregamento.

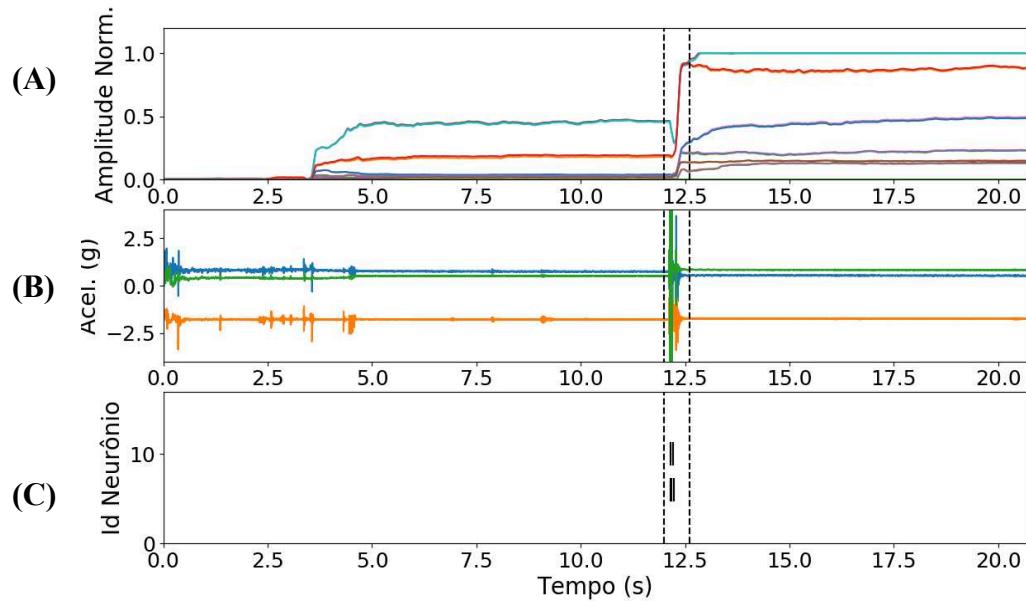


Figura 4.8: Resultados do método de detecção e supressão de escorregamentos para perturbação em degrau utilizando um peso de 20 g. (A) Sinais de força do sensor tátil 4x4. (B) Sinal de cada eixo do acelerômetro. (C) *Spikes* das fibras FA-I gerados pelo escorregamento do objeto para cada taxel do sensor. Linhas tracejadas destacam trecho no qual o peso foi liberado promovendo o escorregamento.

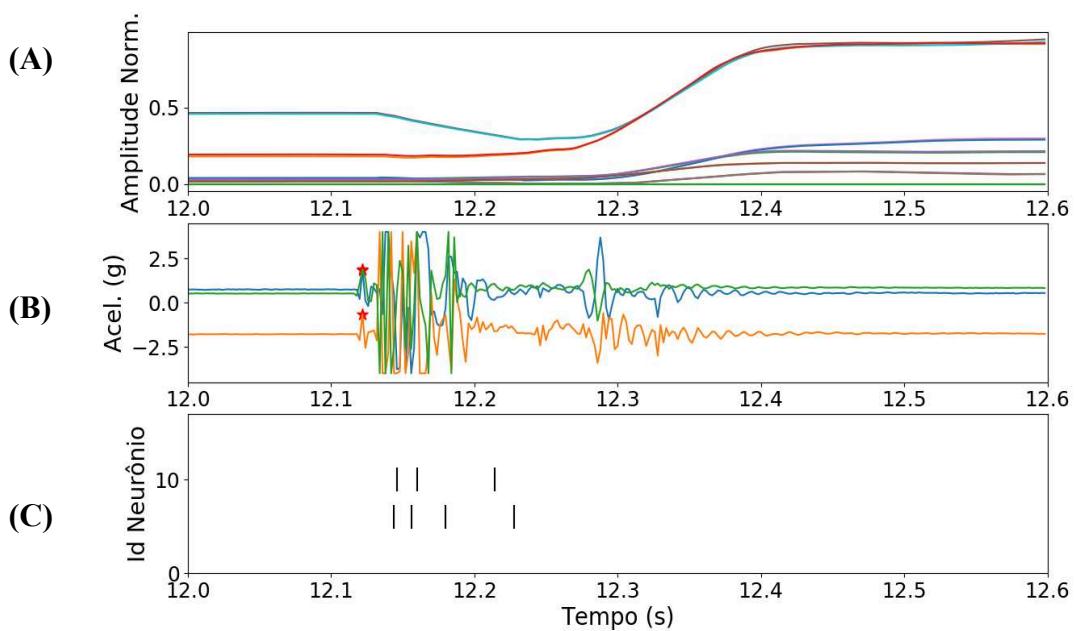


Figura 4.9: Resultados do método de detecção e supressão de escorregamentos para perturbação em degrau utilizando um peso de 20 g. (A) Sinais de força do sensor tátil 4x4. (B) Sinal de cada eixo do acelerômetro. Marcação em vermelho indicam o início do deslocamento do objeto. (C) *Spikes* das fibras FA-I gerados pelo escorregamento do objeto para cada taxel do sensor.

A Figura 4.10 traz uma representação dos sinais de controle gerados para a prótese a partir dos *spikes* gerados pelo escorregamento. Percebe-se que poucos *spikes* foram gerados pelos dois taxels mais centrais. Isso levou a dois comandos motores iguais a 50 ms cada, sendo que poucos *spikes* foram gerados dentro do intervalo de 100 ms após o primeiro disparo ocorrido e, portanto, pela distância temporal entre eles, a função de controle dada pela Equação 4.6 não gerou comandos motores com amplitudes significativas. No entanto, ambos foram suficientes para acionar a BeBionic e impedir o escorregamento de forma eficaz.

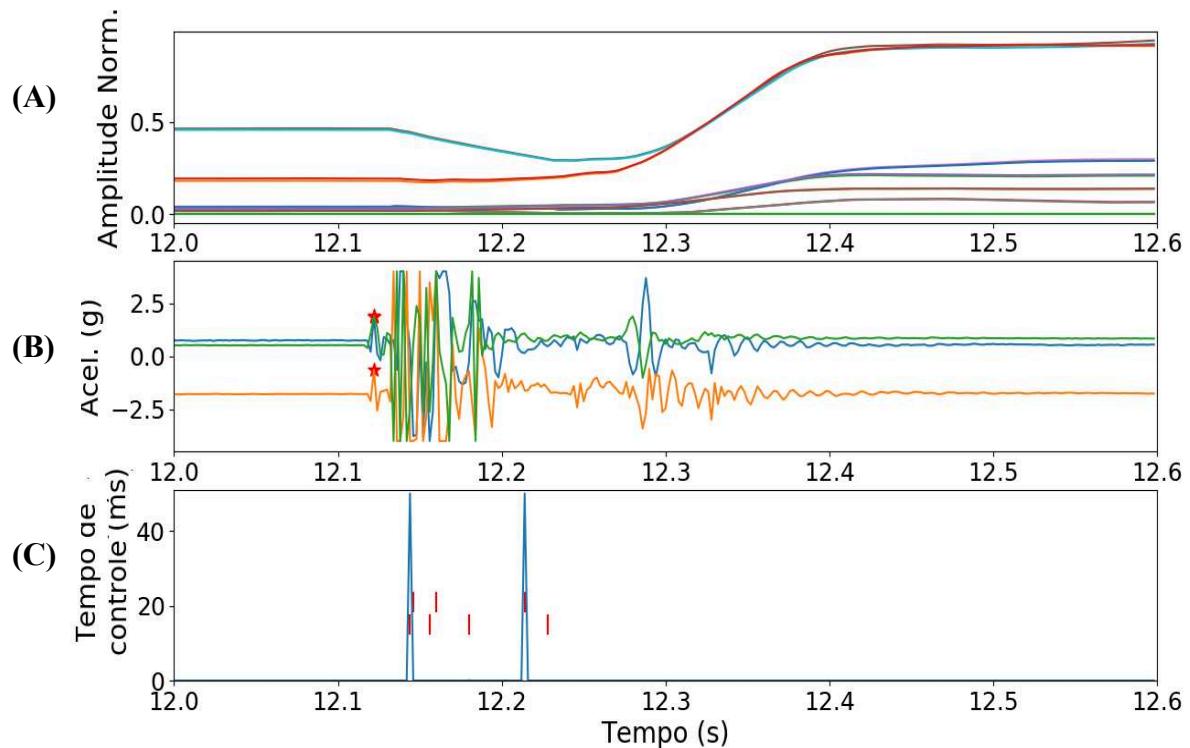


Figura 4.10: Resultados do método de detecção e supressão de escorregamentos para perturbação em degrau utilizando um peso de 20 g. (A) Sinais de força do sensor tátil 4x4. (B) Sinal de cada eixo do acelerômetro. Marcação em vermelho indica o início do deslocamento do objeto. (C) Sinal de controle gerado para a BeBionic. Os *spikes* das fibras FA-I gerados pelo escorregamento do objeto para cada taxel do sensor estão destacados em vermelho.

A Figura 4.11 apresenta os resultados obtidos para detecção de escorregamentos utilizando o método apresentado no Capítulo 3. Os eventos gerados podem ser visualizados na Figura 5-C. Percebe-se a presença de um maior número de *spikes* gerados por um número maior de taxels. Este maior número de *spikes* indicam uma maior sensibilidade deste método às variações dos

sinais de força. Tal sensibilidade afeta o desempenho do método já que vários falsos positivos foram gerados, o que promoveria vários acionamentos da BeBionic sem real necessidade.

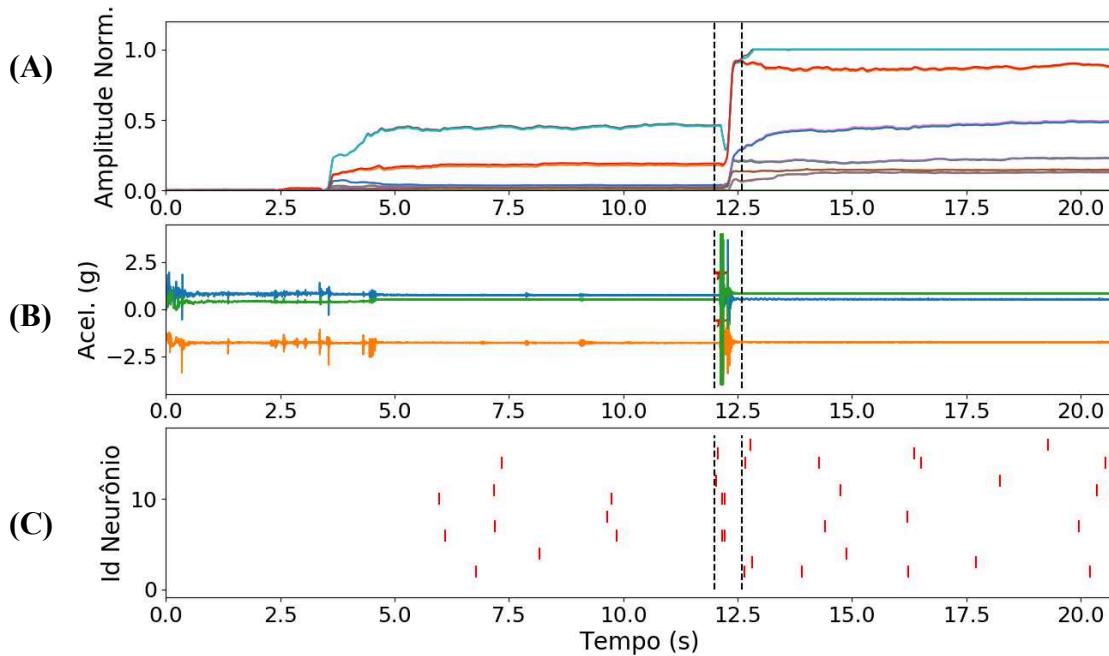


Figura 4.11: Resultados do método de detecção e supressão de escorregamentos para perturbação em degrau utilizando um peso de 20 g. (A) Sinais de força do sensor tátil 4x4. (B) Sinal de cada eixo do acelerômetro. (C) *Spikes* gerados pelo método apresentado no Capítulo 3. Percebe-se que o método é mais sensível, levando ao aparecimento de vários falsos positivos que podem ser observados pelas marcações em vermelho fora das linhas tracejadas.

A Figura 4.12 apresenta os resultados da Figura 4.11 com mais detalhes. Na Figura 4.12-C, os *spikes* gerados pelo modelo de Izhikevich estão destacados em azul enquanto os *spikes* em vermelho indicam o outro método analisado. Percebe-se que os *spikes* em vermelho ocorreram antes do acelerômetro apresentar uma resposta (falso positivo) e ocorreram depois dos *spikes* em azul, apesar de próximos. Estes resultados demonstram que a abordagem empregada anteriormente é mais eficiente quando utilizada em combinação com sensores que registram o deslocamento de objetos já que flutuações do sinal de força não implicam diretamente em movimento ou escorregamento. É possível alterar a sensibilidade do método com uma alteração do limiar θ . No entanto, alterações deste parâmetro levam a um compromisso entre o tempo de resposta na detecção do escorregamento com a ocorrência de falsos positivos.

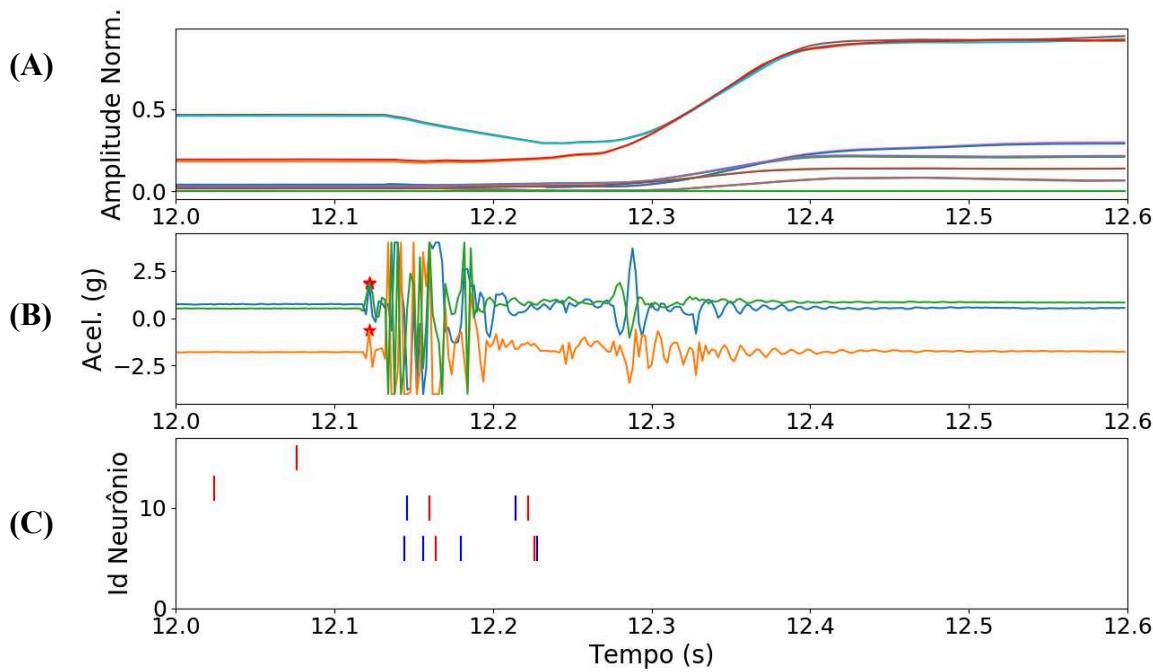


Figura 4.12: Resultados do método de detecção e supressão de escorregamentos para perturbação em degrau utilizando um peso de 20 g. (A) Sinais de força do sensor tátil 4x4. (B) Sinal de cada eixo do acelerômetro. (C) *Spikes* gerados pelo método apresentado no Capítulo 3 destacados em vermelho. *Spikes* gerados pelas fibras FA-I destacados em azul. Percebe-se que os *spikes* em vermelho ocorrem antes da ocorrência do escorregamento indicado pelo sinal do acelerômetro. Além disso, a resposta ao escorregimento ocorre após os *spikes* em azul.

4.4 Discussão

Este trabalho se encaixa dentro da área de pesquisa de sistemas táteis neuromórficos e apresentou um método para detecção e supressão de escorregamentos de objetos para próteses de mão. Os sinais de força produzidos por sensores tátteis 4x4 foram convertidos em *spikes* que se assemelham à atividade das fibras aferentes FA-I e que participam efetivamente na detecção de escorregimentos [25]. O método proposto baseou-se nos achados eletrofisiológicos que demonstraram que os primeiros *spikes* disparados por fibras sensoriais podem carregar informações relevantes [64]. Assim, desenvolvemos um sistema de controle que responde em maior magnitude ao primeiro *spike* recebido, sendo este o maior responsável por impedir o escorregimento de um objeto. Também é importante ressaltar que a detecção ocorreu dentro de

40 ms, em média, estando compatível com a resposta observada em estudos eletrofisiológicos [25], [26], [64], demonstrando que o sistema pode ser incorporado ao projeto de próteses comerciais como elemento de auxílio no controle da preensão.

Primeiramente, os resultados obtidos demonstraram que foi possível converter os sinais de força em *spikes*, codificando assim a característica transiente do sinal de escorregamento, caracterizado por uma quebra de contato entre os dedos da prótese e o objeto. Como o modelo neuromórfico gera poucos *spikes* na fase inicial de escorregamento, a tentativa de análise de suas respostas por meio de um método baseado no cálculo da frequência de disparo para determinar o escorregamento seria menos eficiente. Tal afirmação encontra suporte na: a) necessidade de criar janelas de tempo para calcular o número de *spikes* dentro das mesmas, o que pode levar a um atraso na detecção; b) necessidade de um maior número de *spikes* disparados ao longo do tempo para produzir melhores respostas [95]. Portanto, priorizar o tempo de ocorrência de *spikes* individuais se mostra uma abordagem mais interessante para a detecção de escorregamentos utilizando-se sensores de força.

Outra abordagem biomimética já apresentada na literatura fazia uso de um limiar sobre a componente negativa da derivada do sinal de força para simbolizar a atividade dos neurônios FA-I [39]. Nossa proposta expande tal abordagem ao reproduzir a resposta FA-I. E ainda, como demonstrado em [95], o envio de novos comandos motores para a prótese para cada ponto abaixo de certo limiar pode levar a um aumento excessivo da força de preensão, já que o tempo de atuação aumenta demais. Assim, nossa abordagem demonstra que reagir mais rapidamente e com maior magnitude no começo é um método eficaz para detectar e impedir o escorregamento de objetos.

Os *spikes* foram gerados via software, limitando a eficiência do sistema como um todo. No entanto, é possível inferir sobre o valor desta abordagem em um contexto em que o próprio hardware do sistema tátil já entrega os *spikes* diretamente. Neste contexto, é importante salientar a importância da codificação em forma de *spikes*. Os resultados demonstraram que os *spikes* relacionados ao escorregamento ocorreram de forma assíncrona. Assim, a eficiência fica demonstrada com o processamento ocorrendo somente no momento do escorregamento. Se comparado com o método apresentado por [110], o método proposto também é interessante por não fazer uso de análises no domínio da frequência, que se tornam cada vez mais custosas

computacionalmente à medida que o número de sensores aumenta.

O segundo experimento realizado demonstrou o desempenho do método em uma situação de escorregamento causada por uma perturbação em degrau. O tempo de resposta observado aconteceu dentro de um intervalo de aproximadamente 30 ms, indicando sua eficácia e que uma resposta bioinspirada baseada nos primeiros *spikes* das fibras aferentes é uma abordagem eficiente para detectar e interromper escorregamentos. O modelo de Izhikevich foi eficiente, gerando poucos *spikes* assim como esperado segundo dados eletrofisiológicos. O método pode ser melhorado com um aprimoramento da sensibilidade do sensor de força utilizado neste trabalho. O contato mínimo estabelecido para garantir que o objeto escorregaria com o peso de 20 g só promoveu uma resposta significativa para dois taxels. É necessário que haja uma queda significativa dos sinais de força para que as entradas, que correspondem à derivada dos sinais, excitem os neurônios o suficiente para gerar *spikes*. Para tanto, é vital que os sensores sejam sensíveis o suficiente para detectar variações de força com boa resolução.

As duas abordagens apresentadas nos Capítulos 3 e 4 podem ser utilizadas individualmente ou combinadas de acordo com requisitos de projeto. Ambos os sensores são complementares já que sensores ópticos registram deslocamento com grande precisão enquanto sensores de força permitem monitorar vibrações e a força aplicada pelos dedos da prótese. Em trabalhos futuros, pode-se demonstrar como esses métodos podem ser combinados de forma que as virtudes de ambas sejam destacadas ao mesmo tempo que compensam a deficiência dos outros.

O presente sistema é apenas um componente dentro de um sistema de controle maior que pode ser desenvolvido e incorporado para o controle das próteses em diferentes situações. A abordagem apresentada por [133] indica um caminho interessante para o desenvolvimento de tal sistema, fazendo uso de uma estrutura hierárquica de controle, com comandos motores do usuário ocupando uma posição mais alta, enquanto sistemas reflexos que auxiliam no controle da força de preensão atuam em baixo nível. Na condição atual do método proposto, uma diminuição voluntária na força de preensão causada por uma abertura dos dedos levaria à ativação do sistema reflexo da mesma forma. Trabalhos futuros podem levar em consideração a construção de uma *Spiking Neural Network* (SNN) que determina o controle da prótese. Neste cenário, comandos voluntários poderiam inibir os mecanismos reflexos. A modulação de circuitos reflexos é uma característica fisiológica dos seres humanos. Respostas reflexas

durante a manipulação de objetos foi estudada e foi demonstrado que ela evolui ao longo do desenvolvimento humano [141]. Sendo assim, combinando plasticidade e SNNs, seria possível criar um sistema de controle evolutivo que se assemelha ao comportamento humano.

Considerando o potencial que tecnologias neuromórficas apresentam para a construção de peles eletrônicas de alta densidade e velocidade de aquisição, é importante que sejam desenvolvidos métodos de processamento que permitam expandir as capacidades perceptuais, aprimorando o controle das próteses. Conforme demonstrado por [25], o escorregamento altera os disparos de acordo com as propriedades tactuais da superfície do objeto. Assim, podemos inferir ainda que modelos tátteis, como o aqui demonstrado, podem se mostrar eficientes à medida que podem permitir a extração de informações quanto a textura e atrito por meio dos padrões espaço-temporais dos *spikes*.

4.5 Conclusão

O presente trabalho apresentou um novo método bioinspirado para a detecção e supressão de escorregamentos. O método baseia-se somente em *spikes*, fazendo uso da sua eficiência computacional para detectar rapidamente escorregamentos de forma assíncrona com foco em aspectos temporais dos *spikes* gerados. O sistema proposto pode ser incorporado ao projeto de próteses, auxiliando no controle da força de preensão da prótese durante a manipulação de objetos, diminuindo a carga cognitiva dos usuários.

Capítulo 5

5 Conclusões e Considerações Finais

“As propriedades tatuais do nosso meio não falam conosco como as cores; elas permanecem em silêncio até fazermos com que falem.”

David Katz, “The World of Touch”.

Esta tese trouxe contribuições originais à linha de pesquisa voltada a próteses de membros superiores e sistemas táteis neuromórficos. O tema central deste trabalho tratou da detecção de escorregamentos em tempo-real para o desenvolvimento de sistemas de controle que permitam o ajuste automatizado de preensão de objetos, a fim de oferecer melhor suporte aos usuários. Dois métodos distintos foram apresentados, sendo que o primeiro fez uso de um sensor óptico que registra deslocamento de objetos enquanto o segundo fez uso de sensores de força dispostos em uma matriz 4x4. Em ambos os casos, uma abordagem neuromórfica foi adotada, inspirando-se na codificação de estímulos táteis por mecanorreceptores localizados na pele glabra. Mais precisamente, a atividade dos Corpúsculos de Meissner, também conhecidos como FA-I, serviram de inspiração principal por sua contribuição efetiva na codificação de estímulos transientes, deslocamentos sobre a pele e escorregamento [25]–[27].

A abordagem neuromórfica é interessante para a área de próteses por quatro motivos principais: a) permite a construção de sensores táteis com alta densidade de taxels sem prejuízo em termos de taxa de amostragem; b) os *spikes* conferem propriedades computacionais eficientes por serem assíncronos e esparsos, formando padrões espaço-temporais que podem ser decodificados e classificados para diferentes tipos de estímulos; c) a eficiência computacional leva a uma redução do consumo de energia que é um aspecto importante considerando a portabilidade do sistema como um todo e d) a codificação de informações táteis

em *spikes* promove uma interface interessante para a restauração de sensações táteis naturais por meio da estimulação dos nervos periféricos preservados após amputação da mão.

Ressalta-se a relevância deste tema que constitui um caminho em direção ao estado da arte no desenvolvimento de novos tipos de tecnologias táteis para próteses de membros superiores ou inferiores. Este trabalho permitiu a incorporação do *know-how* adquirido por meio de parcerias internacionais e que agora fica consolidado dentro do Laboratório de Engenharia Biomédica (Biolab) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU). É fundamental que os centros de pesquisa em Engenharia Biomédica no país acompanhem as tendências em ciência, tecnologia e inovação ao redor do mundo. Desta forma, esta tese se constitui como um passo importante em tal direção, complementando as outras competências já estabelecidas que envolvem o processamento de sinais neuromotores e o controle de mãos biônicas. Não obstante, outros trabalhos já se encontram em progresso e que irão permitir participação efetiva em pesquisas que visam o desenvolvimento de próteses de próxima geração.

Finalmente, a base fundamental para este trabalho é o sistema tático biológico e suas incríveis capacidades perceptuais. O processamento das sensações táteis são fundamentais para a compreensão do mundo externo, tanto quanto o processamento de estímulos visuais e auditivos. O desenvolvimento contínuo de sensores táteis, métodos de processamento e controle serão vitais ao desenvolvimento de próteses mais sofisticadas. No limite da tecnologia, deseja-se que tais próteses sejam revestidas completamente por uma pele artificial que se comunica com os sistemas biológicos de tal forma que ela esteja completamente integrada ao corpo. Acreditamos que para alcançar tal objetivo, a abordagem neuromórfica apresenta perspectivas promissoras à obtenção de tal resultado no longo prazo, sendo que os resultados preliminares desta tese servem como evidência que dá suporte à tais perspectivas.

6 Apêndice

6.1 Lista de artigos publicados

6.1.1 Artigos em periódicos

- A. Nakagawa-Silva, N. V. Thakor, J. Cabibihan and A. B. Soares, "A *bio-inspired* slip detection and reflex-like suppression method for robotic manipulators," in IEEE Sensors Journal, 2019. doi: 10.1109/JSEN.2019.2939506.
- D. Kumar, R. Ghosh, A. Nakagawa-Silva, A. B. Soares, N. V. Thakor, "Neuromorphic Approach to Tactile Edge Orientation Estimation using Spatiotemporal Similarity," in Neurocomputing, 2020, doi: 10.1016/j.neucom.2020.04.131

6.1.2 Artigos em congressos

- A. Nakagawa-Silva, S. P. Reddy Sunkesula, A. Prach, J. Cabibihan, N. V. Thakor and A. B. Soares, "Slip suppression in prosthetic hands using a reflective optical sensor and MPI controller," 2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), Cleveland, OH, 2018, pp. 1-4. doi: 10.1109/BIOCAS.2018.8584711.
- A. Nakagawa-Silva, D. Kumar, T. Yokota, T. Someya, N. V. Thakor, A. B. Soares: "A soft ultra-flexible tactile sensor for robotic and prosthetic applications". 2019 MRS Fall Meeting.
- A. C. T. Cresto, A. Nakagawa-Silva, A. B. Soares: "Investigating Dynamic Grip Force Control During Object Manipulation to Design Improved Control Schemes of Prosthetic Hands", XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering, 2018. doi: 10.1007/978-981-13-2119-1_101.
- D. Balamurugan, A. Nakagawa-Silva, et al., "Texture Discrimination using a Soft Biomimetic Finger for Prosthetic Applications," 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Toronto, ON, Canada, 2019, pp. 380-385. doi: 10.1109/ICORR.2019.8779442.

7 Referências

- [1] C. L. TAYLOR and R. J. SCHWARZ, “The anatomy and mechanics of the human hand.,” *Artif. Limbs*, 1955.
- [2] R. S. Dahiya, G. Metta, M. Valle, and G. Sandini, “Tactile sensing-from humans to humanoids,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 26, no. 1, pp. 1–20, 2010. <https://doi.org/10.1109/TRO.2009.2033627>
- [3] J. R. Flanagan, M. C. Bowman, and R. S. Johansson, “Control strategies in object manipulation tasks,” *Curr. Opin. Neurobiol.*, vol. 16, no. 6, pp. 650–659, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2006.10.005>
- [4] E. Todorov and M. I. Jordan, “Optimal feedback control as a theory of motor coordination.,” *Nat. Neurosci.*, vol. 5, no. 11, pp. 1226–1235, 2002. <https://doi.org/10.1038/nn963>
- [5] E. Todorov, “Optimality principles in sensorimotor control.,” *Nat. Neurosci.*, vol. 7, no. 9, pp. 907–15, 2004. <https://doi.org/10.1038/nn1309>
- [6] G. Westling and R. S. Johansson, “Factors influencing the force control during precision grip,” *Exp. Brain Res.*, vol. 53, no. 2, pp. 277–284, 1984. <https://doi.org/10.1007/BF00238156>
- [7] K. Demet, N. Martinet, F. Guillemin, J. Paysant, and J. M. André, “Health related quality of life and related factors in 539 persons with amputation of upper and lower limb,” *Disabil. Rehabil.*, 2003. <https://doi.org/10.1080/0963828031000090434>
- [8] S. I. Woodruff, M. R. Galarneau, D. I. Sack, C. T. McCabe, and J. L. Dye, “Combat amputees’ health-related quality of life and psychological outcomes: A brief report from the wounded warrior recovery project,” *J. Trauma Acute Care Surg.*, vol. 82, no. 3, pp. 592–595, 2017. <https://doi.org/10.1097/TA.0000000000001348>
- [9] A. D. Roche, B. Lakey, I. Mendez, I. Vujaklija, D. Farina, and O. C. Aszmann, “Clinical Perspectives in Upper Limb Prostheses: An Update,” *Curr. Surg. Reports*, 2019. <https://doi.org/10.1007/s40137-019-0227-z>
- [10] K. Norton, “A brief History of Prosthetics,” *InMotion*, 2007.
- [11] I. Vujaklija, D. Farina, and O. Aszmann, “New developments in prosthetic arm systems,”

- Orthop. Res. Rev.*, vol. Volume 8, pp. 31–39, Jul. 2016. <https://doi.org/10.2147/ORR.S71468>
- [12] N. Jiang, K. B. Englehart, and P. A. Parker, “Extracting simultaneous and proportional neural control information for multiple-dof prostheses from the surface electromyographic signal,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, no. 4, pp. 1070–1080, 2009. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2007967>
- [13] F. V. G. Tenore, A. Ramos, A. Fahmy, S. Acharya, R. Etienne-Cummings, and N. V. Thakor, “Decoding of individuated finger movements using surface electromyography,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, no. 5, pp. 1427–1434, 2009. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2005485>
- [14] A. D. Roche, H. Rehbaum, D. Farina, and O. C. Aszmann, “Prosthetic Myoelectric Control Strategies: A Clinical Perspective,” *Curr. Surg. Reports*, 2014. <https://doi.org/10.1007/s40137-013-0044-8>
- [15] M. Controzzi, C. Cipriani, and M. C. Carrozza, “Design of artificial hands: A review,” in *Springer Tracts in Advanced Robotics*, 2014. https://doi.org/10.1007/978-3-319-03017-3_11
- [16] C. Hartmann *et al.*, “Towards prosthetic systems providing comprehensive tactile feedback for utility and embodiment,” *IEEE 2014 Biomed. Circuits Syst. Conf. BioCAS 2014 - Proc.*, pp. 620–623, 2014. <https://doi.org/10.1109/BioCAS.2014.6981802>
- [17] F. Clemente, S. Dosen, L. Lonini, M. Markovic, D. Farina, and C. Cipriani, “Humans Can Integrate Augmented Reality Feedback in Their Sensorimotor Control of a Robotic Hand,” *IEEE Trans. Human-Machine Syst.*, vol. 47, no. 4, pp. 583–589, 2017. <https://doi.org/10.1109/THMS.2016.2611998>
- [18] M. A. Schweisfurth, M. Markovic, S. Dosen, F. Teich, B. Graumann, and D. Farina, “Electrotactile EMG feedback improves the control of prosthesis grasping force,” *J. Neural Eng.*, vol. 13, no. 5, p. 056010, 2016. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/5/056010>
- [19] S. Dosen *et al.*, “Multichannel electrotactile feedback with spatial and mixed coding for closed-loop control of grasping force in hand prostheses,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 25, no. 3, pp. 183–195, 2017. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2550864>
- [20] C. Lucarotti, C. M. Oddo, N. Vitiello, and M. C. Carrozza, “Synthetic and bio-artificial

- tactile sensing: A review,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 13, no. 2, pp. 1435–1466, 2013. <https://doi.org/10.3390/s130201435>
- [21] lee wang wei, “A Neuromorphic approach to tactile perception,” *PhD*, 2016.
- [22] H. P. Saal and S. J. Bensmaia, “Biomimetic approaches to bionic touch through a peripheral nerve interface,” *Neuropsychologia*, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2015.06.010>
- [23] S. C. Liu and T. Delbruck, “Neuromorphic sensory systems,” *Current Opinion in Neurobiology*. 2010. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2010.03.007>
- [24] S. C. Liu, T. Delbruck, G. Indiveri, A. Whatley, and R. Douglas, *Event-based neuromorphic systems*. 2014. <https://doi.org/10.1002/9781118927601>
- [25] R. S. Johansson and G. Westling, “Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip,” *Exp. Brain Res.*, 1987. <https://doi.org/10.1007/BF00236210>
- [26] G. Westling and R. S. Johansson, “Responses in glabrous skin mechanoreceptors during precision grip in humans,” *Exp. Brain Res.*, vol. 66, no. 1, pp. 128–140, 1987. <https://doi.org/10.1007/BF00236209>
- [27] R. S. Johansson and J. R. Flanagan, “Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks,” *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 10, no. 5, pp. 345–359, 2009. <https://doi.org/10.1038/nrn2621>
- [28] K. Ziegler-Graham, E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Travison, and R. Brookmeyer, “Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>
- [29] A. M. Peixoto, S. A. Zimpel, A. C. A. de Oliveira, R. L. S. Monteiro, and T. K. G. Carneiro, “Prevalência de amputações de membros superiores e inferiores no estado de Alagoas atendidos pelo SUS entre 2008 e 2015,” *Fisioter. e Pesqui.*, 2017. <https://doi.org/10.1590/1809-2950/17029524042017>
- [30] D. Datta, K. Selvarajah, and N. Davey, “Functional outcome of patients with proximal upper limb deficiency - Acquired and congenital,” *Clin. Rehabil.*, 2004. <https://doi.org/10.1191/0269215504cr716oa>
- [31] J. P. Durance and B. J. O’shea, “Upper limb amputees: A clinic profile,” *Disabil.*

- Rehabil.*, 1988. <https://doi.org/10.3109/09638288809164107>
- [32] K. Ostlie, I. M. Lesjø, R. J. Franklin, B. Garfelt, O. H. Skjeldal, and P. Magnus, “Prostheses use in adult acquired major upper-limb amputees: Patterns of wear, prosthetic skills and the actual use of prostheses in activities of daily life,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, 2012. <https://doi.org/10.3109/17483107.2011.653296>
- [33] A. Knight, S. Carey, and R. Dubey, “An interim analysis of the use of virtual reality to enhance upper limb prosthetic training and rehabilitation,” in *ACM International Conference Proceeding Series*, 2016. <https://doi.org/10.1145/2910674.2910717>
- [34] C. Nissler *et al.*, “VITA - An everyday virtual reality setup for prosthetics and upper-limb rehabilitation,” *J. Neural Eng.*, 2019. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aaf35f>
- [35] D. Farina *et al.*, “The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: Emerging avenues and challenges,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 22, no. 4, pp. 797–809, 2014. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2305111>
- [36] E. Biddiss and T. Chau, “Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 31, no. 3, pp. 236–257, 2007. <https://doi.org/10.1080/03093640600994581>
- [37] E. Biddiss and T. Chau, “Upper-Limb Prosthetics: Critical factors in device abandonment,” *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, no. 12, pp. 977–987, Dec. 2007. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181587f6c>
- [38] C. Antfolk, M. D’Alonzo, B. Rosén, G. Lundborg, F. Sebelius, and C. Cipriani, “Sensory feedback in upper limb prosthetics,” *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 10, no. 1, pp. 45–54, 2013. <https://doi.org/10.1586/erd.12.68>
- [39] L. Osborn, R. R. Kaliki, A. B. Soares, and N. V. Thakor, “Neuromimetic Event-Based Detection for Closed-Loop Tactile Feedback Control of Upper Limb Prostheses,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 9, no. 2, pp. 196–206, 2016. <https://doi.org/10.1109/TOH.2016.2564965>
- [40] M. Aman *et al.*, “Bionic hand as artificial organ: Current status and future perspectives,” *Artificial Organs*. 2019. <https://doi.org/10.1111/aor.13422>
- [41] S. Tang, R. Ghosh, N. V. Thakor, and S. L. Kukreja, “Orientation estimation and grasp type detection of household objects for upper limb prostheses with dynamic vision

- sensor,” in *Proceedings - 2016 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS 2016*, 2016, vol. 1, no. c, pp. 99–102. <https://doi.org/10.1109/BioCAS.2016.7833734>
- [42] M. Hays, L. Osborn, R. Ghosh, M. Iskarous, C. Hunt, and N. V. Thakor, “Neuromorphic vision and tactile fusion for upper limb prosthesis control,” in *International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, NER*, 2019. <https://doi.org/10.1109/NER.2019.8716890>
- [43] M. Markovic, S. Dosen, D. Popovic, B. Graimann, and D. Farina, “Sensor fusion and computer vision for context-aware control of a multi degree-of-freedom prosthesis,” *J. Neural Eng.*, vol. 12, no. 6, p. 066022, 2015. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/12/6/066022>
- [44] G. Ghazaei, A. Alameer, P. Degenaar, G. Morgan, and K. Nazarpour, “Deep learning-based artificial vision for grasp classification in myoelectric hands,” *J. Neural Eng.*, 2017. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aa6802>
- [45] B. Matulevich, G. E. Loeb, and J. A. Fishel, “Utility of contact detection reflexes in prosthetic hand control,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, no. Figure 2, pp. 4741–4746, 2013. <https://doi.org/10.1109/IROS.2013.6697039>
- [46] R. S. Johansson, J. L. Backlin, and M. K. O. Burstedt, “Control of grasp stability during pronation and supination movements,” *Exp. Brain Res.*, vol. 128, no. 1–2, pp. 20–30, 1999. <https://doi.org/10.1007/s002210050813>
- [47] A. C. T. Cresto, A. N. Silva, and A. B. Soares, “Investigating dynamic grip force control during object manipulation to design improved control schemes of prosthetic hands,” in *IFMBE Proceedings*, 2019. https://doi.org/10.1007/978-981-13-2119-1_101
- [48] Z. Ray and E. D. Engeberg, “Human-inspired reflex to autonomously prevent slip of grasped objects rotated with a prosthetic hand,” *J. Healthc. Eng.*, vol. 2018, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/2784939>
- [49] M. L. Hammock, A. Chortos, B. C. K. Tee, J. B. H. Tok, and Z. Bao, “25th anniversary article: The evolution of electronic skin (E-Skin): A brief history, design considerations, and recent progress,” *Adv. Mater.*, 2013. <https://doi.org/10.1002/adma.201302240>
- [50] C. Liao, M. Zhang, M. Y. Yao, T. Hua, L. Li, and F. Yan, “Flexible Organic Electronics in Biology: Materials and Devices,” *Advanced Materials*. 2015.
- [51] X. Wang, L. Dong, H. Zhang, R. Yu, C. Pan, and Z. L. Wang, “Recent Progress in Electronic Skin,” *Advanced Science*. 2015. <https://doi.org/10.1002/advs.201500169>

-
- [52] A. Chortos, J. Liu, and Z. Bao, “Pursuing prosthetic electronic skin,” *Nature Materials*. 2016. <https://doi.org/10.1038/nmat4671>
- [53] L. A. Jones, *Haptics*. MIT Press, 2018. <https://doi.org/10.7551/mitpress/11014.001.0001>
- [54] J. Loomis; and S. Lederman, “Tactual Perception,” in *Handbook of perception and human performance*, K. Boff, L. Kaufman, and J. Thomas, Eds. Oxford: John Wiley & Sons, 1986, p. 1143.
- [55] E. Gardner and K. Johnson, “Touch,” in *Principles of Neural Sciences*, E. Kandel and J. Schwartz, Eds. Mc Graw Hill, 2015, p. 1760.
- [56] S. Weinstein, “Intensive and extensive aspects of tactile sensitivity as a function of body part, sex and laterality,” in *First International Symposium on Skin Senses*, 1968.
- [57] P. Burgess and E. Perl, “Cutaneous Mechanoreceptors and Nociceptors,” in *Somatosensory system*, A. Iggo, Ed. Springer, 1973, p. 852. https://doi.org/10.1007/978-3-642-65438-1_3
- [58] M. Knibestöl and B. Vallbo, “Single Unit Analysis of Mechanoreceptor Activity from the Human Glabrous Skin,” *Acta Physiol. Scand.*, 1970. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1970.tb04783.x>
- [59] R. S. Johansson and A. B. Vallbo, “Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin.,” *J. Physiol.*, 1979. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1979.sp012619>
- [60] A. K. Suresh, H. P. Saal, and S. J. Bensmaia, “Edge orientation signals in tactile afferents of macaques,” *J. Neurophysiol.*, vol. 116, no. 6, pp. 2647–2655, 2016. <https://doi.org/10.1152/jn.00588.2016>
- [61] M. a Srinivasan, J. M. Whitehouse, and R. H. LaMotte, “Tactile detection of slip: surface microgeometry and peripheral neural codes.,” *Journal of neurophysiology*, vol. 63. pp. 1323–1332, 1990. <https://doi.org/10.1152/jn.1990.63.6.1323>
- [62] K. O. Johnson and G. D. Lamb, “Neural mechanisms of spatial tactile discrimination: neural patterns evoked by braille-like dot patterns in the monkey.,” *J. Physiol.*, 1981. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1981.sp013540>
- [63] J. R. Phillips, R. S. Johansson, and K. O. Johnson, “Representation of braille characters in human nerve fibres,” *Exp. Brain Res.*, 1990. <https://doi.org/10.1007/BF02423508>

-
- [64] R. S. Johansson and I. Birznieks, “First spikes in ensembles of human tactile afferents code complex spatial fingertip events,” *Nat. Neurosci.*, vol. 7, no. 2, pp. 170–177, 2004. <https://doi.org/10.1038/nn1177>
 - [65] I. Birznieks, P. Jenmalm, A. W. Goodwin, and R. S. Johansson, “Encoding of direction of fingertip forces by human tactile afferents,” *J. Neurosci.*, 2001. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.21-20-08222.2001>
 - [66] M. Hollins, S. Bensmaïa, K. Karlof, and F. Young, “Individual differences in perceptual space for tactile textures: Evidence from multidimensional scaling,” *Percept. Psychophys.*, vol. 62, no. 8, pp. 1534–1544, 2000. <https://doi.org/10.3758/BF03212154>
 - [67] D. Picard, C. Dacremont, D. Valentin, and A. Giboreau, “Perceptual dimensions of tactile textures,” *Acta Psychol. (Amst.)*, 2003. <https://doi.org/10.1016/j.actpsy.2003.08.001>
 - [68] C. E. Connor, S. S. Hsiao, J. R. Phillips, and K. O. Johnson, “Tactile roughness: Neural codes that account for psychophysical magnitude estimates,” *J. Neurosci.*, 1990. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.10-12-03823.1990>
 - [69] D. T. Blake, S. S. Hsiao, and K. O. Johnson, “Neural coding mechanisms in tactile pattern recognition: The relative contributions of slowly and rapidly adapting mechanoreceptors to perceived roughness,” *J. Neurosci.*, 1997. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.17-19-07480.1997>
 - [70] C. E. Connor and K. O. Johnson, “Neural coding of tactile texture: comparison of spatial and temporal mechanisms for roughness perception,” *J. Neurosci.*, vol. 12, no. 9, pp. 3414–3426, 1992. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.12-09-03414.1992>
 - [71] T. Yoshioka, B. Gibb, A. K. Dorsch, S. S. Hsiao, and K. O. Johnson, “Neural coding mechanisms underlying perceived roughness of finely textured surfaces,” *J. Neurosci.*, 2001. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.21-17-06905.2001>
 - [72] K. O. Johnson, S. S. Hsiao, and T. Yoshioka, “Review: Neural Coding and the Basic Law of Psychophysics,” *Neurosci.*, vol. 8, no. 2, pp. 111–121, Apr. 2002. <https://doi.org/10.1177/107385840200800207>
 - [73] J. M. Goodman and S. J. Bensmaia, “A variation code accounts for the perceived roughness of coarsely textured surfaces,” *Sci. Rep.*, 2017. <https://doi.org/10.1038/srep46699>
 - [74] S. J. Bensmaia and M. Hollins, “The vibrations of texture,” *Somatosens. Mot. Res.*, 2003.

- <https://doi.org/10.1080/0899022031000083825>
- [75] S. Bensmaïa and M. Hollins, “Pacinian representations of fine surface texture,” *Percept. Psychophys.*, vol. 67, no. 5, pp. 842–854, Jul. 2005. <https://doi.org/10.3758/BF03193537>
- [76] A. I. Weber *et al.*, “Spatial and temporal codes mediate the tactile perception of natural textures,” *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, 2013. <https://doi.org/10.1073/pnas.1305509110>
- [77] A. W. Goodwin, V. G. Macefield, and J. W. Bisley, “Encoding of object curvature by tactile afferents from human fingers,” *J. Neurophysiol.*, 1997. <https://doi.org/10.1152/jn.1997.78.6.2881>
- [78] L. L. Bologna, J. Pinoteau, R. Brasselet, M. Maggiali, and A. Arleo, “Encoding/decoding of first and second order tactile afferents in a neurorobotic application,” *J. Physiol. Paris*, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.jphapsparis.2011.08.002>
- [79] A. L. Hodgkin and A. F. Huxley, “A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve,” *Bull. Math. Biol.*, 1990. <https://doi.org/10.1007/BF02459568>
- [80] F. Santamaria and J. M. Bower, “Hodgkin-Huxley Models,” in *Encyclopedia of Neuroscience*, 2009. <https://doi.org/10.1016/B978-008045046-9.01413-3>
- [81] W. Gerstner and W. M. Kistler, *Spiking Neuron Models*. 2002. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511815706>
- [82] S. S. Kim, A. P. Sripati, R. J. Vogelstein, R. S. Armiger, A. F. Russell, and S. J. Bensmaia, “Conveying tactile feedback in sensorized hand neuroprostheses using a biofidelic model of mechanotransduction,” in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2009. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2009.2032396>
- [83] E. M. Izhikevich, “Simple model of spiking neurons,” *IEEE Trans. Neural Networks*, vol. 14, no. 6, pp. 1569–1572, 2003. <https://doi.org/10.1109/TNN.2003.820440>
- [84] U. B. Rongala, A. Mazzoni, and C. M. Oddo, “Neuromorphic Artificial Touch for Categorization of Naturalistic Textures,” *IEEE Trans. Neural Networks Learn. Syst.*, vol. 28, no. 4, pp. 819–829, 2017. <https://doi.org/10.1109/TNNLS.2015.2472477>
- [85] M. Rasouli, Y. Chen, A. Basu, S. L. Kukreja, and N. V. Thakor, “An Extreme Learning Machine-Based Neuromorphic Tactile Sensing System for Texture Recognition,” *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, pp. 1–13, 2018. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2018.2805721>

- [86] M. M. Iskarous, H. H. Nguyen, L. E. Osborn, J. L. Betthauser, and N. V. Thakor, “Unsupervised Learning and Adaptive Classification of Neuromorphic Tactile Encoding of Textures,” in *2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS 2018 - Proceedings*, 2018. <https://doi.org/10.1109/BIOCAS.2018.8584702>
- [87] H. Nguyen *et al.*, “Dynamic Texture Decoding Using a Neuromorphic Multilayer Tactile Sensor,” in *2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS 2018 - Proceedings*, 2018. <https://doi.org/10.1109/BIOCAS.2018.8584826>
- [88] D. Balamurugan *et al.*, “Texture Discrimination using a Soft Biomimetic Finger for Prosthetic Applications,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, vol. 2019, 2019. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2019.8779442>
- [89] L. E. Osborn *et al.*, “Prosthesis with neuromorphic multilayered e-dermis perceives touch and pain,” *Sci. Robot.*, 2018. <https://doi.org/10.1126/scirobotics.aat3818>
- [90] C. M. Oddo *et al.*, “Intraneural stimulation elicits discrimination of textural features by artificial fingertip in intact and amputee humans,” *eLife*, vol. 5, Mar. 2016. <https://doi.org/10.7554/eLife.09148>
- [91] R. S. Dahiya *et al.*, “Towards tactile sensing system on chip for robotic applications,” *IEEE Sens. J.*, 2011.
- [92] S. Caviglia, L. Pinna, M. Valle, and C. Bartolozzi, “Spike-Based Readout of POSFET Tactile Sensors,” *IEEE Trans. Circuits Syst. I Regul. Pap.*, 2017. <https://doi.org/10.1109/TCSI.2016.2561818>
- [93] P. A. Merolla, J. V. Arthur, B. E. Shi, and K. A. Boahen, “Expandable networks for neuromorphic chips,” *IEEE Trans. Circuits Syst. I Regul. Pap.*, 2007. <https://doi.org/10.1109/TCSI.2006.887474>
- [94] W. W. Lee, S. L. Kukreja, and N. V. Thakor, “A kilohertz kilotaxel tactile sensor array for investigating spatiotemporal features in neuromorphic touch,” in *2015 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, 2015, no. c, pp. 1–4. <https://doi.org/10.1109/BioCAS.2015.7348412>
- [95] A. Nakagawa-Silva, N. V. Thakor, J. J. Cabibihan, and A. B. Soares, “A Bio-Inspired Slip Detection and Reflex-Like Suppression Method for Robotic Manipulators,” *IEEE Sens. J.*, 2019. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2939506>

- [96] S. S. Kim, A. P. Sripati, R. J. Vogelstein, R. S. Armiger, A. F. Russell, and S. J. Bensmaia, “Conveying tactile feedback in sensorized hand neuroprostheses using a biofidelic model of mechanotransduction,” *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 3, no. 6, pp. 398–404, 2009. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2009.2032396>
- [97] W. W. Lee, J. Cabibihan, and N. V. Thakor, “Bio-mimetic strategies for tactile sensing,” *Proc. IEEE Sensors*, 2013. <https://doi.org/10.1109/ICSENS.2013.6688260>
- [98] W. W. Lee, H. Yu, and N. V. Thakor, “Gait event detection through neuromorphic spike sequence learning,” *5th IEEE RAS/EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, pp. 899–904, 2014. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2014.6913895>
- [99] W. W. Lee, S. L. Kukreja, and N. V. Thakor, “Discrimination of dynamic tactile contact by temporally precise event sensing in spiking neuromorphic networks,” *Front. Neurosci.*, vol. 11, no. JAN, pp. 1–14, 2017. <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00005>
- [100] N. Salimi-Nezhad, M. Amiri, E. Falotico, and C. Laschi, “A digital hardware realization for spiking model of cutaneous mechanoreceptor,” *Front. Neurosci.*, 2018. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00322>
- [101] Z. Yi and Y. Zhang, “Bio-inspired Tactile FA-I Spiking Generation under Sinusoidal Stimuli,” *J. Bionic Eng.*, 2016. [https://doi.org/10.1016/S1672-6529\(16\)60332-3](https://doi.org/10.1016/S1672-6529(16)60332-3)
- [102] Y. Zhengkun and Z. Yilei, “Recognizing tactile surface roughness with a biomimetic fingertip: A soft neuromorphic approach,” *Neurocomputing*, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2017.03.025>
- [103] A. Prach, J. J. Cabibihan, N. V. Thakor, and D. S. Bernstein, “Pareto-front analysis of a monotonic PI control law for slip suppression in a robotic manipulator,” in *2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2017*, 2018, vol. 2018-Janua, pp. 2728–2733. <https://doi.org/10.1109/ROBIO.2017.8324832>
- [104] M. T. Francomano, D. Accoto, and E. Guglielmelli, “Artificial Sense of Slip: A Review,” *IEEE Sens. J.*, vol. 13, no. 7, pp. 2489–2498, 2013. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2013.2252890>
- [105] L. Roberts, G. Singhal, and R. Kaliki, “Slip detection and grip adjustment using optical tracking in prosthetic hands,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 2929–2932, 2011. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090806>

- [106] A. Nakagawa-Silva, S. P. Reddy Sunkesula, A. Prach, J.-J. Cabibihan, N. V. Thakor, and A. B. Soares, “Slip suppression in prosthetic hands using a reflective optical sensor and MPI controller,” in *2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, 2018, pp. 1–4. <https://doi.org/10.1109/BIOCAS.2018.8584711>
- [107] J. A. Fishel and G. E. Loeb, “Bayesian exploration for intelligent identification of textures,” *Front. Neurorobot.*, 2012. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2012.00004>
- [108] R. A. Romeo, C. M. Oddo, M. C. Carrozza, E. Guglielmelli, and L. Zollo, “Slippage detection with piezoresistive tactile sensors,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 8, pp. 1–15, 2017. <https://doi.org/10.3390/s17081844>
- [109] M. T. Francomano, D. Accoto, and E. Guglielmelli, “Experimental characterization of a flexible thermal slip sensor,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 12, no. 11, pp. 15267–15280, 2012. <https://doi.org/10.3390/s121115267>
- [110] R. A. Romeo *et al.*, “Identification of slippage on naturalistic surfaces via wavelet transform of tactile signals,” *IEEE Sens. J.*, 2019. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2881831>
- [111] K. J. Cole and J. H. Abbs, “Grip force adjustments evoked by load force perturbations of a grasped object,” *J. Neurophysiol.*, 1988. <https://doi.org/10.1152/jn.1988.60.4.1513>
- [112] K. O. Johnson and S. S. Hsiao, “Neural Mechanisms of Tactual form and Texture Perception,” *Annu. Rev. Neurosci.*, vol. 15, no. 1, pp. 227–250, Mar. 1992. <https://doi.org/10.1146/annurev.ne.15.030192.001303>
- [113] D. Prattichizzo and J. C. Trinkle, “Grasping,” *Springer Handb. Robot.*, 2008. https://doi.org/10.1007/978-3-540-30301-5_29
- [114] L. Osborn, H. Nguyen, J. Betthauser, R. Kaliki, and N. Thakor, “Biologically inspired multi-layered synthetic skin for tactile feedback in prosthetic limbs,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2016, vol. 2016-Octob, pp. 4622–4625. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591757>
- [115] H. Dang and P. K. Allen, “Learning grasp stability,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 2392–2397, 2012. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2012.6224754>
- [116] W. Chen, H. Khamis, I. Birznieks, N. F. Lepora, and S. J. Redmond, “Tactile Sensors for Friction Estimation and Incipient Slip Detection - Toward Dexterous Robotic

- Manipulation: A Review,” *IEEE Sens. J.*, 2018. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2868340>
- [117] J. Tegin and J. Wikander, “Tactile sensing in intelligent robotic manipulation - A review,” *Ind. Rob.*, 2005. <https://doi.org/10.1108/01439910510573318>
- [118] T. Zhang, H. Liu, L. Jiang, S. Fan, and J. Yang, “Development of a flexible 3-D tactile sensor system for anthropomorphic artificial hand,” *IEEE Sens. J.*, vol. 13, no. 2, pp. 510–518, 2013. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2012.2220345>
- [119] H. N. Sani and S. G. Meek, “Characterizing the performance of an optical slip sensor for grip control in a prosthesis,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 1927–1932, 2011. <https://doi.org/10.1109/IROS.2011.6095181>
- [120] R. S. Johansson and G. Westling, “Programmed and triggered actions to rapid load changes during precision grip,” *Exp. Brain Res.*, vol. 71, no. 1, pp. 72–86, 1988. <https://doi.org/10.1007/BF00247523>
- [121] J. M. Romano, K. Hsiao, G. Niemeyer, S. Chitta, and K. J. Kuchenbecker, “Human-inspired robotic grasp control with tactile sensing,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 27, no. 6, pp. 1067–1079, 2011. <https://doi.org/10.1109/TRO.2011.2162271>
- [122] Z. Su *et al.*, “Force Estimation and Slip Detection for Grip Control using a Biomimetic Tactile Sensor,” *IEEE-RAS Int. Conf. Humanoid Robot.*, pp. 297–303, 2015. <https://doi.org/10.1109/HUMANOIDS.2015.7363558>
- [123] L. S. Smith, “Neuromorphic systems: Past, present and future,” in *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 2010. https://doi.org/10.1007/978-0-387-79100-5_9
- [124] W. Yuan, R. Li, M. A. Srinivasan, and E. H. Adelson, “Measurement of shear and slip with a GelSight tactile sensor,” in *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2015. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2015.7139016>
- [125] S. Dong, W. Yuan, and E. H. Adelson, “Improved GelSight tactile sensor for measuring geometry and slip,” in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2017. <https://doi.org/10.1109/IROS.2017.8202149>
- [126] J. W. James, N. Pestell, and N. F. Lepora, “Slip detection with a biomimetic tactile sensor,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, 2018. <https://doi.org/10.1109/LRA.2018.2852797>
- [127] A. Cirillo, P. Cirillo, G. De Maria, C. Natale, and S. Pirozzi, “An artificial skin based on optoelectronic technology,” *Sensors Actuators, A Phys.*, 2014.

- <https://doi.org/10.1016/j.sna.2014.03.030>
- [128] P. Mittendorfer and G. Cheng, “Humanoid multimodal tactile-sensing modules,” *IEEE Trans. Robot.*, 2011. <https://doi.org/10.1109/TRO.2011.2106330>
- [129] C. M. Niu, K. Jalaleddini, W. J. Sohn, J. Rocamora, T. D. Sanger, and F. J. Valero-Cuevas, “Neuromorphic meets neuromechanics, part I: The methodology and implementation,” *J. Neural Eng.*, vol. 14, no. 2, p. 025001, 2017. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aa593c>
- [130] K. J. Zuo and J. L. Olson, “The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation,” *Can. J. Plast. Surg.*, vol. 22, no. 1, pp. 44–51, 2014. <https://doi.org/10.1177/229255031402200111>
- [131] P. Parker, K. Englehart, and B. Hudgins, “Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 16, no. 6, pp. 541–548, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.006>
- [132] F. Cordella *et al.*, “Literature review on needs of upper limb prosthesis users,” *Front. Neurosci.*, vol. 10, no. MAY, pp. 1–14, 2016. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00209>
- [133] B. A. Kent and E. D. Engeberg, “Human-inspired feedback synergies for environmental interaction with a dexterous robotic hand,” *Bioinspiration and Biomimetics*, vol. 9, no. 4, 2014. <https://doi.org/10.1088/1748-3182/9/4/046008>
- [134] M. I. Tiwana, S. J. Redmond, and N. H. Lovell, “A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 179, pp. 17–31, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2012.02.051>
- [135] P. Lichtsteiner, C. Posch, and T. Delbrück, “A 128×128 120 dB 15 μ s latency asynchronous temporal contrast vision sensor,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, 2008. <https://doi.org/10.1109/JSSC.2007.914337>
- [136] C. Brandli, R. Berner, M. Yang, S. C. Liu, and T. Delbrück, “A 240×180 130 dB 3 μ s latency global shutter spatiotemporal vision sensor,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, 2014. <https://doi.org/10.1109/JSSC.2014.2342715>
- [137] F. Corradi, D. Zambrano, M. Raglanti, G. Passetti, C. Laschi, and G. Indiveri, “Towards a neuromorphic vestibular system,” *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, 2014. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2014.2358493>

-
- [138] A. Vanarse, A. Osseiran, and A. Rassau, “A review of current neuromorphic approaches for vision, auditory, and olfactory sensors,” *Frontiers in Neuroscience*. 2016. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00115>
 - [139] D. Kumar, R. Ghosh, A. Nakagawa-Silva, A. B. Soares, and N. V. Thakor, “Neuromorphic approach to tactile edge orientation estimation using spatiotemporal similarity,” *Neurocomputing*, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2020.04.131>
 - [140] U. B. Rongala *et al.*, “Tactile decoding of edge orientation with artificial cuneate neurons in dynamic conditions,” *Front. Neurorobot.*, 2019. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2019.00044>
 - [141] H. Forssberg, A. C. Eliasson, H. Kinoshita, G. Westling, and R. S. Johansson, “Development of human precision grip,” *Exp. Brain Res.*, vol. 104, no. 2, pp. 323–330, 1995. <https://doi.org/10.1007/BF00242017>