

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**Controle de escorregamento baseado em modelo neuromimético
embarcado adaptativo**

Vinicius Teixeira da Costa

Uberlândia

2026

Vinicius Teixeira da Costa

**Controle de escorregamento baseado em modelo neuromimético
embarcado adaptativo**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD (UFU)
Orientador

Prof. Marcelo Barros de Almeida, PhD (UFU)
Co-Orientador

Uberlândia

2026

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

C837 Costa, Vinicius Teixeira da, 1994-
2026 Controle de escorregamento baseado em modelo
neuromimético embarcado adaptativo [recurso eletrônico] : /
Vinicius Teixeira da Costa. - 2026.

Orientador: Alcimar Barbosa Soares.

Coorientador: Marcelo Barros de Almeida.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Doutorado em Engenharia Biomédica.

Modo de acesso: Internet.

DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2026.524>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Soares, Alcimar Barbosa, 1965-,
(Orient.). II. Almeida, Marcelo Barros de, 1972-, (Coorient.). III.
Universidade Federal de Uberlândia. Doutorado em Engenharia
Biomédica. IV. Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091

Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

Vinicius Teixeira da Costa

**Controle de escorregamento baseado em modelo neuromimético
embarcado adaptativo**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Uberlândia, Julho de 2026.

Banca examinadora:

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD - Orientador (UFU)

Ana Clara Pereira Resende da Costa, PhD (UFU)

Prof. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira, PhD (UFU)

Prof. Ailton Luiz Siqueira Dias Jr., PhD (IFTM-Ituiutaba)

Prof. Danilo A. P. Nagem, PhD (UFRN)

*“O passado é história, o futuro é mistério, o agora é uma dádiva e por isso se chama
presente.”*

Mestre Oogway

Agradecimentos

Obrigado a Deus por me ajudar a finalizar mais essa etapa em minha vida. Este doutorado foi um grande período de aprendizado, além de crescimento tanto profissional quanto pessoal. Ao longo dos anos construindo minha tese passei por grandes desafios, onde mesmo com grandes perdas acredito que tive grandes vitórias. No começo dessa jornada tinha grandes planos de pesquisa e vida após a finalização desse doutorado, mas o tempo me mostrou quantas surpresas teríamos nesse período, seja uma pandemia, mudança de casa, casamento, perda de pessoas queridas me fariam amadurecer e seguir a vida. A pós-graduação sempre foi um local que me abraçou e me deu suporte para expandir minha consciência sobre o mundo, pesquisa e futuro. Sou extremamente grato por chegar até aqui e poder ter esse espaço para poder agradecer grande parte das pessoas, pois se pudesse agradecer a todos essa tese seria em grande parte sobre isso.

Agradeço minha família, minha mãe Rose, irmã, sobrinho, avó e meus tios que mesmo sem entender tão bem o que eu fazia sempre me apoiaram na conquista desse doutorado, ainda hoje me recebem com uma mesa de café da manhã aos sábados para contar as mesmas histórias e me divertir com várias risadas. Estendo minhas lembranças e preces ao meu pai Gilmar e ao meu avô José Olavo, que já não estão fisicamente comigo, mas permanecem vivos em minhas orações. Agradeço também a família da minha esposa, meus sogros, padrinhos, tios e afilhados que me receberam tão bem desde o momento em que os conheci, em especial a avó da minha esposa, Dona Honória, que teve uma bondade que nunca tinha presenciado.

A Thati, minha esposa, companheira e amiga que acredita mais em mim do que eu mesmo, me apoiou em todos os momentos e aceitou viver essa vida comigo mesmo sem nenhuma garantia de futuro, mas com a certeza de que iríamos conseguir passar por todas as etapas. Ainda me pergunto como você conseguiu me aguentar por todos

esses anos, mas agradeço por isso e por tudo que você fez e faz por mim.

Professor Alcimar por todas as aulas sobre o pesquisa científica, além de conversas, ensinamentos e discussões que mesmo eu discordando de algumas ideias sempre me ajudaram a amadurecer, onde várias vezes fizeram reconhecer meus erros e melhorar, pessoas assim fazem a gente evoluir. Professor Sérgio Ricardo que além de sempre estar disponível para tirar várias dúvidas técnicas, levo conselhos seus para minha vida profissional e pessoal até hoje. Professor Marcelo Barros e Márcio Cunha que também sempre estiveram dispostos a me ajudar com dúvidas técnicas, me ajudaram a enxergar o mundo de forma mais ampla além de conversas divertidas e leves que levo comigo.

Agradeço aos meus colegas de laboratório, que fizeram toda a diferença nesse período, seja conversas sobre pesquisas, discussões intermináveis sobre assuntos diversos, ou até mesmo momentos de descontração e diversão. Em especial Eduardo Gouveia, Andrei Nakagawa, Eber Lawrence e Ronaldo Sena por tantas noites no discord e no laboratório que facilitaram tanto a pesquisa deixando a vida leve. Além de Ronaldo Junio e sua esposa Letícia que trago como amigos desde a graduação e sempre me deram suporte quando precisei na vida.

Agradeço também ao laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab) onde tive toda a oportunidade de pesquisa e desenvolvi essa tese, acredito que também tenha colaborado com várias pesquisas além de tentar ser sempre uma boa pessoa de se conviver. Agradeço também aos laboratórios LTAD e LMEST que me receberam tão bem para contribuir com desenvolvimento de pesquisa e projetos. Em especial o Prof. Aldemir Cavallini por todo o suporte e ensinamentos. Também agradeço a empresa Brasmedical que me permitiu uma evolução profissional, em especial Eduardo Manço e Wendel que sempre me trataram tão bem e com paciência.

Um obrigado à Universidade Federal de Uberlândia, todos os professores e servidores da pós-graduação em Engenharia Biomédica e também os órgãos de financiamento: CAPES, FAPEMIG e CNPq que deram suporte constante às atividades desenvolvidas. Por fim, agradeço a todos que contribuíram de forma direta e/ou indireta e espero que esse seja só o começo de uma vida de pesquisa e desenvolvimento, onde espero poder contribuir com a sociedade e com a ciência.

Resumo

Costa, V. T. *Controle de escorregamento baseado em modelo neuromimético embarcado adaptativo*. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, 2026.

A destreza na manipulação de objetos é uma habilidade humana fundamental baseada em arcos reflexos rápidos e no feedback tátil. Em indivíduos amputados, a ausência de percepção sensorial em próteses comerciais é uma das principais causas de rejeição e abandono desses dispositivos, com taxas de abandono clínico que chegam a 30%. Mimetizar o reflexo motor de preensão em tempo real (latência inferior a 100 ms) é um desafio na robótica de reabilitação devido ao custo computacional de métodos convencionais e limitações de hardware vestível. Esta tese propõe e valida a hipótese de que um processamento bioinspirado embarcado, baseado em codificação neuromórfica e alimentado por uma matriz tátil piezorresistiva de alta densidade, é capaz de identificar e suprimir escorregamentos de forma local e autônoma dentro de tempos compatíveis com o arco reflexo humano. O sistema desenvolvido integra uma matriz de sensores piezorresistivos de 4×4 taxels recoberta por uma camada de silicone EcoFlex 00-30 de 2 mm na ponta dos dedos de uma prótese robótica comercial (*COVVI Hand*) acoplada a um manipulador industrial (*DOBOT CR10A*). As leituras de pressão analógicas são convertidas localmente em potenciais de ação (*spikes*) usando o modelo de neurônio de Izhikevich para emular mecanorreceptores de adaptação lenta (SA-I) e rápida (FA-I). A supressão ativa de escorregamentos é executada através de um controlador Proporcional-Integral Monotônico (MPI) operando a 500 Hz. Sob perturbação abrupta (Experimento A: degrau de 20 g), o tempo médio de supressão foi de 70 ± 22 ms (FA-I) e 80 ± 25 ms (SA-I). Sob perturbação progressiva (Experimento B: rampa de água a 50 ml/s), os tempos de reação foram de 82 ± 28 ms (FA-I) e 95 ± 34 ms (SA-I). O principal achado deste trabalho é a comprovação de que

o processamento orientado a eventos local contorna as não linearidades e a histerese do silicone, permitindo que microcontroladores de baixo custo executem laços de controle reflexo rápidos e robustos. Conclui-se que a arquitetura neuromórfica embarcada proposta viabiliza soluções vestíveis energeticamente eficientes, essenciais para a reabilitação funcional real de membros superiores.

Palavras-chave: Bioinspirado. Escorregamento. Neuromórfico. Prótese.

Abstract

Costa, V. T. *Embedded Adaptive Slip Control Based on a Neuromimetic Model*. Doctoral Thesis - Federal University of Uberlândia, 2026.

The ability to dexterously manipulate objects is a fundamental human skill based on fast reflex loops and tactile feedback. In upper-limb amputees, the lack of sensory perception in commercial prostheses is one of the leading causes of user rejection and device abandonment, with clinical abandonment rates reaching up to 30%. Mimicking the motor grasp reflex in real time (latency below 100 ms) is a major challenge in rehabilitation robotics due to the high computational cost of conventional methods and constraints of wearable hardware. This thesis proposes and validates the hypothesis that an embedded, bio-inspired event-driven architecture based on neuromorphic coding and fed by a high-density piezoresistive tactile array can detect and suppress slip locally and autonomously within timeframes compatible with the human reflex arc. The developed system integrates a 4×4 taxel piezoresistive sensor array covered by a 2 mm layer of EcoFlex 00-30 silicone on the fingertips of a commercial robotic prosthesis (*COVVI Hand*) coupled to an industrial manipulator (*DOBOT CR10A*). Analog pressure readings are locally converted into action potentials (*spikes*) using the Izhikevich neuron model to emulate slowly adapting (SA-I) and fast-adapting (FA-I) mechanoreceptors. Active slip suppression is executed using a Monotonic Proportional-Integral (MPI) controller operating at 500 Hz. Under abrupt perturbation (Experiment A: 20 g step load), the average suppression time was 70 ± 22 ms (FA-I) and 80 ± 25 ms (SA-I). Under progressive perturbation (Experiment B: water flow at 50 ml/s), the reaction times were 82 ± 28 ms (FA-I) and 95 ± 34 ms (SA-I). The main finding of this work is the demonstration that local event-driven processing successfully circumvents the nonlinearities and hysteresis of the silicone, enabling low-cost microcontrollers to run fast

and robust closed-loop reflex controls. In conclusion, the proposed embedded neuromorphic architecture enables energy-efficient wearable solutions, which are essential for real functional upper-limb rehabilitation.

Keywords: Bioinspired. Neuromorphic. Prosthesis. Slip.

Publicações

Publicações Diretamente Vinculadas à Tese

Costa, V.T., Oliveira, S.R.J., Soares, A.B. (2022). *Influence of Visual Clue in the Motor Adaptation Process*. In: Bastos-Filho, T.F., de Oliveira Caldeira, E.M., Frizera-Neto, A. (eds) XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering. CBEB 2020. IFMBE Proceedings, vol 83. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-70601-2_15

Gouveia, E.B., Vasconcelos, L.M., Gouveia, E.L.S., Costa, V.T., Nakagawa-Silva, A., Soares, A.B. (2022). *An Object Tracking Using a Neuromorphic System Based on Standard RGB Cameras*. In: Bastos-Filho, T.F., de Oliveira Caldeira, E.M., Frizera-Neto, A. (eds) XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering. CBEB 2020. IFMBE Proceedings, vol 83. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-70601-2_33.

Teixeira Da Costa, V., Borges Gouveia, E., Nakagawa-Silva, A., Soares, A. B. (2022). *Tactile sensing based on piezoresistive sensors using izhikevich model*. In: IX Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica e o XXVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

Teixeira Da Costa, V., Barros, S. C., Soares, A. B. (2024). *Sensoriamento tátil baseado em sensores piezorresistivos utilizando modelo de izhikevich*. XXIX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

Costa, S. C., Teixeira da Costa, V., Soares, A. B. (2025). *Acquisition of Tactile Information via Piezoresistive Array for Neuromorphic Feedback in Robotic Prostheses* In: XVI Simpósio de Engenharia Biomédica.

DA COSTA, V. T., SOARES, A. B., (2026). *Modelagem e Controle Neuromimético Aplicados a Garra Robótica Inteligente*. ed. Atena: Engenharia de Computação aplicada a sistemas, dados e inovação, p. 241-259. DOI: <https://l1nq.com/KdH8u>

Publicações Decorrentes de Parcerias e Projetos Correlatos

Fernandes Cyrino, G., Nader Zago, N., Barbosa Soares, A., da Silva Aramaki, R., Afonso Lamounier Jr, E., Teixeira da Costa, V., Cardoso, A. (2021). *Sistema para*

Reabilitação Sensoriomotora pós Acidente Vascular Encefálico. In: SEB 2021: XIII Simpósio de Engenharia Biomédica.

Teixeira da Costa, V., Guarato de Freitas Santos, J., Timbó Silva, R., Aparecido Cavallini, A. (2024). *ROSS: uma biblioteca open source para dinâmica de rotores.* In: Escola Brasileira de Dinâmica de Rotores.

Guarato de Freitas Santos Vinicius Teixeira da Costa Aldemir Aparecido Cavallini Junior, J., Timbó Silva, R., Gamboa Ritto, T. (2025). *AN OPEN-SOURCE SOFTWARE FOR ROTORDYNAMICS.* In: XX International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics.

Slavič, J., Zaletelj, K., Gorjup, D., Pasca, P., Aloisio, A., Frøseth, G. T., Weijtjens, W., Mujtaba, A., Cesnik, M., Zorman, A., Tsialiamanis, G., Tomac, I., Ritto, T. G., Ocepek, D., Rohe, D., Silva, O. M., Masmeijer, T., Krištof ~ krištofčufar, K., Bregar, T., . . . Boeing, W. E. (2025). *Python Open-source Signal Processing and Simulation/Modeling for Scientific research in Structural Dynamics-a review.* In: Journal Mechanical Systems and Signal Processing.

Patente de uma PLATAFORMA ROBÓTICA TRACIONADA POR UM ÚNICO CABO PARA MEMBROS SUPERIORES., by COSTA, V. T., SOARES, A. B and JESUS, S. O. (2020). BR1020200124 [Online]. Available: [https : //busca.inpi.gov.br/pePI/servlet/](https://busca.inpi.gov.br/pePI/servlet/)

Patente de um SISTEMA BASEADO EM ULTRASSOM PARA MONITORAMENTO DE INTEGRIDADE ESTRUTURAL DE EIXO ROTATIVO DE UMA UNIDADE GERADORA, by CAVALLINI, A. A., NETO, A. S., PEREIRA L. R., SICCHIERI L. C., CUNHA M. J., COSTA, V. T. (2024). BR102024026389 [Online]. Available: [https : //busca.inpi.gov.br/pePI/servlet/](https://busca.inpi.gov.br/pePI/servlet/)

Sumário

Lista de Figuras	21
Lista de Tabelas e Quadros	22
Lista de Abreviaturas e Siglas	24
1 Introdução	25
1.1 Hipótese	28
1.2 Objetivos	29
1.3 Estrutura do documento	29
2 Revisão Bibliográfica	31
2.1 Sistema motor	31
2.2 Sistema Sensorial	32
2.2.1 Neurônio e a Transmissão de Informação	32
2.2.2 Transdutores sensoriais e Mecanorreceptores	34
2.2.3 Codificação Neural	35
2.2.3.1 Taxa de Disparos	35
2.2.3.2 Temporal	36
2.2.3.3 Populações	37
2.3 Tato neuromórfico	38
2.3.1 Modelos de Neurônios Artificiais	39
2.4 Detecção de estímulos táteis	40
2.5 Controle tátil em controle de circuito em malha fechada	42
2.5.1 Limiar Dinâmico Adaptativo (DATH)	43

3	Materiais e Métodos	45
3.1	Introdução	45
3.2	Arquitetura Proposta	45
3.2.1	Matriz tátil e aquisição de dados	47
3.2.2	Prótese robótica	49
3.2.3	Modelo neuromórfico	50
3.2.3.1	Parametrização dos neurônios SA-I e FA-I	50
3.2.3.2	Pré-processamento, normalização e geração de <i>spikes</i>	51
3.2.4	Detecção de escorregamentos	52
3.2.5	Integração temporal dos eventos	52
3.3	Limiar dinâmico adaptativo (DATH)	53
3.3.1	Cálculo do limiar adaptativo	53
3.4	Controlador MPI	54
3.4.1	Formulação do PI base	54
3.4.1.1	Metodologia de Sintonia dos Ganhos	55
3.4.2	Estratégia MPI monotônica	56
3.4.3	Saturação e reinício do controle	57
3.5	Protocolo experimental	57
3.5.1	Aquisição dos dados	57
3.5.2	Calibração da resposta do sensor	57
3.5.3	Verificação da resposta neuromimética do sensor	60
3.5.4	Avaliação do controle de escorregamento	61
3.6	CrITÉrios de avaliação	64
4	Resultados	65
4.1	Calibração da resposta do sensor	65
4.2	Verificação da resposta neuromimética do sensor	66
4.3	Avaliação do Controle de Escorregamento	69
4.3.1	Detecção de Escorregamento Baseada no Limiar Adaptativo (DATH)	69
4.3.2	Resultados de Controle em Malha Fechada (Controlador MPI)	69
4.3.2.1	Experimento A: Mudança Abrupta de Carga (Perturbação em Degrau)	69

4.3.2.2	Experimento B: Mudança Gradual de Carga (Perturbação em Rampa)	74
5	Discussão	78
5.1	Introdução	78
5.2	Caracterização Sensorial e Codificação Neuromórfica	78
5.3	Análise do Controle em Malha Fechada	79
5.3.1	Resposta a Perturbações Abruptas de Carga (Experimento A) .	80
5.3.2	Resposta a Perturbações Graduais de Carga (Experimento B) .	83
5.3.3	Controle MPI embarcado neuromórfico	85
5.4	Limitações Técnicas e Trabalhos Futuros	86
6	Conclusões	88
6.1	Considerações Finais	88
6.2	Trabalhos Futuros	89
	Referências Bibliográficas	90

Lista de Figuras

2.1	Estruturas principais de um neurônio biológico. Adaptado de: [28] . . .	33
2.2	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. Fonte : [24]	35
2.3	Exemplo de codificação por taxa de disparos. Fonte: [45]	36
2.4	Tipos de Codificações Temporais. (A) A partir de um estímulo externo, a codificação é baseada na latência de chegada de um pulso. (B) A partir de um sinal interno cíclico, pode-se codificar usando a diferença de fase dos <i>spikes</i> . (C) Pode-se pensar em um código a partir de correlações internas (geralmente quando grupos de neurônios sincronizam). (D) Pode ainda haver um código baseado na ordem de chegada dos pulsos com relação a um sinal interno ou externo. Fonte: [54]	37
2.5	Exemplo de uma população de neurônios disparando em conjunto sob estimulação. Fonte: [45]	38
2.6	Controle de circuito em malha fechada para tato em prótese com <i>feed-back</i> neural. Fonte: [72]	43
3.1	Diagrama de blocos da arquitetura proposta. A prótese hospeda os sensores e executa a preensão, enquanto o microcontrolador realiza a leitura tátil, aplica o modelo de Izhikevich, implementa o controle MPI e envia os dados ao computador para análise.	46

3.2	Sensores táteis e sistema de aquisição de dados. (A) Construção dos sensores táteis, formando a matriz 4x4. As camadas exteriores são feitas de material não condutivo. (B) Sensores táteis 4x4 montados. Detalhes das partes sensitivas do sensor destacadas em vermelho. Fonte: [63]	47
3.3	Circuito de leitura do sensor tátil. Matriz 4x4 de sensores piezorresistivos, com divisores de tensão, multiplexadores e microcontrolador. . . .	48
3.4	Silicone EcoFlex 00-30 utilizado para melhorar o desempenho da aquisição do sinal. A) Silicone moldado de acordo com a geometria da matriz de sensores. B) Matriz de sensores táteis revestidos com silicone. . . .	49
3.5	Prótese <i>COVVI Robotic Hand</i> acoplada ao braço robótico DOBOT CR10A. A) Vista lateral. B) Vista geral.	50
3.6	Sistema automatizado de caracterização de sensores, mostrando o efetuator final de ponta plana impresso em 3D acoplado ao braço robótico, utilizado para aplicar força controlada à matriz de sensores.	59
3.7	Prótese pressionando garrafa rígida para verificar resposta da matriz de sensores a estímulos em forma de forças em degraus.	60
3.8	A imagem superior mostra o diagrama do experimento de mudança abrupta de carga, enquanto a imagem inferior ilustra a prótese recebendo a carga e realizando a ação de preensão.	62
3.9	A imagem superior mostra o diagrama do experimento de mudança gradual de carga, já na parte inferior mostra a carga gradual sendo aplicada no <i>setup</i> experimental.	63
4.1	Leituras dos sensores para caracterização: cada linha representa um <i>taxel</i> , e a linha tracejada mostra a força aplicada à célula de carga. No eixo y, a escala à esquerda mostra os valores de conversão analógico-digital, à direita, mostra a força medida em gramas pela célula de carga e no eixo x, mostra os passos tomados pelo servo motor para aumentar a pressão no sensor.	66

- 4.2 Resposta neuromórfica sob estímulo em escada de força. O painel superior exibe a força de referência e a leitura do sensor piezorresistivo (sinal bruto e filtrado). O segundo painel apresenta o comportamento do neurônio SA-I. O terceiro e quarto painéis mostram a ativação seletiva do neurônio FA-I *Rising* e *Falling*, respectivamente. 67
- 4.3 Resposta neuromórfica e dinâmica do neurônio SA-I sob o experimento de perturbação abrupta em degrau de carga (queda da massa de 20g) em um ensaio representativo. (A) Sinal do acelerômetro; (B) Sinal filtrado de um taxel representativo; (C) *Spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa após o peso ser derrubado dentro da garrafa; (D) Saída do controlador MPI. Os instantes indicam: 'I' o início do escorregamento no acelerômetro, 'II' a primeira resposta de controle (atraso de detecção de aproximadamente 85 ms no ensaio mostrado), e 'III' a estabilização completa da força (intervalo de controle II-III de aproximadamente 115 ms). 70
- 4.4 Resposta neuromórfica e dinâmica do neurônio FA-I sob o experimento de perturbação abrupta em degrau de carga (queda da massa de 20g) em um ensaio representativo. (A) Sinal do acelerômetro; (B) Sinal filtrado de um taxel representativo; (C) *Spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa após o peso ser derrubado dentro da garrafa; (D) Saída do controlador MPI. Os instantes indicam: 'I' o início do escorregamento no acelerômetro, 'II' a primeira resposta de controle (atraso de detecção de aproximadamente 68 ms no ensaio mostrado), e 'III' a estabilização completa da força (intervalo de controle II-III de aproximadamente 92 ms). 71
- 4.5 Tempo de resposta do controlador MPI para as configurações de neurônios SA-I e FA-I sob perturbação abrupta de carga. Os dados apresentados foram obtidos a partir de 10 ensaios de cada experimento, resultando em tempos de controle de 80 ± 25 ms para a configuração SA-I e 70 ± 22 ms para a configuração FA-I. O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador e o seu início. 73

- 4.6 Resposta neuromórfica e dinâmica do neurônio SA-I no teste de perturbação gradual (vazão de água a 50 ml/s) em um ensaio representativo. (A) volume de água estimado a partir do sensor de fluxo; (B) sinal do acelerômetro; (C) sinal filtrado de um taxel representativo (o de maior atividade, apresentado isoladamente para fins de clareza visual); (D) *spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa; (E) saída do controlador MPI. Os instantes indicam: 'I' o início do escorregamento e 'II' a primeira resposta de correção do controlador. 74
- 4.7 Resposta neuromórfica e dinâmica do neurônio FA-I no teste de perturbação gradual (vazão de água a 50 ml/s) em um ensaio representativo. (A) volume de água estimado a partir do sensor de fluxo; (B) sinal do acelerômetro; (C) sinal filtrado de um taxel representativo (o de maior atividade, apresentado isoladamente para fins de clareza visual); (D) *spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa; (E) saída do controlador MPI. Os instantes indicam: 'I' o início do escorregamento e 'II' a primeira resposta de correção do controlador. 75
- 4.8 Tempo de resposta do controlador MPI para as configurações de neurônios SA-I e FA-I sob perturbação gradual de carga. Os dados apresentados foram obtidos a partir de 10 ensaios de cada experimento, resultando em tempos de resposta de 95 ± 34 ms para a configuração SA-I e 82 ± 28 ms para a configuração FA-I. O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador e o seu início. 77
- 5.1 Comparação do tempo de resposta ao escorregamento sob perturbação de carga abrupta. Os rótulos **Exp. SA** (SA-I) e **Exp. FA** (FA-I) representam a abordagem embarcada proposta neste trabalho (avaliada com carga de 20 g), comparada a outros métodos da literatura (*Fixed Threshold*, *DATH*, *NMSD* e *SWT-SD*, cujos dados foram extraídos de suas respectivas publicações sob ensaios com carga de 10 g). Barras verticais representam a média com desvio padrão do tempo de resposta. 81

- 5.2 Tempo de resposta ao escorregamento sob perturbação de carga gradual. Os rótulos **Exp. SA** (SA-I) e **Exp. FA** (FA-I) representam a abordagem embarcada proposta neste trabalho, comparada a outros métodos da literatura (*Fixed Threshold*, *DATH*, *NMSD* e *SWT-SD*, cujos dados foram extraídos de suas respectivas publicações). Barras verticais representam a média com desvio padrão do tempo de resposta. 84

Lista de Tabelas e Quadros

2.1	Implementação de sistemas táteis neuromórficos.	40
2.2	Trabalhos existentes sobre reconhecimento de tato. Adaptado: [53].	41
3.1	Parâmetros do modelo de Izhikevich para neurônios. Adaptado de [53].	51

Lista de Abreviaturas e Siglas

<i>cm</i>	Centímetro
<i>DATH</i>	Limiar dinâmico adaptativo
<i>DATH</i>	Modelo de limiar adaptativo
<i>EE</i>	End-Effector
<i>EMG</i>	Eletromiografia
<i>EUA</i>	Estados Unidos da América
<i>FK</i>	Forward Kinematics
<i>FPGA</i>	Field programmable gate array
<i>g</i>	Gravidade
<i>GF</i>	Fator de Ganho
<i>GMPc</i>	Guanosina Monofosfato Cíclica
<i>Hz</i>	Hertz
<i>IK</i>	Cinemática inversa
<i>IoT</i>	Internet Of Things/Internet das Coisas
<i>L</i>	Litro
<i>LSB</i>	Least significant bit
<i>m</i>	Massa de um objeto
<i>MCU</i>	Microcontrolador

<i>min</i>	Minuto
<i>MPI</i>	Monotonic Proportional-Integral
<i>ms</i>	Milissegundo
<i>ms</i>	milissegundo
<i>mV</i>	milivolts
<i>N</i>	Newtons
<i>NEF</i>	Neural Engineering Framework
<i>nm</i>	Nanômetro
<i>NUS</i>	National University of Singapore
<i>PID</i>	Proporcional-integral-derivativo
<i>SINAPSE</i>	Singapore Institute for Neurotechnology
<i>SNC</i>	Sistema Nervoso Central
<i>TFML</i>	Tensor Flow Lite Micro

Capítulo 1

Introdução

Um dos sentidos mais importantes do ser humano é o tato, essencial para a consciência espacial, o uso e confecção de ferramentas e a comunicação social. No sistema somatossensorial, a codificação da informação tátil em padrões espaço-temporais de potenciais de ação (*spikes*), gerados pela atividade conjunta de diferentes mecanorreceptores, garante um processamento neural rápido e altamente eficiente [36, 65]. A resposta tátil de milhares de mecanorreceptores na mão humana oferece uma alta resolução espaço-temporal para a percepção da orientação de um objeto de forma rápida (em tempo inferior a 60 ms) e precisa (com acuidade próxima a 3°). Devido a essa elevada resolução na pele glabra, é possível codificar e decodificar sem esforço vários estímulos que se originam na ponta do dedo, permitindo a percepção de características salientes de um objeto, tais como bordas, curvatura e aspereza. Essa percepção rápida e precisa auxilia na manipulação de objetos no ambiente de forma eficiente [32]. Essa eficiência na manipulação é sustentada por uma arquitetura complexa de processamento de sinais no sistema somatossensorial, na qual os sinais táteis são processados em paralelo e de forma hierárquica, permitindo que o cérebro integre informações de múltiplos receptores para formar uma percepção tátil coesa [27]. A capacidade de perceber e manipular objetos com precisão é fundamental para a interação humana com o ambiente; conseqüentemente, a perda dessa função devido a amputações ou lesões causa um impacto significativo na qualidade de vida dos indivíduos afetados [48]. Portanto, compreender os mecanismos subjacentes à percepção tátil e desenvolver tecnologias que possam restaurar essa função são áreas cruciais de pesquisa.

Esse cenário representa um desafio de saúde pública em escala global e nacional. Estima-se que mais de 1,3 milhão de pessoas vivam com perda de membros nos Estados Unidos, correspondendo a cerca de 2% da população daquele país [2, 48]. No Brasil, a média diária de amputações foi de 75 indivíduos em 2020, subindo para aproximadamente 79 em 2021. Nesse biênio, um total de 56.513 brasileiros foi submetido ao processo de amputação ou desarticulação de membros. Em 2022, foram registradas 31.190 amputações de membros, indicando que a média diária aumentou e que, a cada dia, pelo menos 85 brasileiros sofreram algum tipo de amputação na rede pública de saúde. Estima-se que milhares de pessoas dependam de próteses de membros superiores para suas atividades cotidianas. Contudo, o abandono desses dispositivos ainda é frequente, em grande parte pela dificuldade de realizar tarefas de preensão estável sem um retorno reflexivo rápido e natural [10]. Avanços tecnológicos recentes tornaram realidade a restauração de movimentos e da sensação de toque em amputados de membros superiores por meio de estimulação de nervos periféricos aferentes ou do uso de peles eletrônicas (*e-skins*), que recriam as propriedades físicas e receptoras da pele humana [6, 7, 48].

No organismo humano, o sistema somatossensorial integra as informações capturadas por diversos mecanorreceptores, os quais atuam como as terminações de uma extensa rede de fibras nervosas periféricas responsáveis por transmitir os sinais táteis ao Sistema Nervoso Central. A densidade dos feixes nervosos viabiliza a condução de sinais por vias paralelas e rápidas até o córtex somatossensorial [1]. Desse modo, a latência do sistema somatossensorial humano é quase invariante em relação ao número de receptores no corpo, sendo limitada apenas pela velocidade de propagação dos potenciais de ação. Ao responderem a eventos de contato tátil, os mecanorreceptores enviam, de forma assíncrona, conjuntos de *spikes* que representam informações por meio de padrões espaço-temporais [27]. Esses *spikes* propagam-se em paralelo com resolução temporal de milissegundos, permitindo que a informação tátil seja codificada e interpretada de diversas maneiras, incluindo a frequência, a latência e a fase dos disparos [26, 36].

A resposta biológica a escorregamentos de objetos ocorre de forma autônoma e descentralizada. Os mecanorreceptores identificam oscilações transientes e propagam conjuntos de *spikes* até a medula espinhal. Na substância cinzenta do corno

dorsal, esses sinais ativam redes de interneurônios que transmitem comandos diretos aos neurônios motores, provocando a flexão muscular que restaura a estabilidade da preensão [66]. Entretanto, replicar tal paralelismo e eficiência em sistemas artificiais convencionais esbarra em gargalos significativos, exigindo arquiteturas mais robustas para processar informações táteis em tempo real.

Atualmente, próteses de alto desempenho, como a *COVVI Hand* [55], oferecem uma mecânica avançada com múltiplos graus de liberdade e capacidade de preensão. Entretanto, o controle desses dispositivos ainda depende da visão do usuário e de sinais mioelétricos que exigem alta concentração [48]. A ausência de um sistema de controle tátil autônomo impede que a prótese realize ajustes finos de força em tempo real para evitar o escorregamento de objetos sem a intervenção consciente do usuário.

A transposição da percepção tátil para a robótica demanda o desenvolvimento de matrizes ou redes de sensores que contornem os gargalos de latência da eletrônica convencional. Para capturar e transmitir essas informações de forma eficiente, estudos demonstraram estratégias utilizando *Field Programmable Gate Arrays* (FPGA) para processar dados táteis em paralelo. Uma solução de destaque consiste em formar conjuntos de sensores com interface direta ao FPGA, sem o uso de conversores analógico-digitais (ADC). Essa arquitetura possibilita um pré-processamento local e rápido dos sensores táteis, exigindo, contudo, dispositivos robustos e com arquiteturas complexas [46].

Outra alternativa para a construção de peles eletrônicas consiste em utilizar microcontroladores dedicados para cada unidade sensorial, permitindo a transmissão assíncrona dos eventos táteis por meio de uma única via condutora [36]. Se por um lado essa arquitetura de rede confere flexibilidade topológica perante danos físicos superficiais, por outro, ela aumenta de forma escalável a complexidade computacional exigida do decodificador central. Vários estudos alertam que anomalias e falhas internas nos sensores podem perturbar a malha de controle, levando a ações inesperadas do membro robótico que colocam em risco a interação entre o usuário e a prótese [44, 50, 67], ressaltando a importância de se investir no desenvolvimento de tecnologias sensoriais e métodos de controle para assegurar a utilidade e a aceitação das próteses pelos usuários.

O Laboratório de Engenharia Biomédica (BIOLAB) tem investigado a construção

de sistemas reflexos autônomos para regular a força aplicada pelos dedos durante a manipulação. Especificamente, o trabalho de Nakagawa-Silva et al. [43] propôs uma estratégia bioinspirada para o controle reflexo de preensão em próteses robóticas. Contudo, aquele sistema dependia de um transdutor óptico de canal único, apresentando limitações quanto à resolução espacial e suscetibilidade à reflectância e opacidade dos objetos. Adicionalmente, outros trabalhos na literatura utilizam análises complexas baseadas na Transformada Wavelet Estacionária (SWT-SD) ou algoritmos de aprendizado de máquina para identificar transientes táteis [58]. Embora eficazes, essas abordagens requerem processadores de alto desempenho executados em computadores hospedeiros (Host PC), o que resulta em alta demanda energética e latências adicionais de comunicação, inviabilizando sua aplicação como um reflexo periférico totalmente portátil.

Diante dessas limitações, a presente pesquisa propõe a adoção de um sistema embarcado baseado em modelos neuromiméticos alimentado por uma matriz de sensores piezoresistivos de alta densidade revestida por silicone. Essa arquitetura resolve o gargalo de latência e consumo através de um processamento orientado a eventos, codificando localmente as leituras de pressão em padrões assíncronos de *spikes* que emulam os mecanorreceptores de adaptação lenta (SA-I) e rápida (FA-I). A utilização do modelo de neurônio de Izhikevich viabiliza que essa codificação de múltiplos canais ocorra inteiramente de forma local em microcontroladores de baixo custo [21]. Essa abordagem embarcada não apenas garante eficiência energética e imunidade a variações ópticas dos objetos, mas também provê o processamento descentralizado com baixíssima latência, provendo o laço de controle reflexo em tempo real.

1.1 Hipótese

Motivado pelas limitações na automação de próteses de alto desempenho, este trabalho propõe a hipótese de que a implementação de um sistema de processamento bioinspirado embarcado, alimentado por matrizes táteis piezorresistivas e baseado em codificação neuromórfica por *spikes* é capaz de detectar o escorregamento de objetos. Postula-se que tal abordagem, processa com baixa latência computacional, permitindo a estabilização da preensão em resposta compatível com o arco reflexo

biológico humano, o que garante a modulação adaptativa da força de preensão em tempo real e assegura a estabilidade dinâmica da carga.

1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo desenvolver uma arquitetura de comunicação bi-oinspirada embarcado em tempo real, destinada a aprimorar a robustez e a resposta rápida em próteses biônicas, especificamente no controle de escorregamento de objetos. Para isso, os seguintes objetivos específicos serão realizados:

- Integrar uma matriz de sensores táteis de alta densidade à estrutura mecânica da prótese *COVVI Hand*, estabelecendo uma interface de comunicação de baixa latência;
- Desenvolver um modelo para reconhecimento de padrões de escorregamento baseados em codificação neuromórfica (*spikes*);
- Implementar um controle de malha fechada local que atue como um reflexo periférico, ajustando a força dos atuadores da *COVVI Hand* ao detectar instabilidade no objeto;
- Avaliar a performance do sistema em testes de bancada e em cenários reais de manipulação, comparando a eficácia da resposta autônoma frente ao controle tradicional;
- Analisar o impacto da arquitetura proposta na velocidade de resposta e na precisão da manutenção de força durante a manipulação dinâmica de uma garrafa.

1.3 Estrutura do documento

O documento da tese está estruturado da seguinte forma:

- Capítulo 2: Fundamentação Teórica.

O capítulo apresenta uma revisão da literatura para fundamentação dos pontos essenciais da tese. Iniciando com a neurofisiologia do sistema tátil, seguido com

o sensoramento de próteses com percepções táteis, a abordagem de neuro sensores utilizados para construir sistemas táteis artificiais, a abordagem neuromórfica aplicada a sistemas táteis artificiais e os *frameworks* existentes sobre envio de dados com alto volume de sensores.

- Capítulo 3: Materiais e Metodologia.

Neste capítulo serão apresentados o sensor utilizado, junto com todo aparato em hardware, prótese e objetos utilizados para a execução do escorregamento. Depois será mostrado o modelo utilizado para transformar o sinal analógico em um sinal bioinspirado. Por fim, o método de controle empregado para detecção de escorregamento.

- Capítulo 4: Resultados.

Exibe os dados obtidos nos experimentos de manipulação, analisando a acurácia do sistema na detecção de escorregamento, a latência da resposta reflexa e a estabilidade da preensão em diferentes cenários.

- Capítulo 5: Discussões.

Analisa os resultados frente à literatura atual, discutindo a eficácia do processamento bioinspirado na redução da carga cognitiva e na melhoria da performance funcional de próteses comerciais, além de apontar as limitações da abordagem.

- Capítulo 6: Conclusões e Trabalhos Futuros.

Sintetiza as principais contribuições da tese para a Engenharia Biomédica, valida a hipótese proposta e sugere direções para futuras pesquisas, visando a aplicação clínica do sistema desenvolvido.

Uma vez delineada a problemática da fragilidade sensorial em próteses e estabelecidos os objetivos de desenvolver uma arquitetura bioinspirada robusta, fundamentando os princípios biológicos e tecnológicos que norteiam esta proposta. Assim, o Capítulo 2 apresenta uma revisão detalhada da neurofisiologia do tato e das tecnologias neuromórficas, estabelecendo a base necessária para a compreensão da solução proposta.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

A evolução das próteses biônicas tem buscado, de forma crescente, a mimetização da funcionalidade e da integração sensorial do corpo humano. Entre os marcos tecnológicos, a restauração da percepção tátil destaca-se como requisito fundamental para a autonomia do usuário nas atividades da vida cotidiana. Apesar dos avanços significativos, a implementação de mecanismos eficientes de *feedback* sensorial, os quais são essenciais para o controle de preensão e prevenção do escorregamento de objetos, ainda permanece como um desafio crítico na engenharia biomédica. Tais sistemas devem aliar rapidez na resposta e robustez em condições operacionais variadas, superando as limitações de latência e precisão dos dispositivos atuais. Esta revisão bibliográfica percorre os fundamentos do sistema motor e sensorial humano, as estratégias de codificação neuromórfica para a representação eletrônica do tato e as recentes aplicações em próteses integradas a sistemas de controle em malha fechada.

2.1 Sistema motor

O sistema motor é quem nos garante a capacidade de movimentar o nosso corpo livremente através da ação coordenada dos nossos músculos. Essa capacidade fundamental transforma intenções e pensamentos em ações concretas através de uma rede complexa de conexões neurais que envolvem o córtex cerebral, estruturas subcorticais e a medula espinhal, responsáveis por regular o funcionamento do sistema neuromuscular [28]. Assim, este mecanismo não é um processo puramente eferente,

mas depende de um "programa motor" dinâmico, que se ajusta de forma contínua com base em *feedbacks* sensoriais recebidos em tempo real [9, 27, 28]. Esta integração sensório-motora permite que o sistema nervoso central (SNC) module a ativação muscular de acordo com a tarefa e as perturbações do ambiente [9, 27, 28].

A mão humana destaca-se como o principal efetor para tarefas de manipulação fina. Com uma estrutura complexa acionada por 35 músculos (sendo 19 músculos intrínsecos localizados na própria mão e de 15 a 18 músculos extrínsecos situados no antebraço) e 27 graus de liberdade, a mão opera sob um controle sensório-motor sofisticado, caracterizado por uma comunicação bidirecional constante com o sistema nervoso [12, 16]. A eficácia desse sistema reside em sua capacidade de integrar informações de uma grande quantidade de receptores para ajustar, em milissegundos, a força de preensão e a orientação dos dedos, garantindo estabilidade mesmo diante de incertezas externas.

2.2 Sistema Sensorial

O sistema sensorial é o conjunto de estruturas responsáveis por captar estímulos do ambiente e transformá-los em sinais elétricos que podem ser processados pelo Sistema Nervoso Central (SNC). Esse processo de conversão, denominado transdução sensorial, abrange estímulos de diversas naturezas: química (olfato e paladar), óptica (visão), térmica (termorrecepção) e mecânica (tato e audição) [28, 45].

2.2.1 Neurônio e a Transmissão de Informação

A unidade fundamental de processamento e transmissão de sinais no sistema nervoso é o neurônio (figura 2.1). Composto por dendritos, corpo celular e axônio, os estímulos pós-sinápticos recebidos pelos dendritos e soma sofrem soma espacial e temporal ao longo da membrana celular, sendo integrados no cone de implantação do axônio (*axon hillock*). Caso essa integração atinja um determinado limiar de excitação, resulta na geração de um potencial de ação, também conhecido como *spike* [28, 49]. Os neurônios formam redes neurais complexas que viabilizam o funcionamento do sistema nervoso central, incluindo processos como tomada de decisão, memória e controle motor.

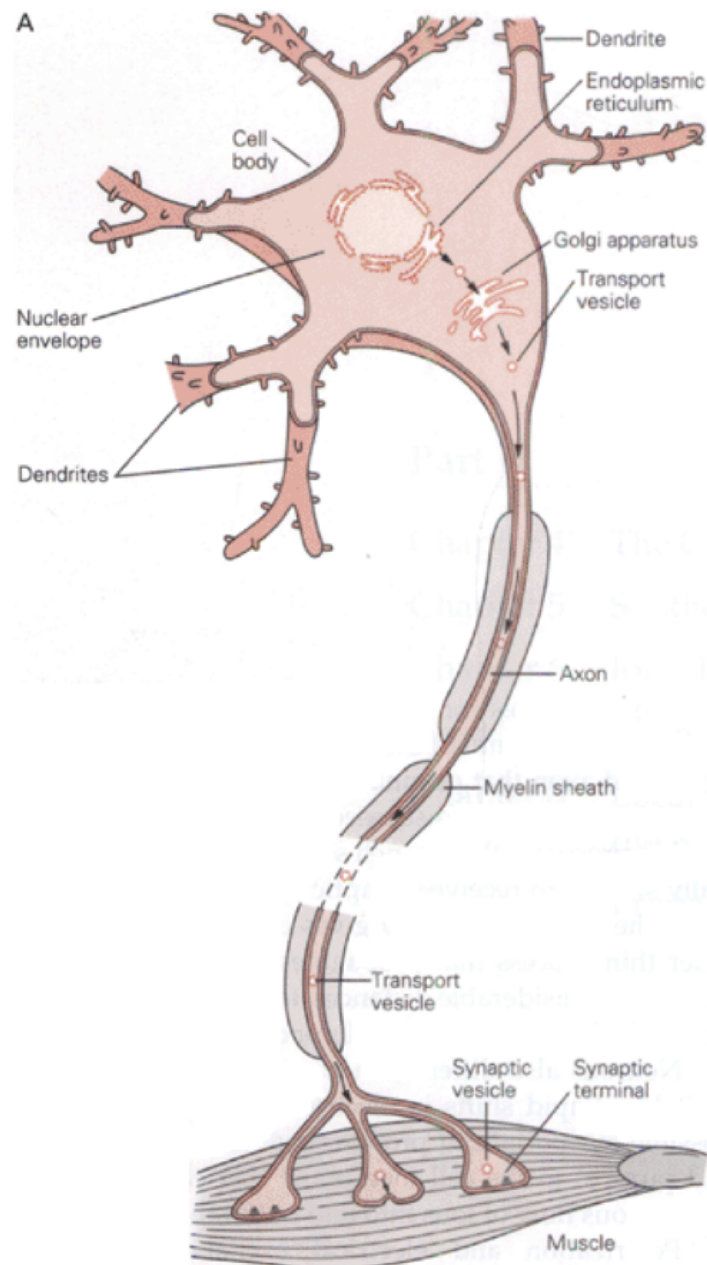


Figura 2.1: Estruturas principais de um neurônio biológico. Adaptado de: [28]

O potencial de ação é um evento elétrico de curta duração ($\simeq 1$ ms) que se propaga ao longo do axônio de forma regenerativa até os terminais axônicos. A ligação de comunicação funcional entre os neurônios denomina-se *sinapse*, local onde ocorre a transmissão da informação para a célula pós-sináptica por meio da liberação de neurotransmissores químicos ou por acoplamento elétrico [49]. Essa forma de sinalização por eventos é eficiente do ponto de vista energético e constitui a base da codificação neural que os sistemas neuromórficos buscam mimetizar.

2.2.2 Transdutores sensoriais e Mecanorreceptores

Os transdutores biológicos são especializados na detecção de modalidades específicas de energia. Enquanto fotorreceptores na retina respondem à luz e quimiorreceptores detectam substâncias voláteis ou dissolvidas, os mecanorreceptores são responsáveis por converter deformações mecânicas em sinais biológicos. Estes últimos são fundamentais para os sentidos da audição, do equilíbrio e, especialmente, do tato [28, 45].

A capacidade de manipular objetos com precisão depende diretamente dos mecanorreceptores integrados à pele glabra das mãos, como mostrado na figura 2.2. Funcionando como transdutores periféricos, essas unidades executam a filtragem espacial e temporal primária dos estímulos mecânicos antes do envio das informações ao sistema nervoso central [41]. Esses receptores são categorizados com base em sua distribuição estratificada na pele e na taxa de atenuação de sua resposta:

- **Discos de Merkel (SA-I):** Localizados na epiderme, possuem campos receptivos pequenos e são de adaptação lenta. São sensíveis a pressões constantes e detalhes de textura.
- **Corpúsculos de Meissner (FA-I):** Localizados nas papilas dérmicas, possuem campos pequenos e adaptação rápida. São ideais para detectar movimentos de baixa frequência e escorregamento inicial.
- **Terminações de Ruffini (SA-II):** Localizadas na derme profunda, respondem ao estiramento da pele e à posição das articulações.
- **Corpúsculos de Pacini (FA-II):** Situados nas camadas mais profundas, possuem campos receptivos amplos e adaptação muito rápida, sendo sensíveis a vibrações de alta frequência .

A integração das respostas dessas diferentes unidades permite ao cérebro reconstruir propriedades complexas dos objetos, tais como forma, rigidez e estado de deslizamento, viabilizando o ajuste fino da força de preensão necessária para as tarefas da vida diária [24, 41].

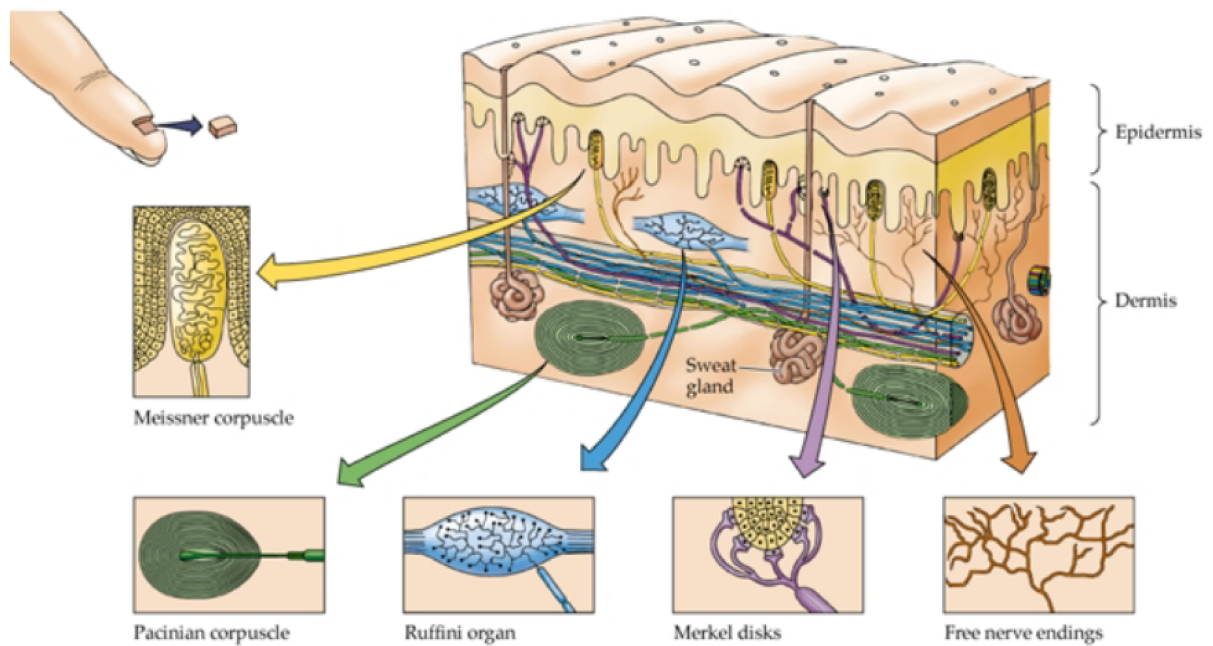


Figura 2.2: Corte transversal da pele glabra. Os corpúsculos de Meissner e as células de Merkel encontram-se em camadas mais superficiais da pele, na base da epiderme. Já os corpúsculos de Pacini e as terminações de Ruffini localizam-se em camadas mais profundas, dentro da derme. Fonte : [24]

2.2.3 Codificação Neural

Uma vez que os estímulos são convertidos em potenciais de ação, o sistema nervoso deve interpretar esses eventos discretos para extrair informações sobre o mundo externo. A codificação neural refere-se ao conjunto de regras que descreve a relação entre estímulos e as respostas dos neurônios. A seguir, descrevemos os principais modelos utilizados na literatura para descrever este processo de codificação [45, 52].

2.2.3.1 Taxa de Disparos

A codificação por taxa de disparos (ou codificação por frequência) baseia-se na premissa de que a intensidade de um estímulo sensorial é representada pela frequência média de disparos de potenciais de ação (*spikes*) em uma determinada janela temporal. Estímulos mais intensos provocam uma despolarização mais acentuada da membrana neuronal, resultando em frequências de disparo mais elevadas. Esse mecanismo é amplamente observado no processamento de forças estáticas e pressões

constantes sobre a pele humana, sendo a estratégia primária empregada por mecanorreceptores de adaptação lenta (SA) [45, 52]. A Figura 2.3 ilustra a correlação direta entre a amplitude do estímulo analógico e a densidade temporal de disparos gerados.

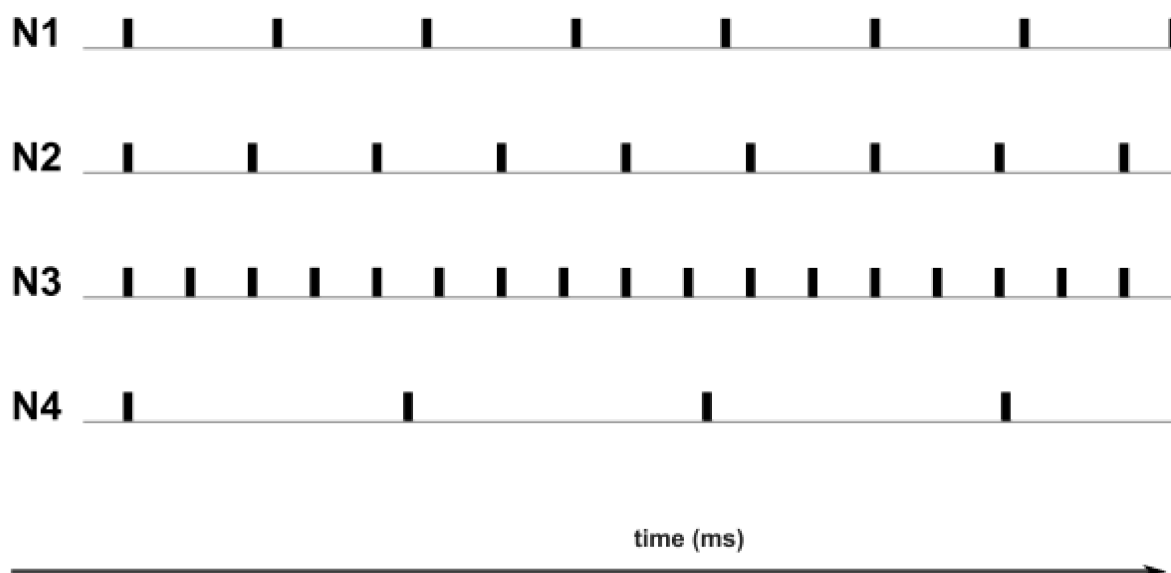


Figura 2.3: Exemplo de codificação por taxa de disparos. Fonte: [45]

2.2.3.2 Temporal

A codificação temporal fundamenta-se na premissa de que a informação sensorial não está contida apenas na taxa de disparo média, mas sim na assinatura cronológica precisa dos *spikes* e nas relações de interdependência temporal entre eles. Aspectos como a latência do primeiro disparo e os intervalos inter-espículas (*inter-spike intervals*) desempenham papéis fundamentais. Esse mecanismo é crítico para a transdução de eventos dinâmicos transitórios e de microvibrações de alta frequência, como os percebidos pelos corpúsculos de Pacini e Meissner durante o início de um deslizamento [54]. A Figura 2.4 ilustra exemplos de códigos temporais, incluindo o sincronismo por latência (A), a fase dos disparos em relação a oscilações internas (B), correlações populacionais (C) e a ordem de chegada das espículas (D).

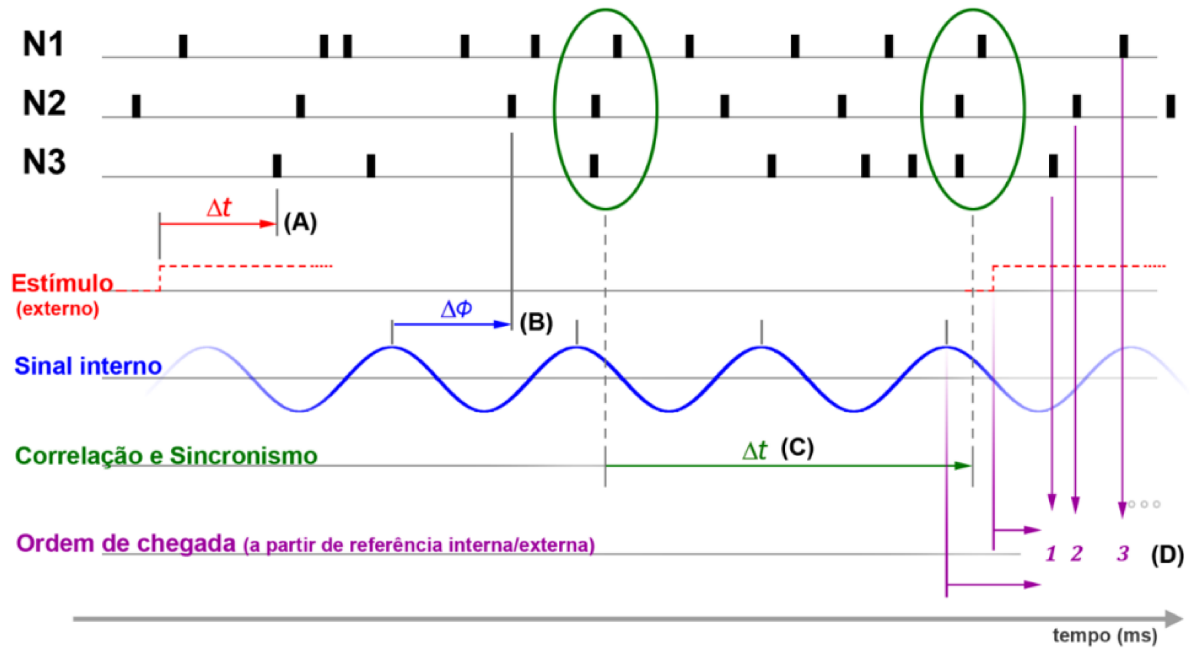


Figura 2.4: Tipos de Codificações Temporais. (A) A partir de um estímulo externo, a codificação é baseada na latência de chegada de um pulso. (B) A partir de um sinal interno cíclico, pode-se codificar usando a diferença de fase dos *spikes*. (C) Pode-se pensar em um código a partir de correlações internas (geralmente quando grupos de neurônios sincronizam). (D) Pode ainda haver um código baseado na ordem de chegada dos pulsos com relação a um sinal interno ou externo. Fonte: [54]

2.2.3.3 Populações

Nesse tipo de codificação, considera-se que a informação é representada pelo número de neurônios disparando em um grupo durante certo período de tempo. Esse tipo de codificação por populações é um dos problemas matemáticos mais bem formulados dentro da neurociência [32]. Na figura 2.5, é mostrado um exemplo de uma população de 8 neurônios modulando uma grandeza no tempo, onde a intensidade do sinal representado é diretamente proporcional ao número de neurônios da população disparando em um determinado momento [45].

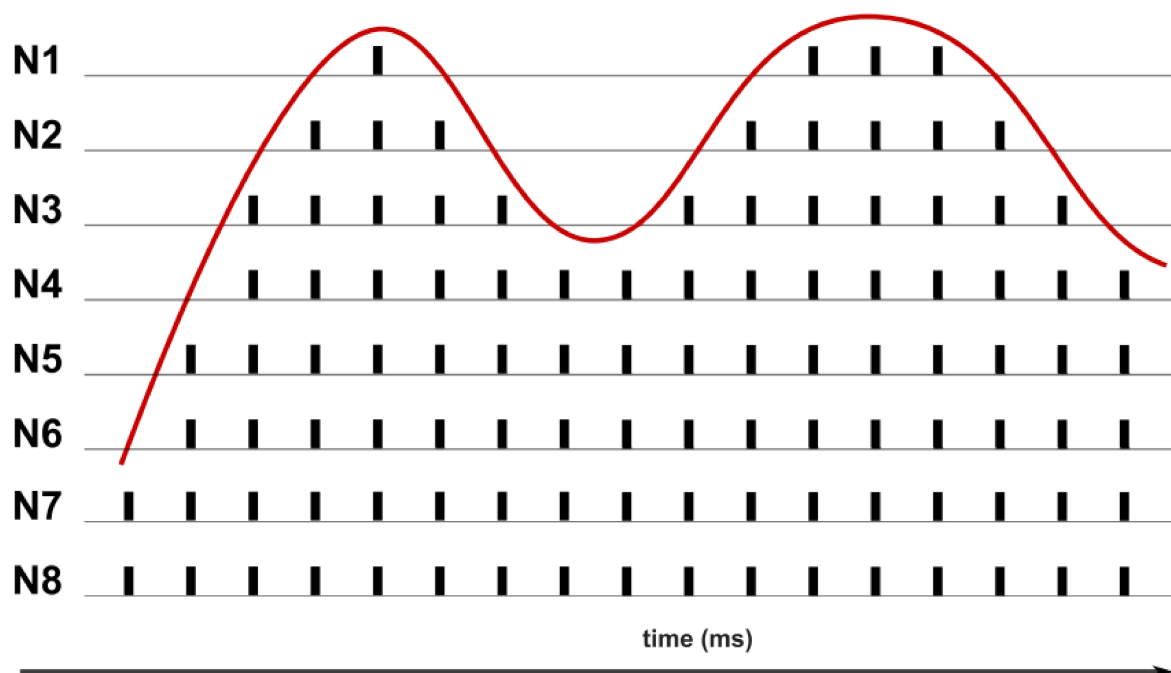


Figura 2.5: Exemplo de uma população de neurônios disparando em conjunto sob estimulação. Fonte: [45]

A compreensão desses mecanismos biológicos de codificação baseada em eventos (*spikes*) motiva o desenvolvimento de arquiteturas de hardware que processam a informação de forma análoga. Diferente dos modelos convencionais, a engenharia neuromórfica busca emular a eficiência energética e a baixa latência do sistema nervoso para aplicações de controle tátil em tempo real.

2.3 Tato neuromórfico

Os sistemas neuromórficos são mecanismos computacionais inspirados nos princípios biológicos de organização e processamento do sistema nervoso. De forma distinta dos modelos utilizados na computação tradicional, baseada em ciclos de *clock* síncronos, a engenharia neuromórfica utiliza o processamento baseado em eventos (*event-based*), onde a informação é transmitida de forma assíncrona e paralela pelo padrão de disparo dos neurônios [40].

A aplicação desses princípios ao sentido do tato busca superar as limitações dos sistemas táteis artificiais convencionais. Em sistemas tradicionais, o aumento do número de sensores acarreta uma demanda crescente por largura de banda e poder de

processamento para a digitalização e transmissão de sinais analógicos. Em contraste, a codificação neuromórfica transmite apenas as variações relevantes do estímulo, reduzindo drasticamente o tráfego de dados e permitindo uma resolução temporal superior, essencial para o controle em tempo real [39].

2.3.1 Modelos de Neurônios Artificiais

Na literatura existem diversos modelos bioinspirados, como os descritos por Gerstner and Kistler [19], Hodgkin and Huxley [22], Santamaria and Bower [62], que simulam a biofísica das células e descrevem a dinâmica dos canais iônicos de sódio e potássio. Para converter os sinais de tensão provenientes de sinais neurais (trens de *spikes*), utilizam-se modelos matemáticos que descrevem a dinâmica de membrana dos neurônios biológicos. Dentre esses, destacam-se o *Leaky Integrate-and-Fire* (LIF), pela sua simplicidade computacional, e o modelo de Izhikevich [23], que oferece um equilíbrio entre eficiência e versatilidade biológica (a ser utilizado neste trabalho).

O modelo de Izhikevich [23] propõe um sistema de equações diferenciais de segunda ordem para descrever a dinâmica do potencial de membrana:

$$\frac{dv}{dt} = 0.04v^2 + 5v + 140 - u + I(t) \quad (2.1)$$

$$\frac{du}{dt} = a(bv - u) \quad (2.2)$$

A equação 2.1 define a dinâmica do potencial de membrana do neurônio, enquanto a equação 2.2 descreve a variável de recuperação que determina a repolarização após o disparo de um *spike*. Por fim, a equação 2.3, a seguir, determina o processo de geração de um *spike* e a dinâmica de reinicialização do potencial de membrana após o disparo:

$$\text{Se } v \geq 30mV, \text{ então: } \begin{cases} v \leftarrow c \\ u \leftarrow u + d \end{cases} \quad (2.3)$$

onde v é o potencial de membrana do neurônio e u é a variável de recuperação. Quando v ultrapassa o limiar de despolarização da membrana (normalmente +30mV),

o *spike* é gerado e v e u são reiniciadas. A corrente sináptica de entrada é dada por I . Já os parâmetros a , b , c e d determinam o padrão de disparo do neurônio. Assim, a define a sensibilidade para produzir variações no padrão de recuperação, b condiciona a sensibilidade da variável v , c é o valor do potencial de repouso da membrana e d determina a dinâmica temporal de u [23]. Esse modelo já foi descrito em várias aplicações, como, por exemplo, para o reconhecimento de texturas naturais e artificiais e restauração tátil, como mostrado na tabela 2.1.

Tabela 2.1: Implementação de sistemas táteis neuromórficos.

Referência	Método	Contribuição
Bologna et al. [3]	Modelo LIF	Codificação de SA-I Reconhecimento de caracteres em Braile
Caviglia et al. [4]	LIF analógico combinado com POSEFT	Codificação analógica semelhante a SA-I Caracterização completa de um sistema tátil
Kim et al. [31]	Modelo LIF	Codificação de SA-I, FA-I e PC Restauração tátil
Lee et al. [33]	Modelo Izhikevich	Codificação de FA-I Reconhecimento de curvatura
Lee et al. [34]	Modelo Izhikevich	Codificação de FA-I Detecção de marcha
Lee et al. [35]	Conversão para eventos	Caracterização do sistema tátil Alta densidade de sensores
Rasouli et al. [53]	Modelo Izhikevich	Codificação de SA-I e FA-I Reconhecimento de texturas
Rongala et al. [59]	Modelo Izhikevich	Codificação de SA-I Reconhecimento de texturas
Salimi-Nezhad et al. [100]	Implementação digital do modelo de Izhikevich em FPGA	Codificação de SA-I e FA-I Solução em hardware Sistema tátil artificial
Yi and Zhang [68]	Modelo LIF	Reprodução da atividade de FA-I
Zhengkun and Yilei [71]	Modelo Izhikevich	Codificação de FA-I Construção de sensor
Nakagawa-silva et al. [43]	Conversão para eventos	Codificação de FA-I Detecção de escorregamento de objetos

2.4 Detecção de estímulos táteis

A perda de um membro impacta severamente a autonomia, a vida social e a saúde psicológica do indivíduo. Embora as próteses modernas ofereçam avanços na estética e nos graus de liberdade motores, a ausência de *feedback* sensorial permanece

como uma das principais causas de abandono desses dispositivos, com taxas que chegam a 30% [11, 13]. Para superar esse obstáculo, uma nova geração de próteses biônicas busca integrar matrizes de sensores e peles eletrônicas que permitam o monitoramento da interação física, devolvendo à mão artificial a capacidade de sentir e reagir ativamente às propriedades do objeto [7]. A Tabela 2.2 destaca os principais modelos de sensores para percepção tátil.

Tabela 2.2: Trabalhos existentes sobre reconhecimento de tato. Adaptado: [53].

Ref.	Tipo de Sensor	Tipo de Sinal	Método	Análise	Processo embarcado	Baseado em Spike
Zhengkun and Yilei [71]	Piezoelectric (PVDF)	Spatiotemporal spike patterns (converted using the Izhikevich neuron model)	Spike timing	Spike train distance-based kNN	Não	Sim
Rongala et al. [59]	MEMS-based 2 × 2 array of piezoresistive sensors	Spatiotemporal spike patterns (converted using the Izhikevich neuron model)	Spike timing	Interspike interval (ISI) statistics and spike distance metrics	Não	Sim
Friedl et al. [17]	Piezoelectric (PVDF)	Spatiotemporal spike patterns (converted using the Izhikevich neuron model)	Nonlinear frequency information extracted from the spike trains using bandpass filtering	Recurrent spiking neural network	Não	Sim
Chun et al. [8]	Resistive sensor based on single layer graphene	Analogue sensor output	Fast Fourier Transform (FFT) spectrum	Analysis of FFT spectrum	Não	Não
Khasnobish et al. [29]	Resistive MEMS tactile sensor	Analogue sensor output	Features extracted from grayscale and binary tactile images	SVM, kNN, and linear discriminant analysis	Não	Não
Li and Adelson [37], Yuan et al. [69]	Optical tactile sensor	Analogue sensor output	Surface geometry from tactile images	Multi-scale local binary pattern (MLBP) analysis	Não	Não
Jamali and Sammut [24], Jamali et al. [25]	Strain gauge & PVDF film	Analogue sensor output	Fourier frequency coefficient	Naive Bayes classification	Não	Não
Evans et al. [15]	Tri-axis hall effect sensor	Analogue sensor output	Time and frequency domain signals	Template based classification	Não	Não

O escorregamento é um evento dinâmico e transiente, geralmente caracterizado por quebras abruptas de contato, vibrações de alta frequência ou variações rápidas de força na ponta dos dedos, exigindo uma resposta corretiva rápida (idealmente inferior a 100 milissegundos) para evitar a queda do objeto [43, 58]. Embora sensores ópticos, como aqueles utilizados por [61] e [42], ofereçam alta resolução espacial no rastreamento de deslizamentos, eles apresentam limitações críticas ao interagir com objetos transparentes, reflexivos ou de textura macroscópica [20]. Além disso, a deformação de objetos maleáveis introduz artefatos mecânicos que dificultam a detecção do escorregamento [58, 64]. Soluções baseadas em visão tátil, como o *GelSight*, tornam o problema de transparência usando membranas opacas, mas impõem um

elevado custo computacional e restrições de miniaturização incompatíveis com próteses reais [69]. Em contraste, o uso de matrizes piezorresistivas, aliado ao processamento neuromórfico, pode ser uma abordagem superior, na qual o material é imune à reflectância e transparência, captura microvibrações mesmo em objetos lisos, e exige um custo computacional menor, permitindo a execução de controle em mecanismos reflexos com latência inferior a 80 ms.

2.5 Controle tátil em controle de circuito em malha fechada

O controle sensorial passa por diversas fases, descritas na figura 2.6, iniciando (A) com a intenção do sujeito que é decodificada pela atividade muscular. (B) O controle de posição e força é implementado na prótese. (C) Nos dedos da prótese, sensores detectam as variações no toque. (D) Eventos de força e escorregamento são codificados em padrões de estimulação neural. (E) Os padrões de estimulação são aplicados ao nervo periférico para restaurar a percepção tátil. (F) Eletrodos intraneurais e de tipo *cuff* implantados cirurgicamente nos nervos periféricos do voluntário [72].

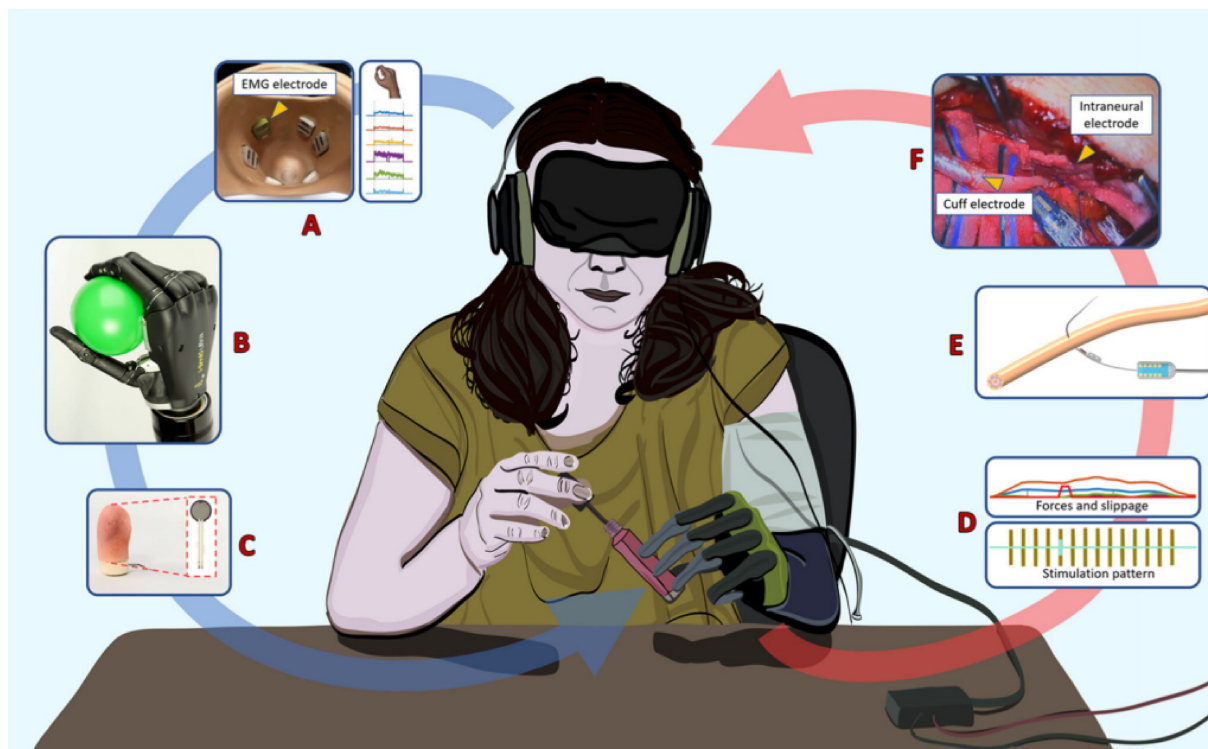


Figura 2.6: Controle de circuito em malha fechada para tato em prótese com *feedback* neural. Fonte: [72]

A eficácia desse laço de controle depende da latência entre o evento físico (como o início de um deslizamento) e a ação corretiva. Sistemas neuromórficos levam vantagem nessa arquitetura, pois a natureza baseada em eventos permite que sinais de alerta sejam processados com prioridade, mimetizando os arcos reflexos espinais [14, 42].

2.5.1 Limiar Dinâmico Adaptativo (DATH)

Um desafio técnico significativo no processamento de sinais táteis para a detecção de escorregamentos é a variabilidade das superfícies. Diferentes texturas e coeficientes de atrito modulam a amplitude e a frequência dos sinais captados de forma distinta. Um limiar de detecção fixo pode ser sensível de forma excessiva para superfícies rugosas (gerando falsos positivos) ou pouco sensível para superfícies lisas (falhando na detecção) [43, 70].

Para mitigar esse problema, utiliza-se a estratégia de Limiar Dinâmico Adaptativo (*Dynamic Adaptive Threshold* - DATH). Nesse método, o limiar de disparo dos eventos

é ajustado em tempo real com base na variação instantânea do sinal e nas propriedades estatísticas do ruído de fundo. O DATH permite que o sistema mantenha uma alta sensibilidade para detectar o início do escorregamento (*incipient slip*) em uma ampla gama de materiais, garantindo a robustez necessária para uma prótese operar em ambientes não estruturados do cotidiano [43, 63]. Quando ocorre uma perturbação de contato, o novo limiar é reconfigurado de forma proporcional à amplitude da variação do sensor em relação à amostra anterior, trazendo o patamar de disparo dinamicamente para próximo do nível de oscilação e ampliando a sensibilidade à instabilidade física.

Capítulo 3

Materiais e Métodos

3.1 Introdução

Este capítulo descreve os materiais, o aparato experimental e os procedimentos adotados para a caracterização sensorial, codificação neuromórfica, detecção e controle de escorregamento em uma prótese de mão. O sistema proposto monitora alterações de pressão em uma matriz de sensores piezoresistivos para detectar deslizamentos de um objeto e modular, em tempo real, a força de preensão, estabilizando a carga enquanto minimiza o torque necessário nas articulações da prótese.

3.2 Arquitetura Proposta

Nesta pesquisa, o modelo de controle foi idealizado para modular dinamicamente a força de preensão de uma prótese quando o objeto manipulado apresenta tendência ao deslizamento, buscando o menor patamar de força capaz de restabelecer a estabilidade estática e dinâmica da carga. O propósito fundamental do sistema é aproximar a resposta artificial ao comportamento reflexo biológico, minimizando o tempo de latência entre a perturbação mecânica e a resposta motora.

Para viabilizar essa dinâmica, o arranjo sensorial, constituído por uma matriz de sensores piezorresistivos, foi integrado à ponta do dedo de uma prótese. Os sinais analógicos brutos de pressão são convertidos, por meio do modelo computacional de Izhikevich, em trens de pulsos (*spikes*) esparsos que mimetizam o comportamento dos neurônios de primeira ordem associados aos mecanorreceptores. Esses estí-

mulos neuromórficos operam como variáveis de entrada para o modelo de controle reflexo, fechando a malha de realimentação através de um controlador Proporcional-Integral Monotônico (*Monotonic Proportional-Integral* - MPI). Um *script* desenvolvido em linguagem Python, executado em um computador, foi responsável por orquestrar todo o processo. Um microcontrolador ARM Cortex-M3, programado em C++, atuou na interface direta com os componentes de *hardware*. Laço fechado e transmissão assíncrona foram garantidos por essas rotinas locais.

Adicionalmente, para permitir a caracterização e a validação do modelo proposto, um acelerômetro (referência para percepção de movimento e deslocamento do objeto) e um sensor de fluxo (monitoração de carga líquida variável) foram incorporados ao sistema. O fluxo completo de sinais e a interdependência funcional entre os módulos de aquisição, codificação, detecção e correção são sintetizados no diagrama de blocos da Figura 3.1.

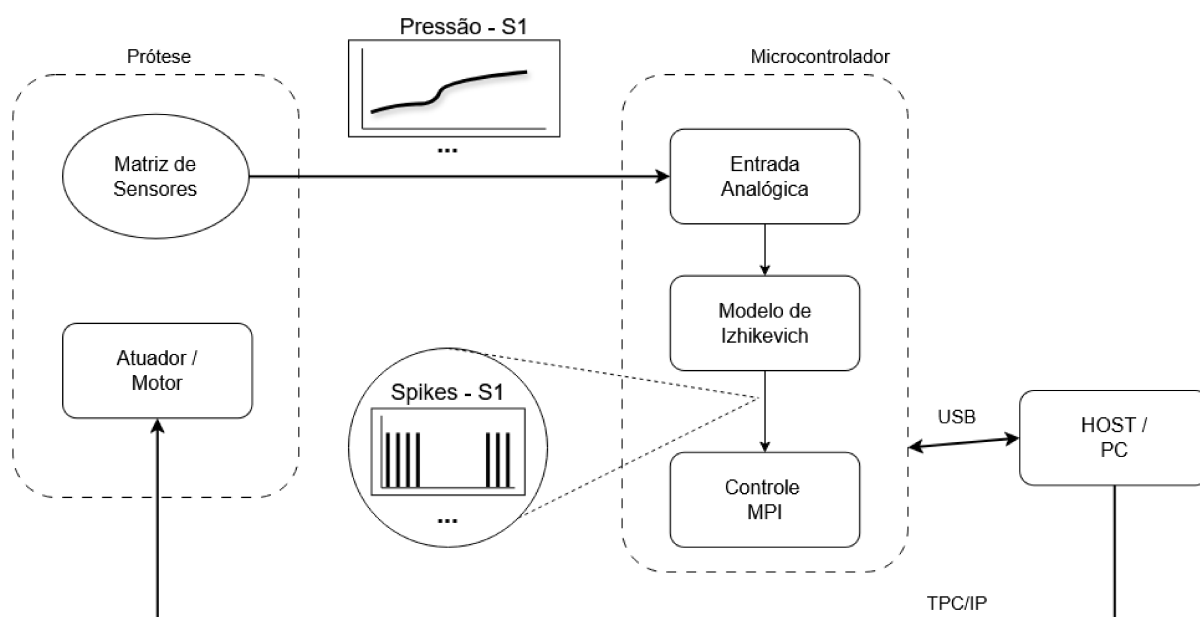


Figura 3.1: Diagrama de blocos da arquitetura proposta. A prótese hospeda os sensores e executa a preensão, enquanto o microcontrolador realiza a leitura tátil, aplica o modelo de Izhikevich, implementa o controle MPI e envia os dados ao computador para análise.

3.2.1 Matriz tátil e aquisição de dados

Para a implementação do circuito tátil, foram utilizados sensores piezorresistivos organizados em uma matriz 4x4, totalizando 16 pontos sensíveis, denominados *taxels*. O sensor foi desenvolvido em parceria com o SINAPSE (*Singapore Institute for Neurotechnology*), vinculado à NUS (*National University of Singapore*). A estrutura do sensor consiste em um tecido piezorresistivo intercalado entre camadas condutivas dispostas em linhas e colunas. A interseção dessas camadas define cada *taxel*, como mostrado na Figura 3.2.

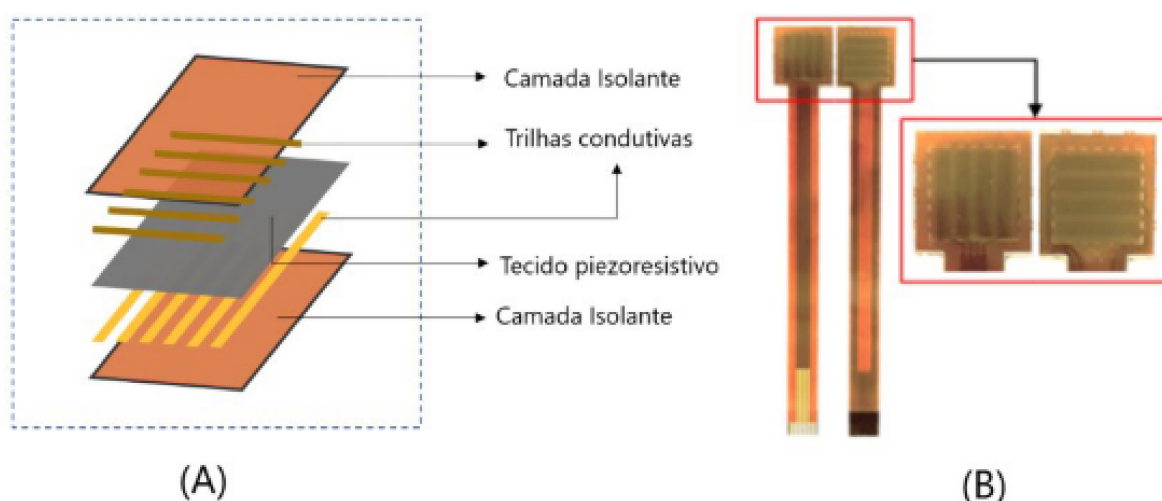


Figura 3.2: Sensores táteis e sistema de aquisição de dados. (A) Construção dos sensores táteis, formando a matriz 4x4. As camadas exteriores são feitas de material não condutivo. (B) Sensores táteis 4x4 montados. Detalhes das partes sensíveis do sensor destacadas em vermelho. Fonte: [63]

O processo de aquisição é controlado por um microcontrolador ARM Cortex-M3 operando a 84 MHz. Conforme mostrado na figura 3.3, cada linha da matriz piezorresistiva é conectada a um resistor de *pull-up*. Uma vez selecionada determinada coluna da matriz (comutadas por um multiplexador analógico), cada *taxel* da linha forma um divisor resistivo ($taxel + pull-up$), cuja tensão é alterada em proporção à pressão aplicada sobre o *taxel*. Os sinais são então digitalizados por um conversor analógico-digital (ADC) de 12 bits, operando a taxas de amostragem de 500 Hz por *taxel*, buscando preservar a dinâmica dos transientes mecânicos.

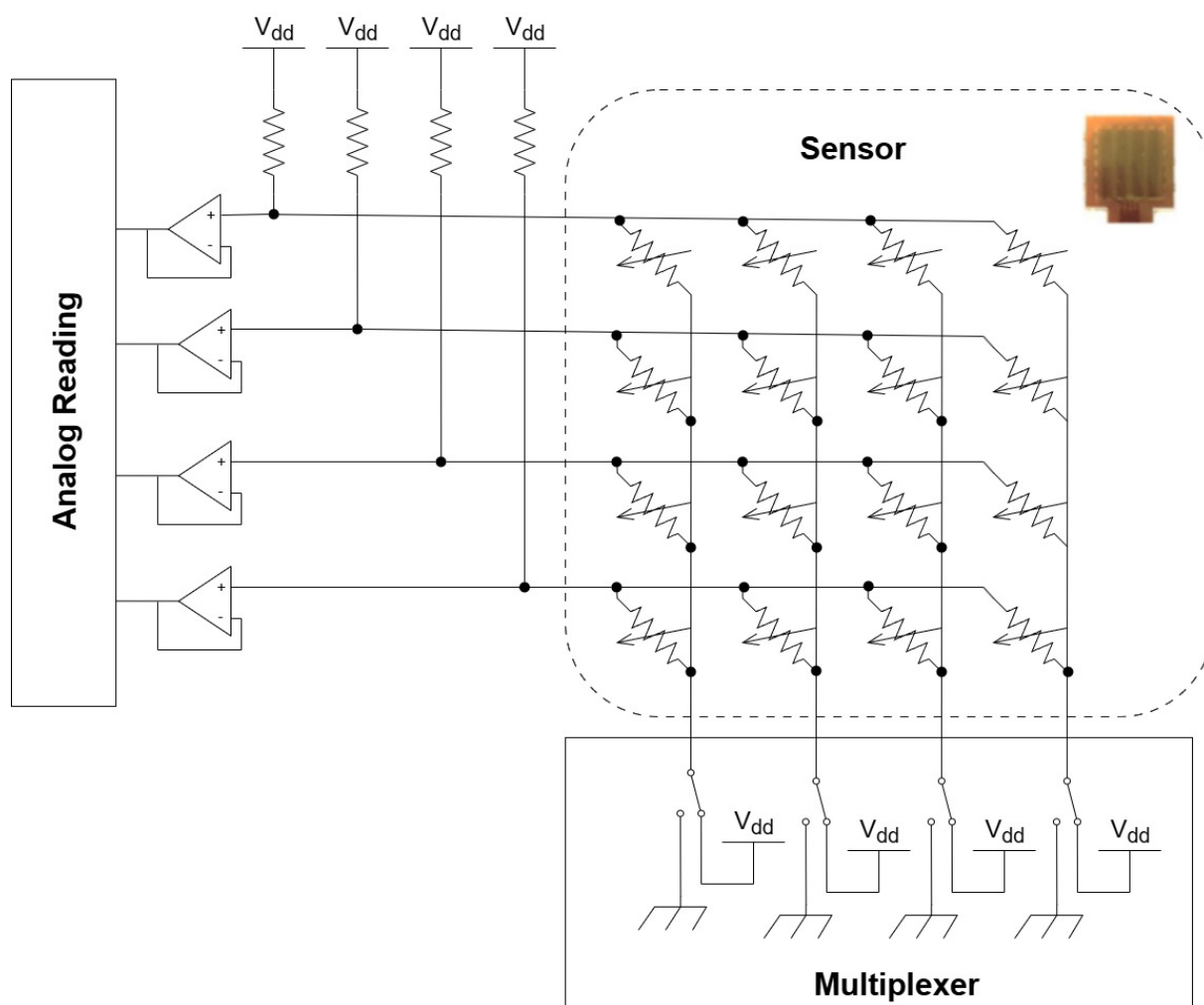


Figura 3.3: Circuito de leitura do sensor tátil. Matriz 4x4 de sensores piezorresistivos, com divisores de tensão, multiplexadores e microcontrolador.

Neste trabalho, a matriz piezorresistiva foi posicionada sobre uma camada de silício (Ecoflex 00-30) de 2 mm de espessura, moldada de acordo com a geometria da matriz, para garantir a deformação dos sensores e melhorar o desempenho da aquisição do sinal, além de garantir fixação e proteção mecânica, como mostrado na Figura 3.4.

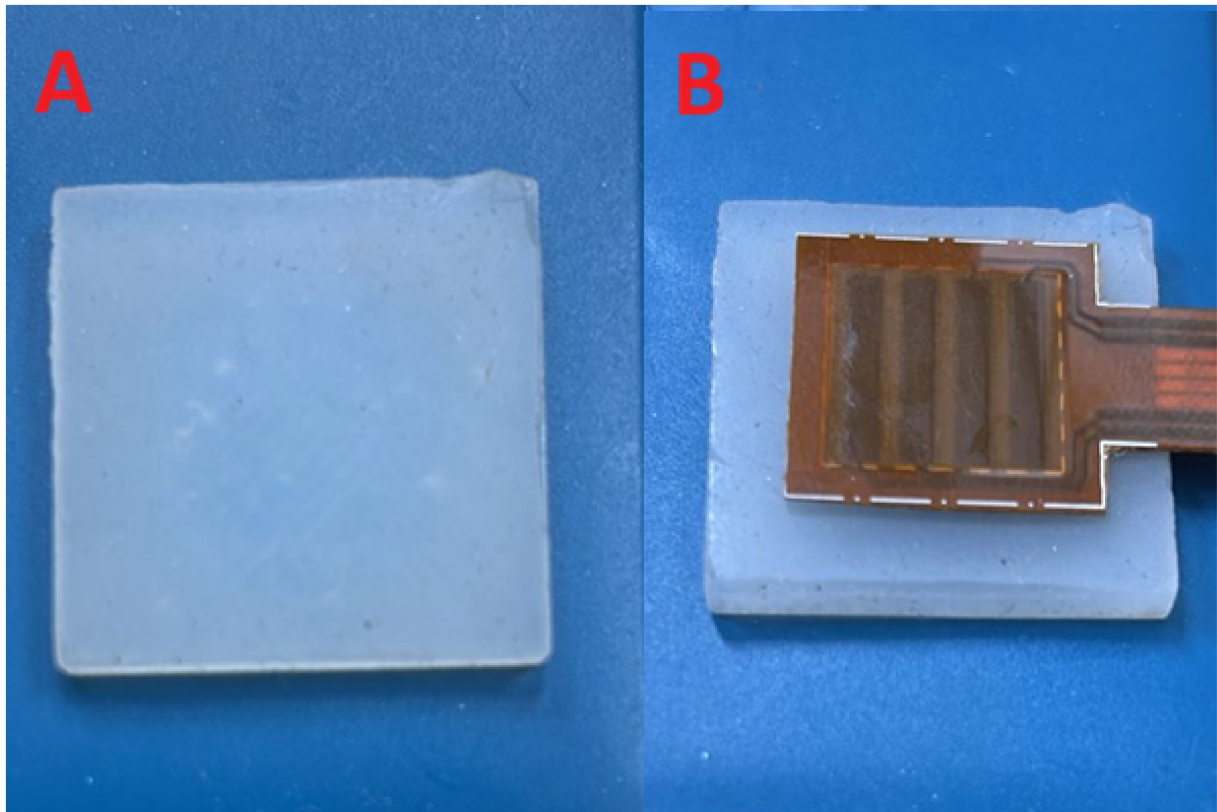


Figura 3.4: Silicone EcoFlex 00-30 utilizado para melhorar o desempenho da aquisição do sinal. A) Silicone moldado de acordo com a geometria da matriz de sensores. B) Matriz de sensores táteis revestidos com silicone.

3.2.2 Prótese robótica

A prótese utilizada neste trabalho (*COVVI Robotic Hand*) é uma mão multiarticulada e leve (1,03 kg) que pode operar com força de preensão de até 110 N e velocidade de preensão em tripé de 0,4 segundos [55]. A prótese possui 5 dedos, sendo 4 dedos independentes e um polegar com movimento de oposição, permitindo a realização de diferentes tipos de pegada. A prótese foi acoplada a um braço robótico *DOBOT CR10A* da empresa *MINIPA ROBOTICS*, que permite posicioná-la em diferentes ângulos e alturas, simulando a manipulação de objetos em diferentes situações (Figura 3.5).



Figura 3.5: Prótese *COVVI Robotic Hand* acoplada ao braço robótico DOBOT CR10A. A) Vista lateral. B) Vista geral.

3.2.3 Modelo neuromórfico

Sinais provenientes de sensores táteis devem ser convertidos em eventos discretos para viabilizar a integração com o controlador reflexo neuromimético. Neste trabalho, essa conversão foi realizada por meio do modelo de Izhikevich, escolhido por sua capacidade de reproduzir diferentes padrões de disparo neuronal com baixo custo computacional [23].

3.2.3.1 Parametrização dos neurônios SA-I e FA-I

Para representar neurônios do tipo SA-I e FA-I, mencionados no capítulo 2.3, foram adotadas parametrizações capazes de produzir respostas rápidas e distintas a variações mecânicas, de modo a favorecer a identificação de escorregamento.

O modelo de Izhikevich pode ser descrito pelas seguintes equações diferenciais [23]:

$$\frac{dv}{dt} = 0.04v^2 + 5v + 140 - u + I(t) \quad (3.1)$$

$$\frac{du}{dt} = a(bv - u) \quad (3.2)$$

A Eq. 3.3 determina o processo de geração de um *spike* e a dinâmica de reinicialização do potencial de membrana após o *spike*:

$$\text{Se } v \geq 30 \text{ mV, então: } \begin{cases} v \leftarrow c \\ u \leftarrow u + d \end{cases} \quad (3.3)$$

Onde v é o potencial de membrana do neurônio e u é a variável de recuperação. Quando v ultrapassa o limiar de despolarização da membrana (normalmente +30 mV), o *spike* é gerado e v e u são reiniciados. A corrente sináptica de entrada é dada por I . Os parâmetros a , b , c e d determinam o padrão de disparo do neurônio: a ajusta a velocidade de recuperação, b regula a sensibilidade de u ao potencial de membrana, c define o valor de reinicialização do potencial e d controla o incremento da variável de recuperação [23].

Nesta etapa, foram utilizados parâmetros previamente reportados na literatura [53] para modelar neurônios do tipo SA-I e FA-I, conforme a Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Parâmetros do modelo de Izhikevich para neurônios. Adaptado de [53].

Tipo de Receptor	a	b	c	d
Regular Spiking (SA)	0.02	0.2	-0.65	8
Fast Spiking (FA)	0.1	0.2	-0.65	2

3.2.3.2 Pré-processamento, normalização e geração de *spikes*

Os sinais analógicos brutos de cada taxel foram inicialmente filtrados para remoção de ruídos de alta frequência (filtro passa-baixa em 10 Hz) e, posteriormente, normalizados pelo valor máximo de tensão para cada taxel (V_{norm}). Para ajustar a resposta

do modelo à condição de carga inicial (não necessariamente zero), o sinal normalizado deve ser acrescido de um pequeno *offset*. Esse *offset* foi determinado experimentalmente a partir da análise estatística das leituras do sensor na ausência de carga e corresponde a duas vezes a oscilação de ruído do bit menos significativo (LSB) do conversor analógico-digital. Após os experimentos preliminares, o valor de *offset* estabelecido para garantia de percepção de carga foi definido em 0,008 (normalizado). O valor V_{in} é determinado pela equação $V_{in} = V_{norm} + \text{offset}$. Em seguida, um fator de ganho (GF) é aplicado ao modelo de Izhikevich como corrente de entrada (Equação 3.4). Foram adotados ganhos de 25 para o neurônio SA e 2500 para o neurônio FA, conforme valores reportados na literatura [53]. Esses parâmetros favorecem respostas de disparo próximas a 100 Hz, compatíveis com taxas observadas em sistemas biológicos.

$$\begin{aligned} I_{SA} &= GF \times V_{in} \\ I_{FA-Rising} &= GF \times \left[\frac{dV_{in}}{dt} \right]^+ \\ I_{FA-Falling} &= GF \times \left[\left[\frac{dV_{in}}{dt} \right]^- \right] \end{aligned} \quad (3.4)$$

3.2.4 Detecção de escorregamentos

Neste trabalho, avalia-se o desempenho do modelo utilizando, de forma isolada, as saídas dos neurônios SA-I e FA-I. O objetivo consiste em determinar qual dos dois tipos de mecanorreceptores atende melhor às exigências do controle reflexo embarcado de baixa latência proposto neste trabalho.

3.2.5 Integração temporal dos eventos

A detecção de escorregamento é baseada na avaliação integrada da resposta espaço-temporal de todos os *taxels* do sensor. Tal resposta é calculada acumulando-se a quantidade de *spikes* (y) gerados por cada um dos 16 (N) mecanorreceptores da matriz, durante um intervalo de tempo de 50 ms:

$$v_z = \sum_{i=1}^N y_{i,N} \quad (3.5)$$

O intervalo de 50 ms foi estabelecido empiricamente de modo a agregar uma quantidade de disparos adequada para representação do escorregamento, minimizando também a influência de disparos espúrios produzidos por transientes que ocorrem nos momentos de toque e liberação de objetos. A informação resultante (v_z) é então transferida como um sinal de controle de velocidade.

3.3 Limiar dinâmico adaptativo (DATH)

3.3.1 Cálculo do limiar adaptativo

Em sensores piezorresistivos, a sensibilidade manifesta-se pela variação da resposta sob diferentes níveis de pressão. Diante disso, foi adotado um limiar dinâmico adaptativo (DATH) para detectar eventos de escorregamento, conforme a Equação 3.6. Note que este limiar equivale ao *offset* descrito na Equação 3.4, o qual é representado por θ . Assim, após cada evento, um novo limiar é calculado pela diferença entre o valor atual e a amostra anterior do sensor.

$$\theta_{DATH} = |x_k - x_{(k-1)}| \quad (3.6)$$

onde x_k é o valor atual e $x_{(k-1)}$ a última amostra. O limiar DATH aumenta a sensibilidade do detector ao reduzir temporariamente o limiar para valores próximos à oscilação inerente do sensor, o que favorece a resposta em superfícies mais rugosas. Esse aumento de sensibilidade tem duração de 50 ms, intervalo adequado para suprimir escorregamentos [63]. Após esse período, o limiar é reiniciado para o valor basal inicial ($\theta = 0,008$) descrito anteriormente.

3.4 Controlador MPI

3.4.1 Formulação do PI base

Para acionar a prótese durante o controle de escorregamento, foi adotado um controlador MPI (*Monotonic Proportional-Integral*), com base em formulações já descritas na literatura [42]. A principal característica desse controlador é sua monotonicidade: a ação ocorre em um único sentido, correspondente ao fechamento da prótese, o que é adequado para objetos que não podem se expandir e reduz a ocorrência de oscilações no controle.

O objetivo do controle é ajustar a pressão aplicada pelos dedos da prótese até que o número de eventos de escorregamento tenda a zero. O controlador gera uma nova saída a cada 50 ms, sempre que um novo evento é identificado.

Este controle MPI é dado pela equação 3.7:

$$PI_z = K_p e_z + K_I \sum e_z \quad (3.7)$$

$$e_z = v_{z_{atual}} - v_{z_{desejado}} \quad (3.8)$$

Onde K_p é o ganho proporcional, K_I é o ganho integral e e_z é o erro, entendendo que $v_{z_{desejado}} = 0$ pois não queremos que haja escorregamento, então, $e_z = v_z$. Para suprimir o escorregamento, a formulação PI é reescrita na forma da Equação 3.9:

$$PI_z = P_0 + K_p v_z + K_I h_z \quad (3.9)$$

Em que P_0 é a posição inicial dos dedos e h_z representa a soma dos eventos acumulados, descrita na Equação 3.13.

3.4.1.1 Metodologia de Sintonia dos Ganhos

Os parâmetros K_p e K_I foram determinados analiticamente a partir da caracterização dinâmica do conjunto físico atuador/silicone/sensor em malha aberta. Modelando o comportamento dinâmico temporal por meio de uma função de transferência de primeira ordem com tempo morto (FOPDT - *First-Order Plus Dead-Time*):

$$G(s) = \frac{K e^{-\theta s}}{\tau s + 1} \quad (3.10)$$

Em que K representa o ganho estático ($\Delta\text{Força}/\Delta\text{Comando}$), o comando é a posição do dedo da prótese, θ é o tempo morto de transporte e atraso mecânico, e τ é a constante de tempo viscoelástica do silicone.

Os ganhos analógicos contínuos de partida são estabelecidos com base no critério de Chien-Hrones-Reswick (CHR) para regulação de perturbações com 0% de sobressinal [5], minimizando o risco de esmagamento do objeto:

$$K_p = \frac{0,6 \cdot \tau}{K \cdot \theta} \quad ; \quad K_I = \frac{K_p}{4 \cdot \theta} \quad (3.11)$$

Considerando que o controlador MPI é executado de forma discreta a cada período de amostragem $T_s = 50$ ms e atua sobre eventos discretos (*spikes*), os ganhos no microcontrolador ($K_{p,\text{mpi}}$ e $K_{I,\text{mpi}}$) são escalonados pelo ganho de conversão neuromórfico γ (*spikes/unidade de força*):

$$K_{p,\text{mpi}} = \frac{K_p}{\gamma} \quad ; \quad K_{I,\text{mpi}} = \frac{K_I \cdot T_s}{\gamma} \quad (3.12)$$

Os valores obtidos nesses cálculos para esta aplicação foram:

- Constante de tempo: $\tau = 40$ ms
- Tempo morto: $\theta = 20$ ms

- Variação do degrau: $\Delta U = 1$
- Resposta de força máxima: $\Delta y = 25 \text{ g} \implies K = 25$
- Período de controle: $T_s = 50 \text{ ms}$
- Ganho de escala neuromórfico estimado: $\gamma = 5$

•

$$K_p = \frac{0,6 \cdot 0,04}{25 \cdot 0,02} = \frac{0,024}{0,5} = 0,048$$

•

$$K_i = \frac{K_p}{4 \cdot \theta} = \frac{0,048}{4 \cdot 0,02} = \frac{0,048}{0,08} = 0,6$$

•

$$K_{p,\text{mpi}} = \frac{K_p}{\gamma} = \frac{0,048}{5} = 0,0096$$

•

$$K_{I,\text{mpi}} = \frac{K_i \cdot T_s}{\gamma} = \frac{0,6 \cdot 0,05}{5} = 0,0060$$

3.4.2 Estratégia MPI monotônica

A variável h_z representa o acúmulo de eventos de disparos táteis (spikes) ocorridos até o instante z , conforme definido na Equação 3.13:

$$h_z = \sum_{i=1}^z v_i \quad (3.13)$$

Em um PI tradicional, uma transição na ação pode reduzir a saída do controlador e favorecer um novo escorregamento. Para evitar esse comportamento, o MPI impõe crescimento monotônico da saída, garantindo a manutenção da pegada. A Equação 3.14 define que a saída do controle corresponde ao maior valor entre o PI corrente e a última saída gerada pelo MPI:

$$MPI_z = \max(PI_z, MPI_{z-1}) \quad (3.14)$$

3.4.3 Saturação e reinício do controle

Por fim, o controle é reiniciado caso o sinal de erro permaneça em zero por 10 janelas consecutivas. Nessa condição, o valor de MPI_z é submetido a uma função de saturação, apresentada na Equação 3.15, que limita a saída aos limites físicos de posição do dedo:

$$MPI_z = sat(MPI_z) \quad (3.15)$$

3.5 Protocolo experimental

3.5.1 Aquisição dos dados

Para todos os ensaios de teste e validação, a aquisição de dados foi executada de forma automática. Um *script* em Python iniciou o ensaio enviando uma sequência de comandos para posicionamento do braço robótico DOBOT CR10A e da mão robótica. O microcontrolador aguardava um breve intervalo de tempo para a estabilização mecânica do sistema e, em seguida, realizava várias leituras síncronas: a força medida por uma célula de carga (usada para calibração dos sensores piezoresistivos), aceleração do objeto sendo manipulado (acelerômetro), sensor de fluxo e os sinais de tensão analógicos dos 16 sensores da matriz (obtidos por meio de uma rotina de varredura das linhas e colunas). Estes dados eram então formatados em uma string e enviados de volta ao script Python, que os registrava em um arquivo de valores separados por vírgula (.csv) para tratamento e análise posteriores.

3.5.2 Calibração da resposta do sensor

O propósito desta etapa foi obter uma relação consistente entre a leitura bruta dos sinais de tensão provenientes dos *taxels* do sensor piezoresistivo e a força efetivamente aplicada. Para tal, um protocolo de caracterização foi implementado por meio de um *script Python* que controlava o braço robótico, ao qual fora fixado um elemento atuador passivo que aplicaria forças no sensor (Fig. 3.6). Uma célula de carga cali-

brada forneceu a medição de força de referência. O *script* comandou o braço robótico para aplicar forças à matriz de sensores em incrementos controlados. A cada passo, a força medida pela célula de carga e a saída de tensão dos 16 *taxels* da matriz foram registrados. Os dados resultantes permitiram a análise de sensibilidade, linearidade e histerese para cada *taxel*.

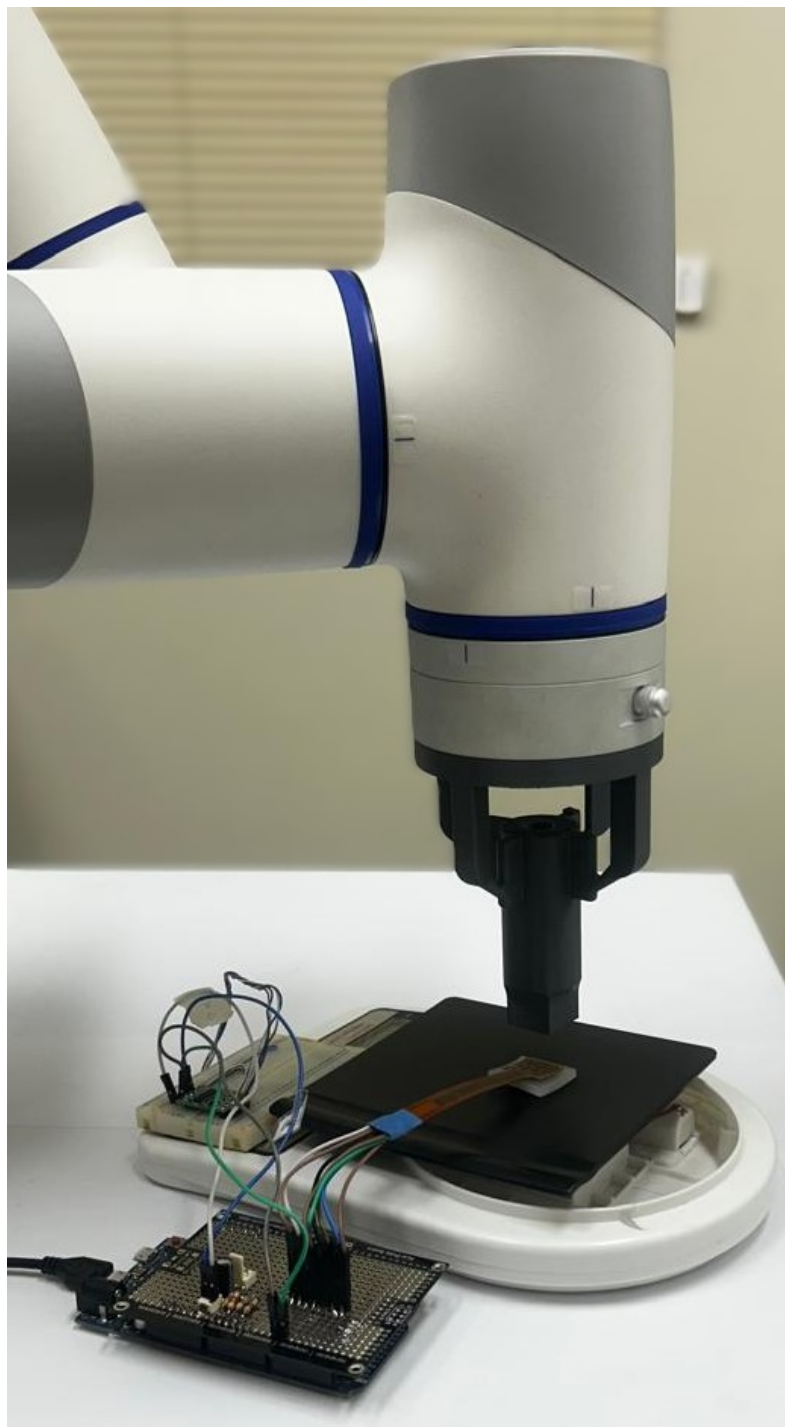


Figura 3.6: Sistema automatizado de caracterização de sensores, mostrando o efetuador final de ponta plana impresso em 3D acoplado ao braço robótico, utilizado para aplicar força controlada à matriz de sensores.

3.5.3 Verificação da resposta neuromimética do sensor

Esta etapa teve por objetivo verificar se a atividade dos sinais neuromiméticos era compatível com a atividade dos neurônios fisiológicos. Inspirado nos protocolos de validação neuromórfica propostos por Kim et al. [30] e Bologna et al. [3], o experimento inicial consiste na aplicação automatizada de um estímulo mecânico em escada com três degraus de força ascendente (0.5 N, 1.0 N e 1.5 N) e descendente (1.5 N, 1.0 N e 0.5 N), mantendo cada patamar estável por um intervalo de 2 segundos. O braço robótico comanda os níveis de deslocamento na superfície de uma garrafa rígida de aço inox 18/8, conforme o arranjo físico apresentado na Figura 3.7, registrando a média da tensão analógica da matriz e a resposta temporal de disparo (*spikes*) dos neurônios artificiais SA-I e FA-I (subdivididos em *Rising* e *Falling*). O objetivo é mapear a sensibilidade dos receptores e avaliar o impacto da histerese e da relaxação viscoelástica na codificação neuromórfica do sinal tátil antes do acionamento reflexivo.

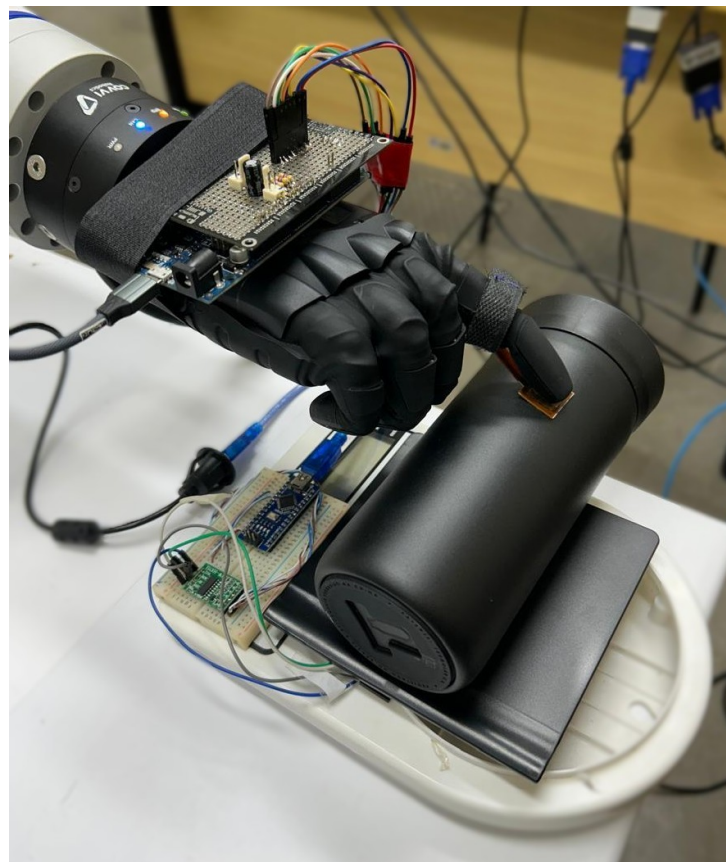


Figura 3.7: Prótese pressionando garrafa rígida para verificar resposta da matriz de sensores a estímulos em forma de forças em degraus.

3.5.4 Avaliação do controle de escorregamento

Para esta fase de avaliação, dois experimentos foram realizados, nos quais a configuração experimental consistiu em uma mão robótica, fixada ao robô, segurando um recipiente plástico deformável (garrafa de politereftalato de etileno). O objetivo central deste protocolo é submeter a matriz de sensores a estímulos físicos controlados e registrar simultaneamente tanto os estímulos quanto as respostas dos sensores. A automação do processo, controlada por um software dedicado, minimiza a variabilidade introduzida por operadores humanos, garante uma alta repetibilidade nos ensaios e permite a aquisição de um grande volume de dados de alta densidade, essencial para uma caracterização detalhada dos 16 sensores da matriz. Cada experimento foi repetido 10 vezes para garantir a validade estatística. Os experimentos realizados são descritos a seguir:

Experimento A (Mudança Abrupta de Carga): Uma massa de 20 g é deixada cair de uma altura de 10 cm dentro do recipiente, simulando uma perturbação repentina. Um acelerômetro do modelo GY-61 fixado ao recipiente mede o deslocamento resultante para quantificar o tempo de reação do sistema e sua eficácia em conter o deslizamento.

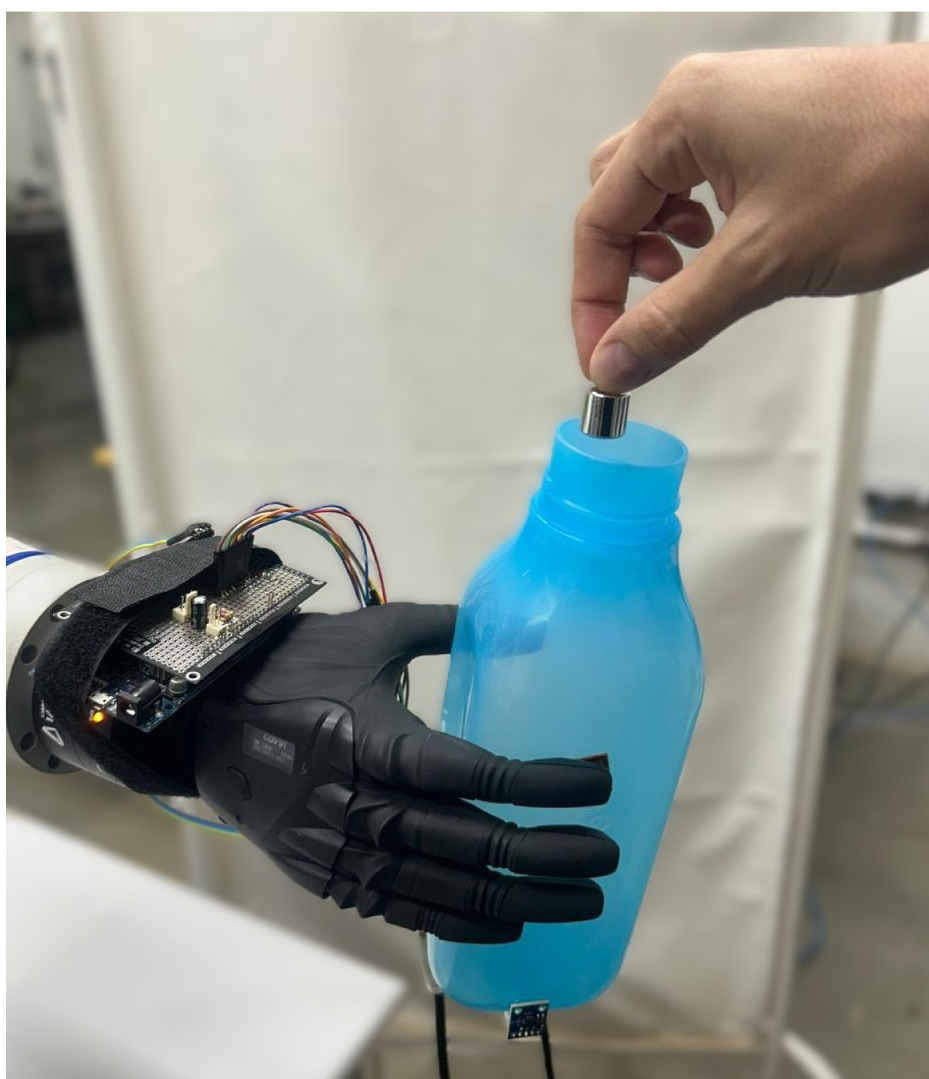
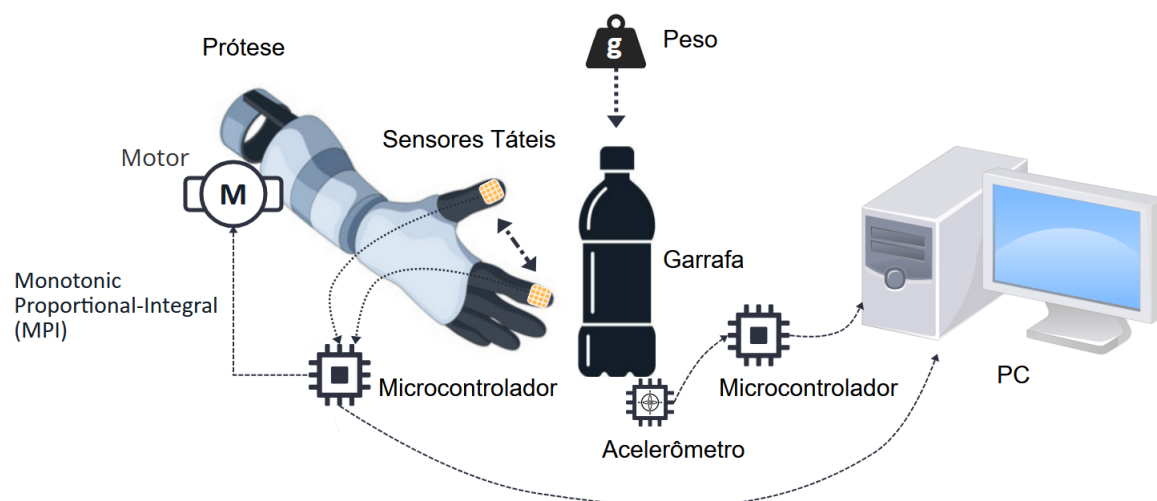


Figura 3.8: A imagem superior mostra o diagrama do experimento de mudança abrupta de carga, enquanto a imagem inferior ilustra a prótese recebendo a carga e realizando a ação de prensão.

Experimento B (Mudança Gradual de Carga): Água é vertida no recipiente a uma vazão constante de 50 ml/s, medida por um sensor de fluxo YF-S201. Este experimento testa a capacidade do controlador de se adaptar a uma carga que aumenta lentamente.

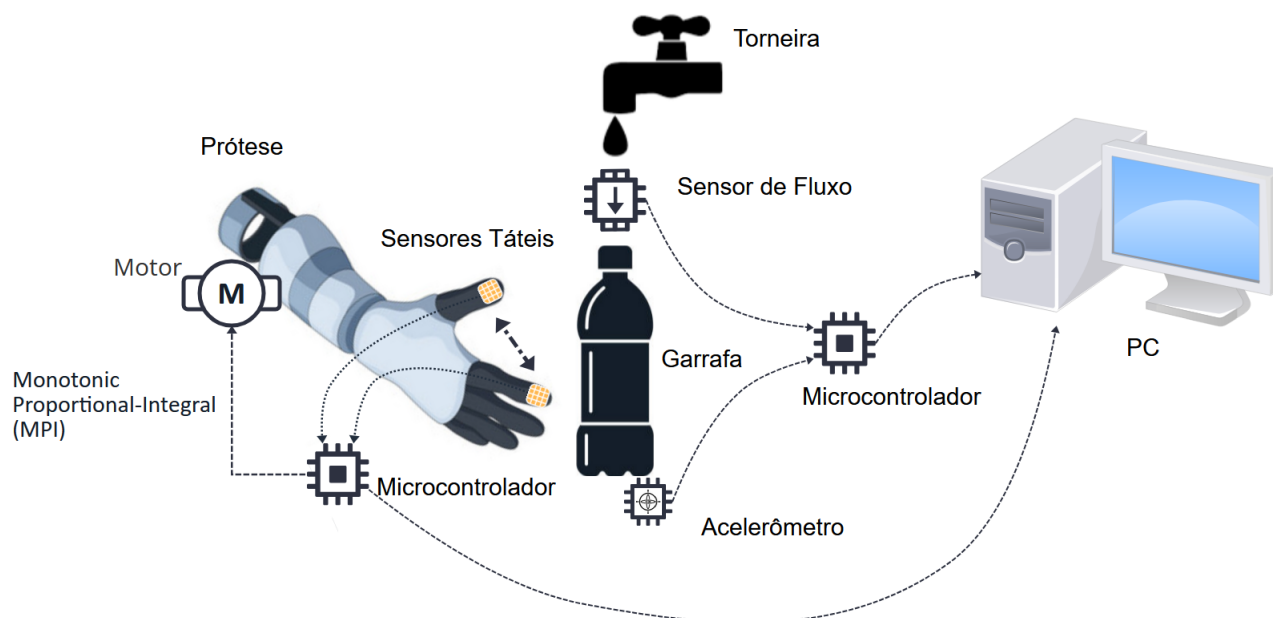


Figura 3.9: A imagem superior mostra o diagrama do experimento de mudança gradual de carga, já na parte inferior mostra a carga gradual sendo aplicada no *setup* experimental.

3.6 Critérios de avaliação

O encadeamento metodológico desta tese é validado pela observação de um conjunto de métricas que permitem julgar se a proposta atende ao problema de escorregamento em próteses. Neste trabalho, a caracterização do sensor fornece a base de confiabilidade para as leituras, enquanto o modelo neuromórfico, a detecção de escorregamento e o controlador MPI são avaliados pela capacidade de responder ao evento de escorregamento em tempo hábil e manter a estabilidade da preensão.

Capítulo 4

Resultados

Este capítulo apresenta os resultados dos ensaios experimentais planejados e conduzidos de acordo com a metodologia descrita no Capítulo 3. O escopo abrange desde a calibração estática inicial da matriz de sensores piezorresistivos até a validação do controle de escorregamento para os experimentos de carga abrupta e carga gradual, apresentando a avaliação do modelo neuromórfico de codificação de *spikes* e dos algoritmos de detecção de deslizamento.

4.1 Calibração da resposta do sensor

Para verificar o comportamento elétrico de cada *taxel* sob diferentes níveis de pressão, foi conduzido o ensaio de calibração descrito na Figura 3.6. A caracterização do sensor revelou um perfil de resposta não linear, mas consistente, essencial para a estratégia de controle orientada por eventos. A relação entre a força aplicada e a saída do sensor, detalhada na Figura 4.1, foi mapeada para cada um dos 16 *taxels* em uma faixa de força de 0 a 5 N. A sensibilidade média na região operacional primária (1 a 4 N) foi de 785 ± 65 níveis ADC/N. Embora cada *taxel* tenha apresentado variação de resposta de até 13% em relação à média, todas as unidades demonstraram uma correlação repetível entre a força aplicada e a tensão de saída.

Essa caracterização validou o uso de uma correção de escala para cada *taxel* individualmente, com boa sensibilidade e precisão na detecção de forças aplicadas.

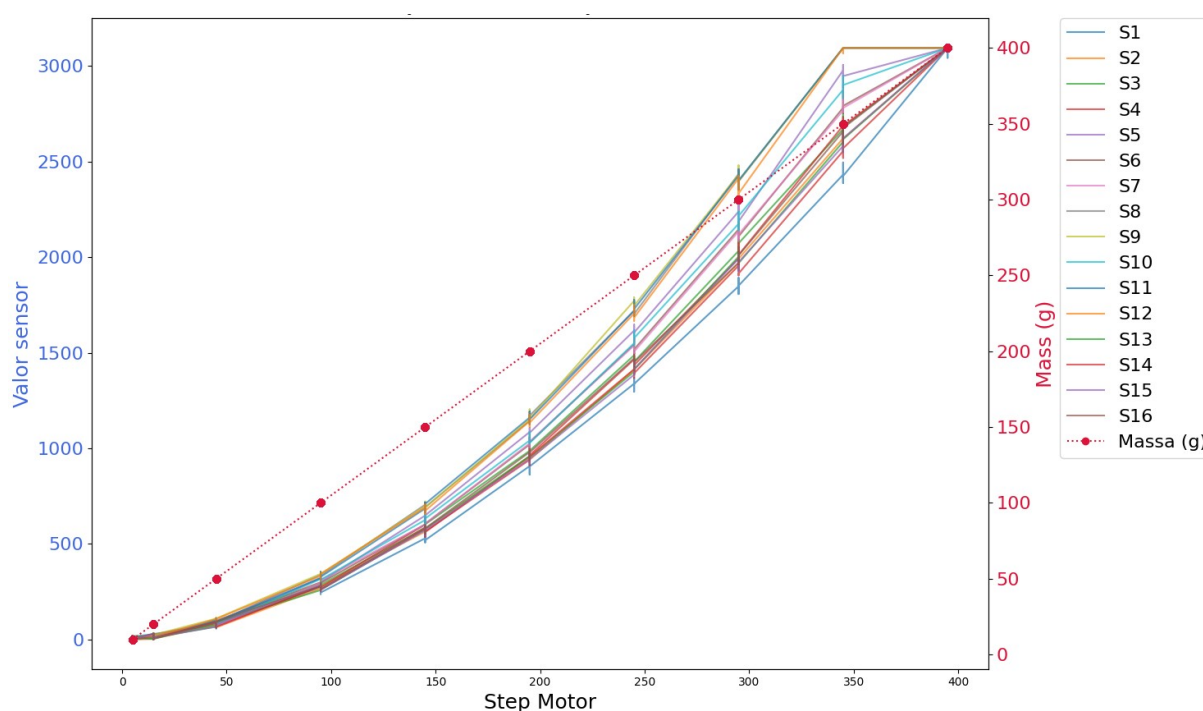


Figura 4.1: Leituras dos sensores para caracterização: cada linha representa um *taxel*, e a linha tracejada mostra a força aplicada à célula de carga. No eixo y, a escala à esquerda mostra os valores de conversão analógico-digital, à direita, mostra a força medida em gramas pela célula de carga e no eixo x, mostra os passos tomados pelo servo motor para aumentar a pressão no sensor.

4.2 Verificação da resposta neuromimética do sensor

Os resultados obtidos a partir do protocolo de validação neuromórfica sob estímulo dinâmico em escada de força (conforme descrito na Seção 3.2.3) estão representados na Figura 4.2. O teste foi realizado aplicando níveis nominais de força equivalentes a 0.5 N, 1.0 N e 1.5 N na fase de carga, e em seguida retornando aos patamares de 1.0 N, 0.5 N e 0 N na fase de descarga, conforme ilustrado na Figura 3.7.

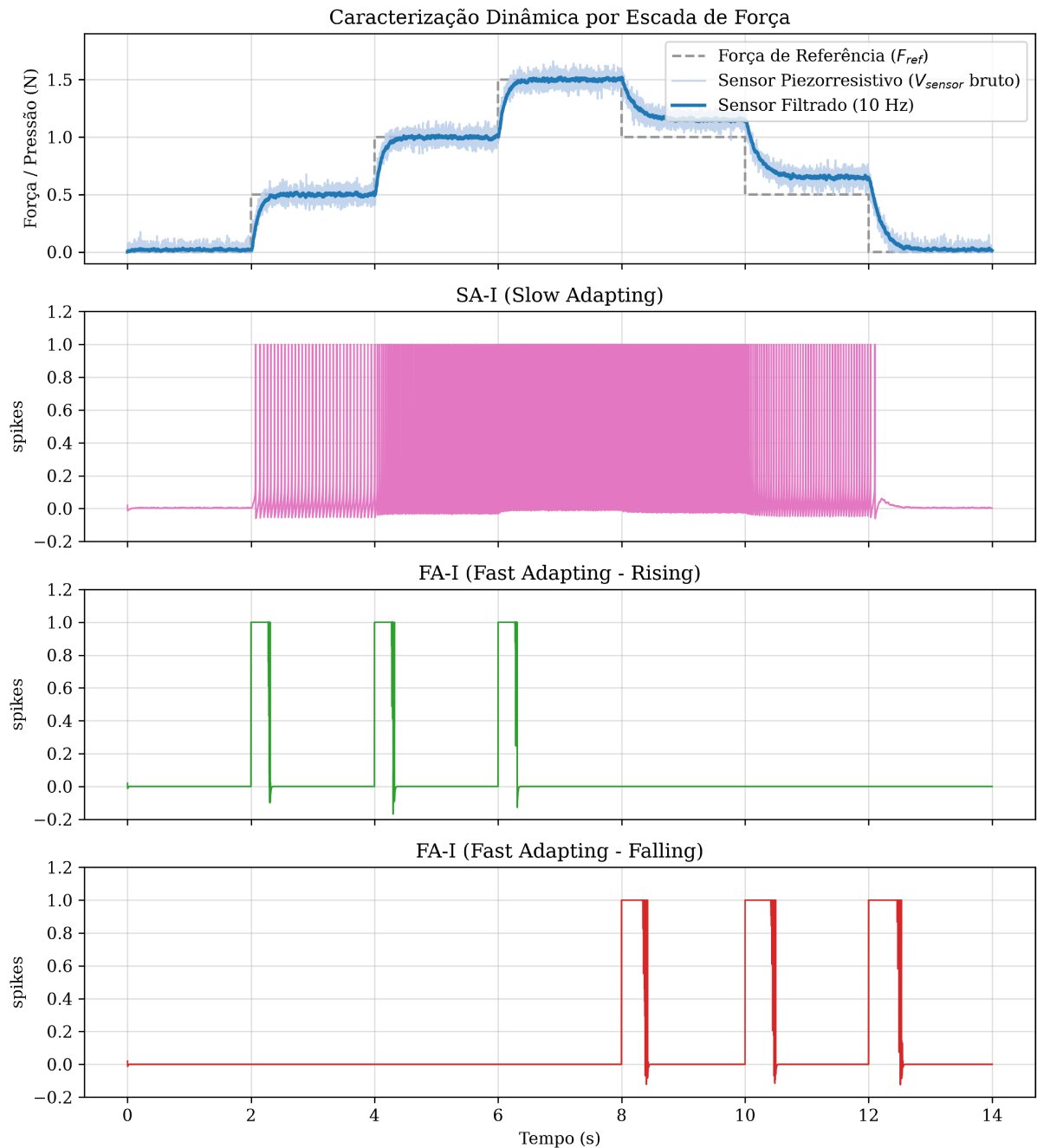


Figura 4.2: Resposta neuromórfica sob estímulo em escada de força. O painel superior exibe a força de referência e a leitura do sensor piezorresistivo (sinal bruto e filtrado). O segundo painel apresenta o comportamento do neurônio SA-I. O terceiro e quarto painéis mostram a ativação seletiva do neurônio FA-I *Rising* e *Falling*, respectivamente.

O painel superior da Figura 4.2 mostra a resposta média dos 16 sensores piezorresistivos. Percebe-se um comportamento de suavização de degraus causado pela maleabilidade do silicone EcoFlex 00-30 e pelas limitações de histerese inerentes ao

material condutivo sob compressão mecânica. É interessante notar que, na fase de descarga (após 8 segundos), a tensão de saída apresenta um atraso na recuperação e um erro residual (*offset*) em relação à referência. A Figura 4.2 mostra ainda respostas neuromiméticas compatíveis com o descrito na literatura [53]:

- O neurônio **SA-I** (Painel 2) disparou de forma sustentada durante toda a presença de contato físico, apresentando frequências de disparo crescentes conforme a elevação de força (aproximadamente 35 Hz no primeiro nível, 60 Hz no segundo e 100 Hz no terceiro), mostrando sua capacidade de codificação da intensidade do estímulo estático.
- O neurônio **FA-I Rising** (Painel 3) respondeu seletivamente a variações positivas de pressão ($dV/dt > 0$), disparando ao contato do objeto apenas nos instantes das transições de subida da força ($t = 1$ s, 2 s e 3 s).
- O neurônio **FA-I Falling** (Painel 4) exibiu resposta parecida ao **FA-I Rising**, ativando apenas nos momentos de alívio de carga ($t = 4$ s, 5 s e 6 s) onde $dV/dt < 0$, o que representa uma resposta típica de quebra de contato.
- O neurônio **SA-I** disparou de forma sustentada durante todo o contato, com frequências crescentes conforme a elevação da força (aprox. 35 Hz, 60 Hz e 100 Hz para os respectivos níveis), demonstrando capacidade de codificação da intensidade do estímulo estático.
- O neurônio **FA-I Rising** respondeu seletivamente a variações positivas de pressão ($dV/dt > 0$), disparando apenas nos instantes das transições de subida da força ($t = 1, 2, 3$ s).
- O neurônio **FA-I Falling** exibiu resposta complementar ao **FA-I Rising**, ativando-se apenas nos momentos de alívio de carga ($t = 4, 5, 6$ s) onde $dV/dt < 0$, representando uma resposta típica de quebra de contato.

4.3 Avaliação do Controle de Escorregamento

4.3.1 Detecção de Escorregamento Baseada no Limiar Adaptativo (DATH)

O desempenho do algoritmo de detecção de escorregamento baseado no modelo de Limiar Dinâmico Adaptativo (DATH) foi caracterizado a partir das leituras temporais da matriz de sensores piezorresistivos.

Conforme descrito no capítulo anterior, o processamento do sinal analógico iniciou-se com a aplicação de um filtro passa-baixa de 10 Hz para atenuação de ruídos de alta frequência. Inicialmente, com uma perturbação de contato (sem deslizamento) em um objeto rígido, a deformação viscoelástica do silicone EcoFlex 00-30 causou um efeito transiente caracterizado por um amortecimento de tensão lento após o toque inicial. Durante esse intervalo de acomodação, o algoritmo DATH elevou o limiar de detecção dinamicamente, conforme a Equação 3.6. Sob regime de escorregamento dinâmico, as variações abruptas de pressão sobre a superfície maleável resultaram em oscilações de tensão que superaram o limiar basal de $\theta = 0,008$. O limiar adaptativo aproximou-se da amplitude dessas oscilações, mantendo a sensibilidade e resultando em *spikes* com frequências integradas na janela de 50 ms que variaram em função da velocidade de escorregamento do objeto.

4.3.2 Resultados de Controle em Malha Fechada (Controlador MPI)

A prótese robótica COVVI, acoplada ao braço robótico DOBOT CR10A, executou tarefas de preensão sob a atuação do controlador MPI em tempo real. O desempenho da malha de controle foi avaliado por meio de dois ensaios experimentais com perturbações dinâmicas de carga (Experimentos A e B).

4.3.2.1 Experimento A: Mudança Abrupta de Carga (Perturbação em Degrau)

Os resultados do controle de escorregamento sob perturbação de degrau (queda livre de uma massa de 20g) estão apresentados na Figura 4.3 para a configuração SA-I e na Figura 4.4 para a configuração FA-I.

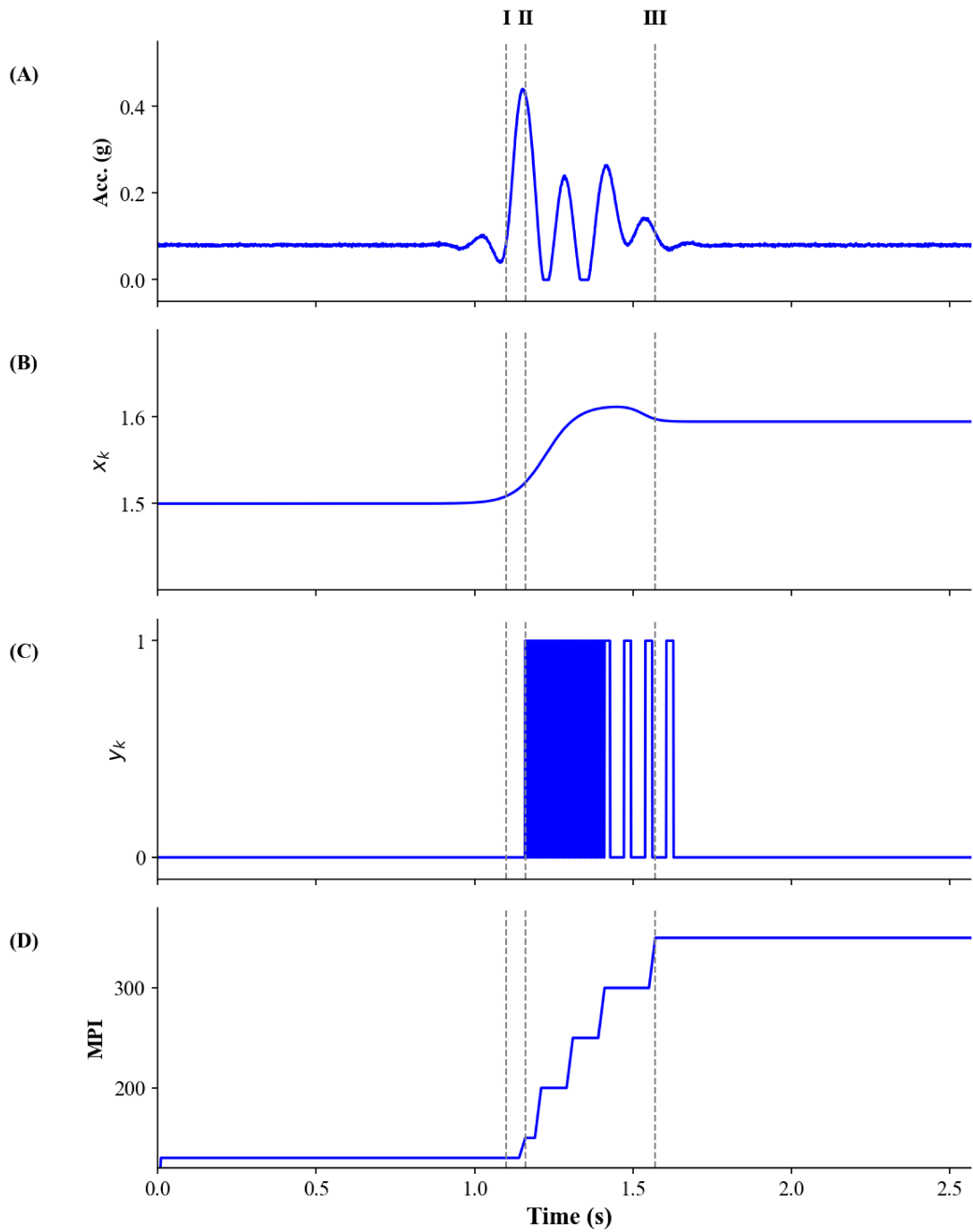


Figura 4.3: Resposta neuromórfica e dinâmica do neurônio SA-I sob o experimento de perturbação abrupta em degrau de carga (queda da massa de 20g) em um ensaio representativo. (A) Sinal do acelerômetro; (B) Sinal filtrado de um taxel representativo; (C) *Spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa após o peso ser derrubado dentro da garrafa; (D) Saída do controlador MPI. Os instantes indicam: 'I' o início do escorregamento no acelerômetro, 'II' a primeira resposta de controle (atraso de detecção de aproximadamente 85 ms no ensaio mostrado), e 'III' a estabilização completa da força (intervalo de controle II-III de aproximadamente 115 ms).

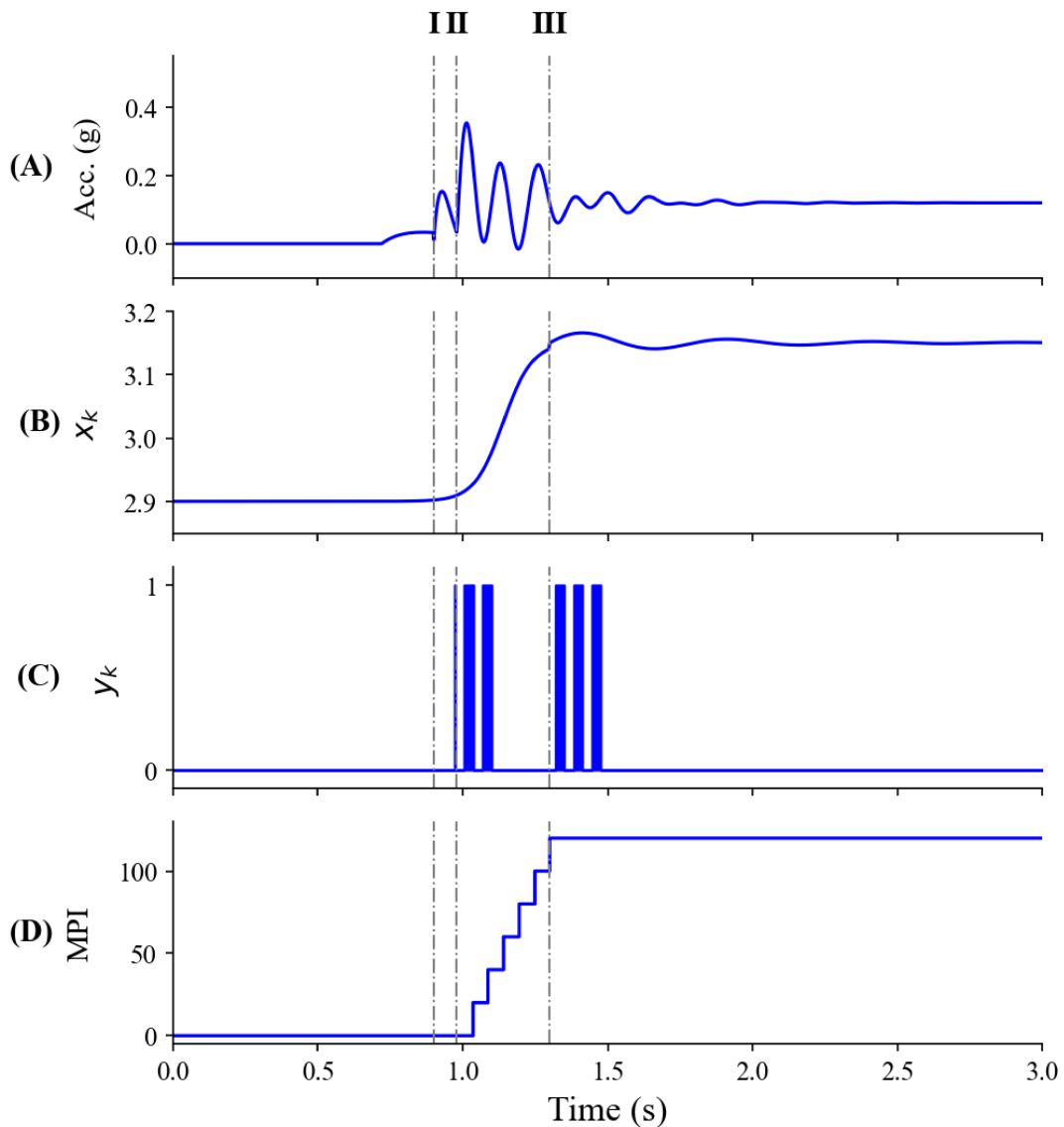


Figura 4.4: Resposta neuromórfica e dinâmica do neurônio FA-I sob o experimento de perturbação abrupta em degrau de carga (queda da massa de 20g) em um ensaio representativo. (A) Sinal do acelerômetro; (B) Sinal filtrado de um taxel representativo; (C) *Spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa após o peso ser derrubado dentro da garrafa; (D) Saída do controlador MPI. Os instantes indicam: 'I' o início do escorregamento no acelerômetro, 'II' a primeira resposta de controle (atraso de detecção de aproximadamente 68 ms no ensaio mostrado), e 'III' a estabilização completa da força (intervalo de controle II-III de aproximadamente 92 ms).

No ensaio com a configuração de controle baseada apenas na atividade dos neurônios SA-I (Figura 4.3), o impacto mecânico inicial ativou os neurônios SA-I. Os *spikes* gerados pelo contato sustentado e pelo deslocamento do objeto acionaram a subida

monotônica do sinal MPI_z . O tempo total de contenção do objeto e estabilização das leituras do acelerômetro foi de aproximadamente 400 ms.

No ensaio com a configuração de controle baseada apenas nas atividades dos neurônios FA-I (Figura 4.4), observou-se que o impacto da massa em $t \approx 1,0$ s gerou uma oscilação mecânica rápida registrada pelo acelerômetro GY-61. Essa perturbação de alta frequência provocou uma variação imediata na derivada temporal do sinal analógico dos sensores táteis, ativando rajadas de *spikes* de escorregamento (v_z). O controlador MPI respondeu rapidamente, gerando incrementos rápidos em graus na saída MPI_z , o que comandou o fechamento dos dedos da prótese. A força aplicada foi incrementada a cada ciclo de amostragem de 50 ms, de modo que a estabilização mecânica completa e a contenção do escorregamento ocorreram em aproximadamente 250 ms após o impacto, momento no qual o acelerômetro retornou ao nível de ruído basal e a contagem de *spikes* cessou, mantendo a saída do atuador estabilizada no novo valor de preensão.

Os tempos de controle obtidos para ambas as configurações sob perturbação abrupta de carga são resumidos e comparados na Figura 4.5. A partir de 10 ensaios realizados para cada configuração, constatou-se que a abordagem com neurônios FA-I apresenta um tempo médio de resposta menor e mais consistente (70 ± 22 ms) em comparação com a configuração utilizando neurônios SA-I (80 ± 25 ms). Essa diferença reflete a maior sensibilidade dos neurônios FA-I a variações dinâmicas rápidas de pressão decorrentes da perturbação em degrau.

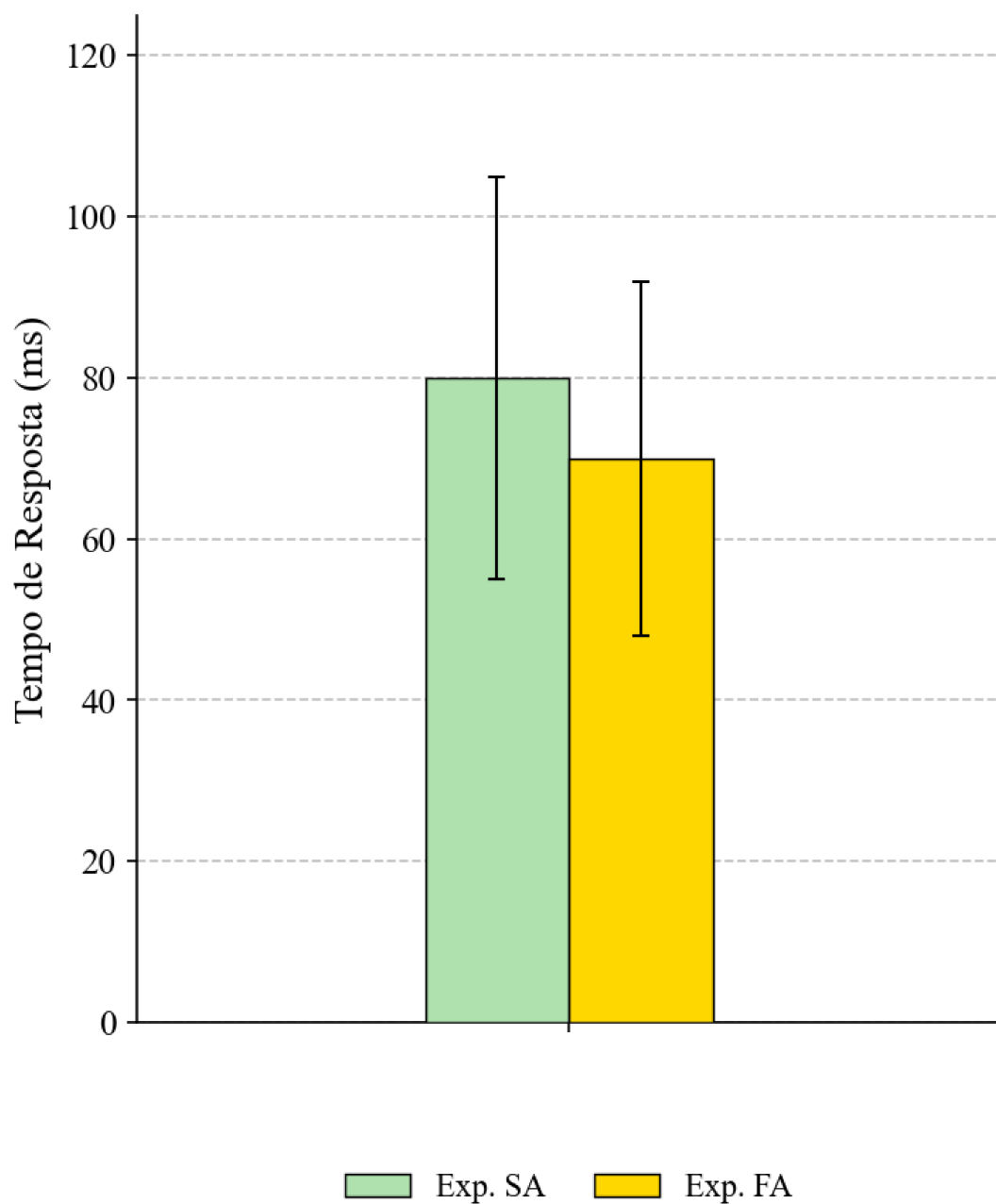


Figura 4.5: Tempo de resposta do controlador MPI para as configurações de neurônios SA-I e FA-I sob perturbação abrupta de carga. Os dados apresentados foram obtidos a partir de 10 ensaios de cada experimento, resultando em tempos de controle de 80 ± 25 ms para a configuração SA-I e 70 ± 22 ms para a configuração FA-I. O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador e o seu início.

4.3.2.2 Experimento B: Mudança Gradual de Carga (Perturbação em Rampa)

Os resultados experimentais com perturbação gradual e progressiva de carga (fluxo de água a 50 ml/s para dentro do recipiente) são apresentados na Figura 4.6 para a configuração neuromórfica SA-I e na Figura 4.7 para a configuração FA-I.

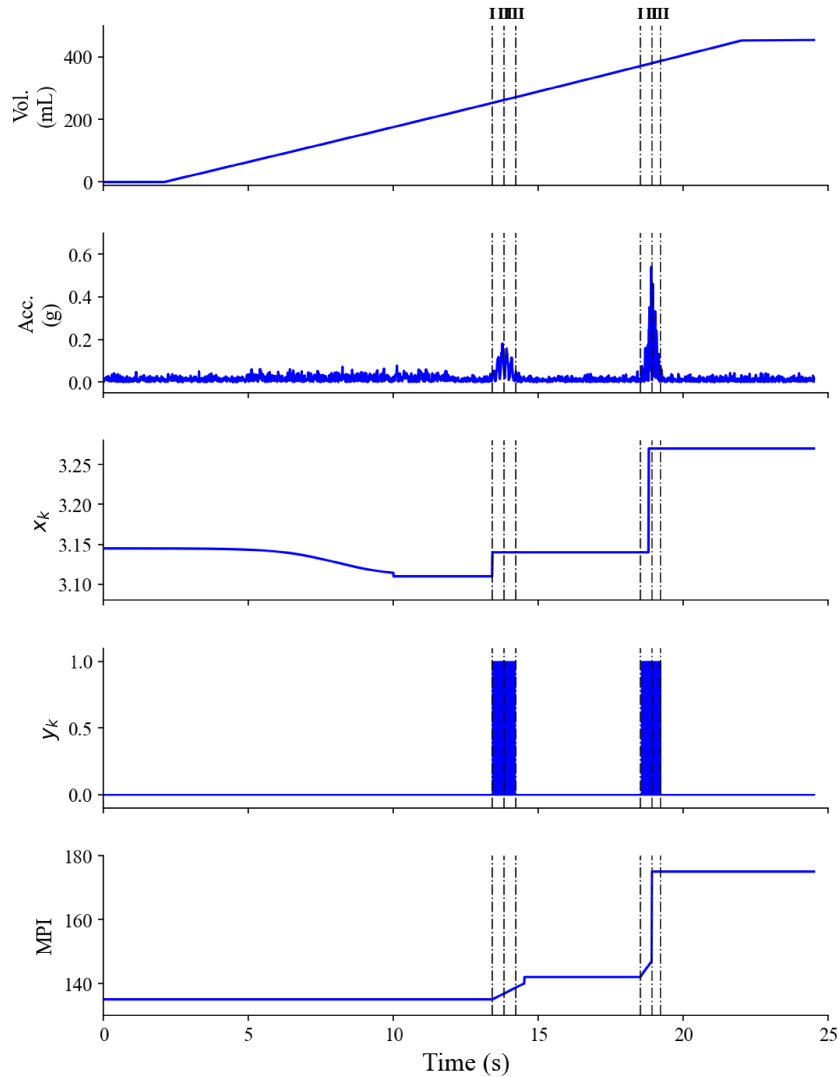


Figura 4.6: Resposta neuromórfica e dinâmica do neurônio SA-I no teste de perturbação gradual (vazão de água a 50 ml/s) em um ensaio representativo. (A) volume de água estimado a partir do sensor de fluxo; (B) sinal do acelerômetro; (C) sinal filtrado de um taxel representativo (o de maior atividade, apresentado isoladamente para fins de clareza visual); (D) *spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa; (E) saída do controlador MPI. Os instantes indicam: 'I' o início do escorregamento e 'II' a primeira resposta de correção do controlador.

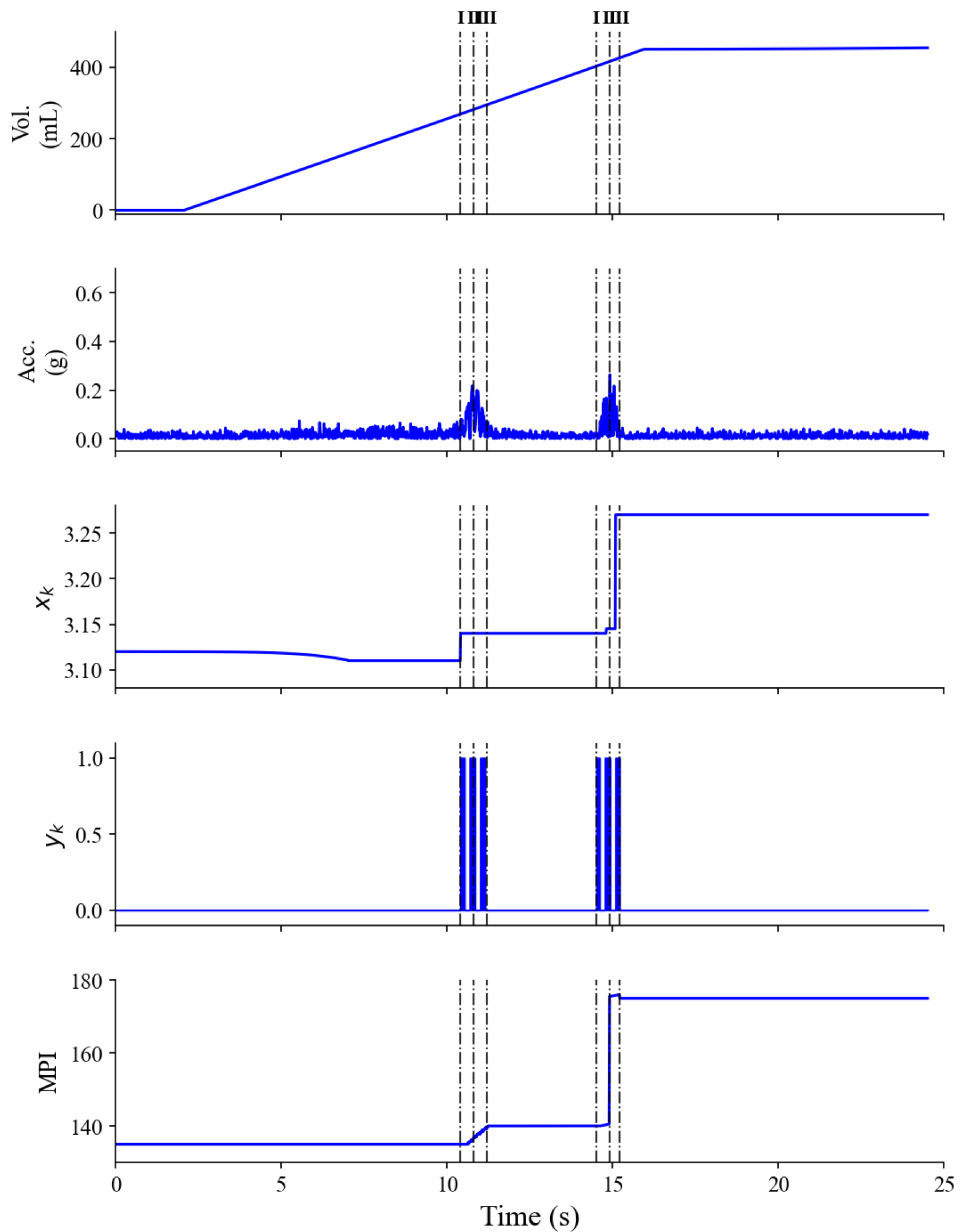


Figura 4.7: Resposta neuromórfica e dinâmica do neurônio FA-I no teste de perturbação gradual (vazão de água a 50 ml/s) em um ensaio representativo. (A) volume de água estimado a partir do sensor de fluxo; (B) sinal do acelerômetro; (C) sinal filtrado de um taxel representativo (o de maior atividade, apresentado isoladamente para fins de clareza visual); (D) *spikes* gerados pelo escorregamento da garrafa; (E) saída do controlador MPI. Os instantes indicam: 'I' o início do escorregamento e 'II' a primeira resposta de correção do controlador.

No ensaio utilizando apenas a atividade dos neurônios SA-I (Figura 4.6), o sinal de contagem de *spikes* apresentou uma taxa de atividade contínua e persistente. Isto

ocorreu devido à sobreposição da força acumulada da água com as oscilações mecânicas dos micro-escorregamentos. A ação integral do controlador MPI acumulou essa atividade, gerando uma resposta de comando MPI_z com crescimento mais suave, ajustando continuamente a força aplicada à prótese em correlação direta com o volume de fluxo, mantendo a estabilidade da garrafa durante todo o ensaio em rampa.

No ensaio utilizando apenas a atividade dos neurônios FA-I (Figura 4.7), o aumento contínuo da massa de água resultou em pequenos escorregamentos mecânicos periódicos à medida que a força de atrito estático era superada. Esses micro-deslocamentos induziram variações rápidas e localizadas de pressão, as quais provocaram o disparo de *spikes* (v_z). O integrador do controlador MPI acumulou progressivamente esses eventos ao longo do tempo, resultando em uma curva de comando MPI_z incremental que acompanhou a evolução da rampa de carga. O acionamento crescente garantiu que a prótese apertasse os dedos sem apresentar reduções de força que pudessem acarretar a queda do recipiente.

Os tempos de resposta em perturbação gradual de carga para as duas configurações são apresentados e comparados na Figura 4.8. Em 10 ensaios experimentais realizados para cada configuração, o controle obtido pela rede com neurônios FA-I obteve um tempo médio de resposta de 82 ± 28 ms, enquanto a configuração com neurônios SA-I apresentou uma média de 95 ± 34 ms. A dinâmica de disparos rápidos do neurônio FA-I em resposta a micro-deslocamentos acelerou a atuação do controlador no restabelecimento da estabilidade do objeto sob perturbações em rampa.

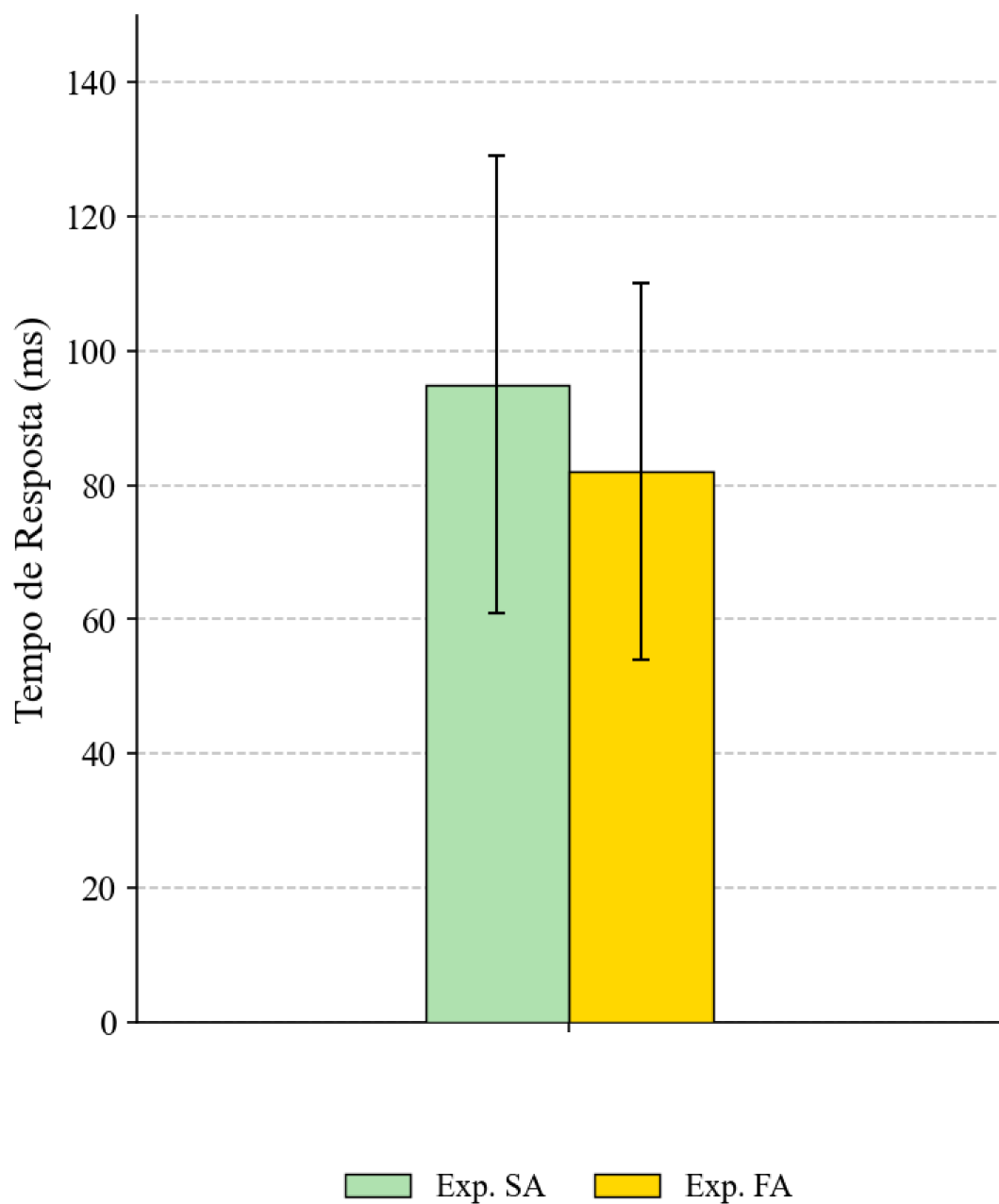


Figura 4.8: Tempo de resposta do controlador MPI para as configurações de neurônios SA-I e FA-I sob perturbação gradual de carga. Os dados apresentados foram obtidos a partir de 10 ensaios de cada experimento, resultando em tempos de resposta de 95 ± 34 ms para a configuração SA-I e 82 ± 28 ms para a configuração FA-I. O tempo de controle foi medido como a diferença de tempo entre a última resposta do controlador e o seu início.

Capítulo 5

Discussão

5.1 Introdução

Neste capítulo, os resultados obtidos com a arquitetura proposta para a detecção e o controle de escorregamento são analisados. Avalia-se o desempenho dinâmico do sistema em malha fechada sob perturbações rápidas e graduais, fundamenta-se o papel do processamento neuromórfico e compara-se esse desempenho com o de outras estratégias da literatura. Também são discutidas as vantagens da abordagem piezorresistiva perante outras tecnologias sensoriais, concluindo-se com a apresentação das limitações técnicas do projeto e sugestões de trabalhos futuros.

5.2 Caracterização Sensorial e Codificação Neuromórfica

A calibração da resposta da matriz de sensores revelou um comportamento não linear para a faixa de 0 a 5 N. A sensibilidade média observada na região operacional primária (1 a 4 N) foi de 785 ± 65 níveis ADC/N, com desvios individuais entre os 16 *taxels* de até 13% em relação à média e histerese média de 12% (Figura 4.1). Osborn et al. [47] relata que a utilização de sensores piezorresistivos recobertos por material flexível (como o silicone) é uma estratégia para emular a complacência e a conformabilidade da pele humana em próteses robóticas. Contudo, sob a perspectiva da instrumentação, essa arquitetura introduz comportamentos não lineares, além de

promover o desgaste do sensor devido à viscoelasticidade dos polímeros que ocorre com o tempo. Com o uso da arquitetura neuromórfica, como o modelo de Izhikevich, as flutuações de pressão do sensor são minimizadas. O sistema passa a codificar em (*spikes*) as microvibrações de alta frequência características do atrito de escorregamento (*stick-slip*). Essa abordagem torna a detecção robusta às não linearidades, viabilizando um reflexo motor de supressão de deslizamento sensível e computacionalmente eficiente [42].

A maior adequação das fibras do tipo FA-I para a detecção de escorregamento foi observada experimentalmente neste trabalho pela redução no tempo de estabilização. Fisiologicamente, os mecanorreceptores de adaptação rápida (FA) são sensíveis a variações dinâmicas de cisalhamento e vibrações mecânicas de alta frequência, disparando de forma assíncrona assim que ocorre uma transição de atrito na pele, ao passo que os receptores SA-I são voltados para a intensidade de força estática [27, 60]. Em peles eletrônicas e próteses, diversos autores corroboram que a emulação do neurônio FA-I é mais eficiente para disparar arcos reflexos de contenção de deslize, visto que a derivada temporal (dV/dt) de suas respostas reage a transientes físicos [47, 72]. Dessa forma, a parametrização FA-I consolida-se como a mais indicada para a estabilização ativa de preensões na dinâmica de escorregamento em próteses robóticas.

5.3 Análise do Controle em Malha Fechada

O desempenho dinâmico do sistema de controle proposto em malha fechada foi avaliado através dos Experimentos A e B (Seção 4) e comparado a quatro estratégias da literatura sob as mesmas condições físicas de ensaio:

1. **Limiar Fixo (Fixed Threshold)** [43]: Abordagem convencional que detecta escorregamento a partir de um valor de limiar estático.
2. **NMSD (Neuromimetic Slip Detection)** [47]: Abordagem neuromimética baseada na derivada do sinal que aciona um pulso discreto de fechamento dos dedos da prótese por 45 ms.
3. **SWT-SD (Stationary Wavelet Transform - Slip Detection)** [58]: Método no do-

mínio do tempo-frequência que aplica a transformada *wavelet* estacionária aos *taxels* com janela de 21 ms para detectar transientes rápidos.

4. **DATH (Dynamic Adaptive Threshold)** [43]: Algoritmo que utiliza o limiar dinâmico adaptativo, porém implementado para transdutores de canal único.

Para fins de comparação nas Figuras 5.1 e 5.2, a abordagem experimental proposta neste trabalho é representada pelos rótulos **Exp. SA** (configuração utilizando neurônios SA-I) e **Exp. FA** (configuração utilizando neurônios FA-I).

5.3.1 Resposta a Perturbações Abruptas de Carga (Experimento A)

O Experimento A submeteu o sistema a uma perturbação de degrau de carga (queda livre de uma massa de 20 g). A comparação dos tempos de resposta de supressão do escorregamento é exibida na Figura 5.1.

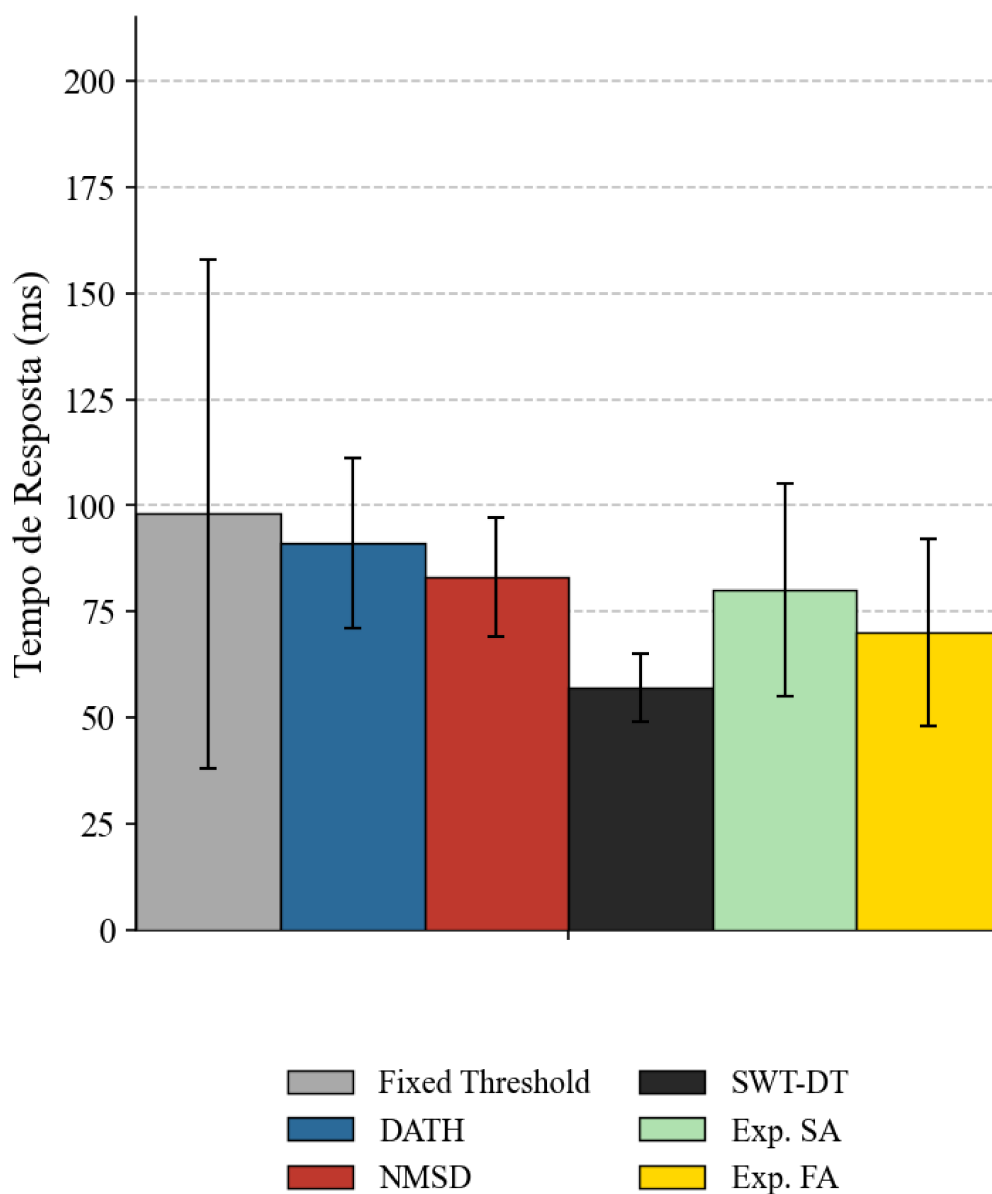


Figura 5.1: Comparação do tempo de resposta ao escorregamento sob perturbação de carga abrupta. Os rótulos **Exp. SA** (SA-I) e **Exp. FA** (FA-I) representam a abordagem embarcada proposta neste trabalho (avaliada com carga de 20 g), comparada a outros métodos da literatura (*Fixed Threshold*, *DATH*, *NMSD* e *SWT-SD*, cujos dados foram extraídos de suas respectivas publicações sob ensaios com carga de 10 g). Barras verticais representam a média com desvio padrão do tempo de resposta.

Os resultados demonstram que a abordagem neuromórfica experimental proposta obteve um tempo médio de resposta de 70 ± 22 ms para a configuração **Exp. FA** (baseada em neurônios FA-I) e de 80 ± 25 ms para a configuração **Exp. SA** (baseada

em neurônios SA-I). Esses valores foram confrontados diretamente com os dados experimentais reportados por Nakagawa-Silva et al. [43] para a garrafa com superfície lisa e escura (DK). O experimento de perturbação de carga abrupta proposto neste trabalho utilizou uma massa de 20 g, enquanto os ensaios da literatura comparados foram conduzidos com uma carga de 10 g [43, 47, 58]. Mesmo operando com o dobro da carga perturbadora, os tempos de controle do sistema proposto mantiveram-se muito próximos aos dos demais estudos, sendo o tempo obtido com a configuração Exp. FA (70 ± 22 ms) nominalmente inferior aos tempos reportados para a estratégia de DATH offline ($88,2 \pm 24$ ms), Limiar Fixo ($93,75 \pm 66$ ms) e o método neuromimético NMSD (98 ms [47]). A transformada *wavelet* SWT-SD [58] obteve o menor tempo médio nominal (60 ± 18 ms).

Do ponto de vista puramente estatístico, dado o expressivo desvio padrão observado em todas as metodologias e o tamanho amostral reduzido ($N = 10$), há uma sobreposição massiva entre os intervalos de confiança dos tempos obtidos (variando de 48 a 92 ms no Exp. FA, 42 a 78 ms no SWT-SD, e 64 a 112 ms no DATH). Consequentemente, não é possível afirmar, sem a execução de um teste de hipóteses formal (como ANOVA ou teste t de Student), que existe uma diferença estatisticamente significativa entre as latências médias de 60 ms, 70 ms, 80 ms ou 88 ms. Desse modo, o destaque da configuração Exp. FA não reside em uma superioridade absoluta de tempo de resposta em relação ao SWT-SD ou DATH, mas sim no fato de alcançar patamares temporais equivalentes operando inteiramente em hardware de baixo custo de forma embarcada. Vale ressaltar que a transformada SWT-SD exige um processamento espectral complexo no domínio do tempo-frequência que inviabiliza sua execução simples em microcontroladores vestíveis de baixo consumo.

Além da diferença na magnitude da carga perturbadora, deve-se considerar a natureza física dos recipientes envolvidos. Enquanto a literatura confrontada utilizou uma garrafa rígida de Dura-Kevlar (DK), os experimentos deste trabalho empregaram uma garrafa de material politereftalato de etileno que gera deformações na parede do recipiente ao acontecer o aperto. Essa deformidade altera dinamicamente a área de contato e a distribuição de pressões percebidas pela matriz sensorial táteis, impondo desafios adicionais de controle dinâmico que ressaltam a eficácia e adaptabilidade das respostas neuromórficas propostas.

A resposta do método acontece por conta do processamento orientado a eventos executado diretamente em *hardware* embarcado, o que elimina a latência de comunicação serial característica de estratégias implementadas em computadores hospedeiros (Host PC) na literatura [18, 20, 56]. O menor tempo de reação obtido com a configuração Exp. FA em comparação com a Exp. SA confirma a vantagem fisiológica em perturbações rápidas.

5.3.2 Resposta a Perturbações Graduais de Carga (Experimento B)

O Experimento B analisou o comportamento do controle diante de uma rampa de carga progressiva (adição de água a 50 ml/s). Os tempos de resposta obtidos são apresentados na Figura 5.2.

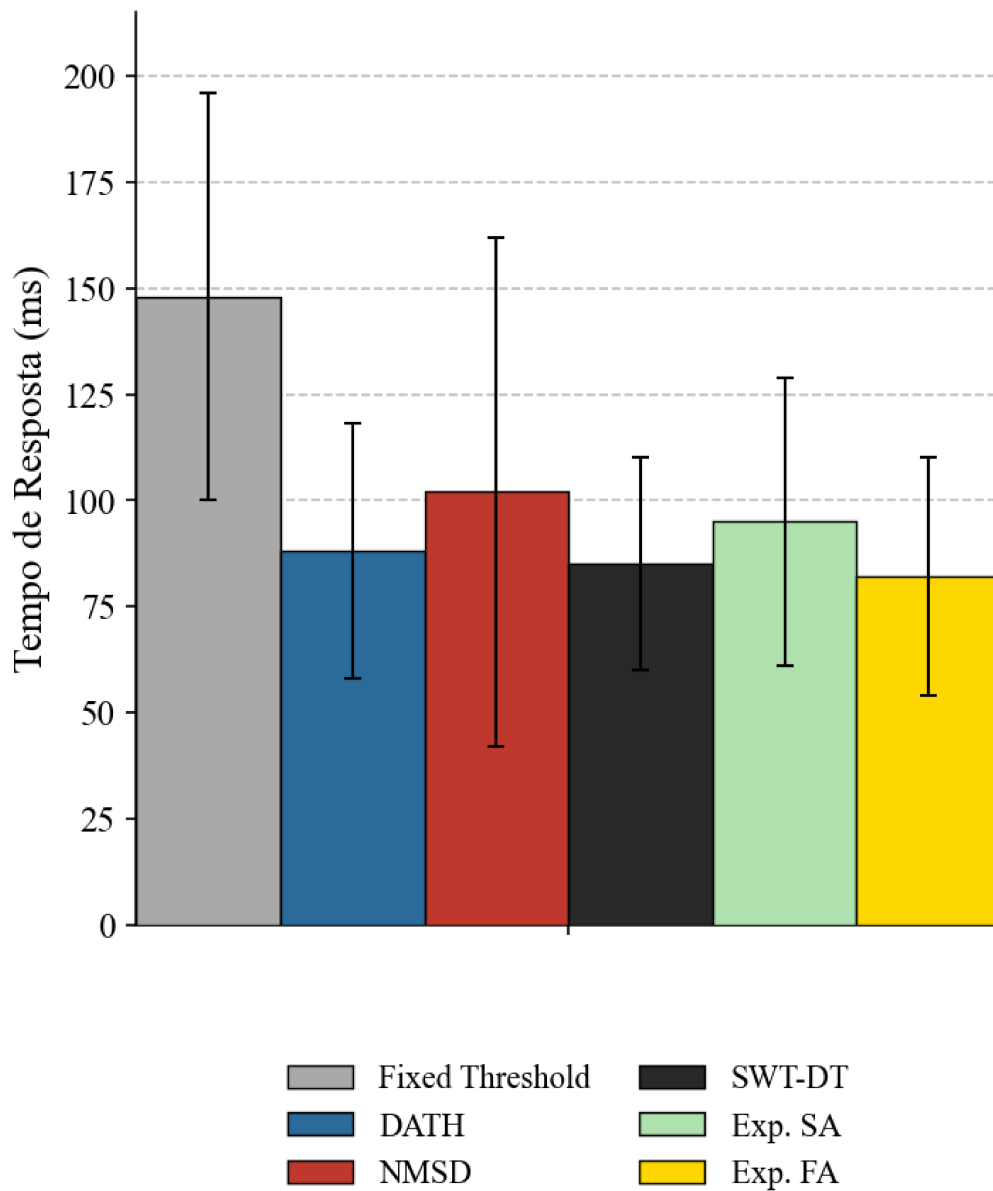


Figura 5.2: Tempo de resposta ao escorregamento sob perturbação de carga gradual. Os rótulos **Exp. SA** (SA-I) e **Exp. FA** (FA-I) representam a abordagem embarcada proposta neste trabalho, comparada a outros métodos da literatura (*Fixed Threshold*, *DATH*, *NMSD* e *SWT-SD*, cujos dados foram extraídos de suas respectivas publicações). Barras verticais representam a média com desvio padrão do tempo de resposta.

Neste ensaio, a abordagem proposta com a configuração **Exp. FA** (neurônio FA-I) alcançou tempo médio de resposta de 82 ± 28 ms, enquanto a configuração **Exp. SA** (neurônio SA-I) resultou em um tempo de 95 ± 34 ms. Na comparação com os

resultados de Nakagawa-Silva et al. [43] para perturbações de rampa, a configuração proposta superou os tempos de resposta da estratégia de Limiar Fixo ($155 \pm 101,52$ ms) e do método NMSD (100 ± 17 ms). No entanto, a técnica de DATH offline ($70 \pm 29,4$ ms) e a transformada SWT-SD (73 ± 22 ms) apresentaram reações nominalmente mais rápidas do que o sistema embarcado proposto.

Cabe esclarecer que a sigla **DATH offline** refere-se à execução do algoritmo de limiar dinâmico adaptativo de forma pós-processada ou em um computador hospedeiro (Host PC) de alto desempenho [42]. Isso confere maior poder de processamento numérico, porém requer a transmissão serial dos dados táteis brutos e impossibilita uma resposta reflexiva local e autocontida na prótese. Em contrapartida, a arquitetura proposta opera de forma inteiramente embarcada em um microcontrolador de baixo custo. A leitura multiplexada e sequencial dos 16 *taxels* introduz um atraso físico de varredura que explica a diferença nominal em relação aos métodos executados em Host PC. Sob a perspectiva estatística, dada a grande sobreposição dos desvios padrão obtidos nas amostras de todos os métodos (por exemplo, de 54 ms a 110 ms no Exp. FA e de 41 ms a 99 ms no DATH offline), as latências médias não apresentam diferenças estatisticamente significativas entre si. Conclui-se, portanto, que a proposta embarcada entrega um tempo de resposta funcionalmente comparável e contido na faixa do arco reflexo humano de forma autônoma.

5.3.3 Controle MPI embarcado neuromórfico

Apesar dessa perda de velocidade, o sistema proposto atinge desempenho da ordem de dezenas de milissegundos (na faixa de 70 a 95 ms, compatível com a escala temporal do arco reflexo humano) com a vantagem de ser vestível e embarcado. O mecanismo DATH mostrou uma boa resposta para contornar as não-linearidades intrínsecas e a histerese de 12% identificadas na matriz de sensores táteis. O uso do controlador Proporcional-Integral Monotônico (MPI) foi um elemento para a segurança funcional da prótese. Ao garantir que a saída de comando seja crescente durante os eventos de deslizamento (Equação 3.14), o MPI impede que transições no erro reduzam a força e provoquem novos escorregamentos. Essa monotonicidade impede reversões rápidas de direção nos motores de corrente contínua da prótese COVVI. Isso elimina o fenômeno de oscilação física de abertura/fechamento (*chattering*), que

causa desgaste mecânico nos acoplamentos e engrenagens da mão robótica. Adicionalmente, ao manter os atuadores em regime contínuo tende a reduzir o consumo da corrente elétrica de partida dos motores, estendendo a vida útil da prótese.

Ao comparar a matriz piezorresistiva revestida por silicone com sistemas de visão tátil (como o GelSight [69]) ou sensores ópticos, sobressaem vantagens práticas importantes. Sistemas baseados em câmeras ópticas apresentam limitações ao interagir com superfícies transparentes ou reflexivas [42, 61], além de exigirem grandes espaços físicos para montagem de espelhos e iluminação interna. A matriz piezorresistiva proposta é imune a variações ópticas de reflectância e transparência, sendo capaz de detectar vibrações em garrafas de metal ou plástico flexível e copos de vidro transparente.

5.4 Limitações Técnicas e Trabalhos Futuros

Apesar dos resultados consistentes, o sistema apresenta limitações que abrem frentes de pesquisa:

- **Recalibração:** O modelo de calibração depende do arranjo físico e da camada viscoelástica de silicone EcoFlex 00-30 de 2 mm. Alterações nos materiais ou no posicionamento da matriz exigem um novo procedimento de calibração estática para determinar a sensibilidade e histerese.
- **Sensibilidade à temperatura:** Compósitos poliméricos piezorresistivos, como borrachas condutivas que utilizam *carbon black*, possuem uma grande dependência térmica. As mudanças na temperatura ambiente podem mascarar as leituras de força e prejudicar a precisão da detecção tátil [7].
- **Ganhos Fixos de Controle:** Os parâmetros de controle $K_{p,mpi}$ e $K_{I,mpi}$ foram sintonizados com base no comportamento nominal. Modificações nas propriedades dos objetos manipulados (ex: textura, conformidade física) podem exigir uma nova calibração.
- **Processamento de Escala e Latência:** A leitura independente e sequencial dos 16 taxels limita o tempo de ciclo a 50 ms, atuando como o principal limitador físico do tempo de resposta global em rampa. Em aplicações sensoriais de alta

densidade, pode criar gargalos de latência. Para contornar essa limitação, pesquisas propõem o uso de processadores e chips neuromórficos dedicados de baixíssimo consumo, como o Intel Loihi 2 e o SynSense Speck [38]. A transição do sensor multiplexado para uma representação assíncrona orientada a eventos (AER - *Address-Event Representation*) permite que cada taxel envie eventos de espículas de forma independente, permitindo escalabilidade sem aumento linear de latência.

- **Aprendizado Adaptativo:** A integração futura de modelos de aprendizado adaptativo pode automatizar o ajuste em tempo real dos ganhos do controlador e dos parâmetros do neurônio de Izhikevich. Embora trabalhos anteriores dependessem de hosts PC [57], o panorama atual apresenta ferramentas promissoras de compilação de SNNs para hardware com restrição de recursos, como o compilador *snn2mcu* [51]. Tais ferramentas viabilizam o mapeamento de redes de espículas quantizadas diretamente em microcontroladores, abrindo caminho para que a calibração adaptativa seja executada de forma autônoma no próprio *hardware* vestível da prótese.

Capítulo 6

Conclusões

6.1 Considerações Finais

Este trabalho apresentou o desenvolvimento, a implementação e a validação experimental de uma arquitetura bioinspirada e orientada a eventos para a detecção e supressão de escorregamento em próteses robóticas, cumprindo os objetivos delineados no Capítulo 1. As contribuições englobaram o desenvolvimento embarcado de um modelo neuromórfico de codificação por *spikes*, a implementação de um controlador proporcional-integral monotônico (MPI) em malha fechada e a avaliação do sistema sob condições dinâmicas de perturbação. Ao integrar a transdução tátil piezorresistiva, a modelagem de disparos neuronais (SA-I e FA-I), o limiar dinâmico adaptativo (DATH) e o controle MPI, o sistema estabeleceu um elo eficiente entre a percepção sensorial periférica de baixo nível e a ação reflexa em tempo real.

A implementação da arquitetura bioinspirada local foi capaz de detectar o escorregamento e aplicar correções de força na prótese *COVVI Hand* em tempos inferiores à latência de reação humana voluntária. Os ensaios práticos confirmaram essa premissa, revelando tempos médios de resposta de 70 ± 22 ms (sob perturbação abrupta) e 82 ± 28 ms (sob perturbação gradual) para a configuração utilizando neurônios FA-I (a qual se mostrou superior à configuração SA-I), patamares esses plenamente compatíveis com os arcos reflexos biológicos humanos.

Esta tese demonstrou que a integração de sensores táteis, modelagem neuromórfica e controle reflexivo em malha fechada pode ser realizada com sucesso em *hardware*, mantendo a latência do ciclo de aquisição em 50 ms e garantindo a estabilidade

da preensão. A metodologia proposta demonstrou robustez frente a variações de carga e propriedades físicas dos objetos manipulados, evidenciando a viabilidade de sistemas bioinspirados para aplicações em próteses robóticas, com base nos seguintes pilares desenvolvidos e validados:

- **Integração Sensorial:** A matriz piezorresistiva 4×4 foi integrada à polpa digital da prótese COVVI e revestida com uma camada de silicone EcoFlex 00-30 de 2 mm, viabilizando a leitura estável do mapa espacial tátil com ciclo de amostragem de 50 ms.
- **Modelo Neuromórfico:** O modelo de Izhikevich foi embarcado e sintonizado com parâmetros biológicos para os neurônios SA-I e FA-I, gerando trens de *spikes* correlacionados às forças aplicadas.
- **Controle MPI:** O controlador MPI foi implementado com comportamento estritamente monotônico crescente (Equação 3.14) associado a mecanismos de saturação, garantindo a estabilização autônoma após a supressão do escorregamento.
- **Avaliação em Cenários Dinâmicos:** O sistema foi submetido a testes práticos repetíveis por meio dos Experimentos A (impacto abrupto por degrau de carga de 20 g) e B (acúmulo progressivo por rampa de água a 50 ml/s).

6.2 Trabalhos Futuros

Para a continuidade da pesquisa e expansão do escopo desta tese, propõem-se as seguintes frentes de investigação acadêmica e desenvolvimento tecnológico:

- **Hardware Neuromórfico Dedicado (Chips SNN):** Investigar a portabilidade do modelo de Izhikevich e da malha de controle para processadores neuromórficos de ultra-baixo consumo de energia (como Intel Loihi, BrainChip Akida ou SynSense Speck) ou coprocessadores baseados em matrizes de portas programáveis em campo (FPGA). Essa transição visa permitir o processamento assíncrono e paralelo para peles eletrônicas de alta densidade tátil (centenas de taxels) sem acréscimos na latência.

- **Aprendizado Adaptativo:** Incorporar algoritmos de aprendizado de máquina embarcado e plasticidade sináptica (como a Plasticidade Dependente do Tempo de Disparo - STDP ou aprendizado por reforço de baixo custo). A auto-adaptação permitiria ao controlador ajustar dinamicamente os pesos de conexão tátil-neuronal e os ganhos $K_{p,mpi}$ e $K_{I,mpi}$ diante da manipulação de objetos com propriedades físicas variadas (complacência, textura e rugosidade) e do próprio desgaste mecânico do silicone protetor da prótese.
- **Integração com Peles Eletrônicas Multimodais (e-Skin):** Expandir a matriz sensorial para incluir múltiplos eixos de forças (cisalhamento e força normal) e outras modalidades táteis (temperatura e proximidade). A multimodalidade enriquecerá a codificação neuromórfica das fibras aferentes, permitindo estimar a intenção de preensão prévia e prevenir o escorregamento de forma proativa antes do deslizamento macroscópico.
- **Validação Clínica com Usuários de Próteses:** Realizar testes clínicos de bancada com voluntários amputados utilizando a garra robótica COVVI controlada por uma interface híbrida mioelétrica (sEMG) e o reflexo tátil fechado. O objetivo é mensurar de forma quantitativa a redução da carga cognitiva do usuário durante tarefas cotidianas de preensão e avaliar a aceitação da prótese reflexiva.

Referências Bibliográficas

- [1] Victoria E Abaira and David D Ginty. Review The Sensory Neurons of Touch. *Neuron*, 79(4):618–639, 2013. ISSN 0896-6273. doi: 10.1016/j.neuron.2013.07.051. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuron.2013.07.051>.
- [2] Muhammad Aitsam, Sergio Davies, and Alessandro Di Nuovo. Neuromorphic computing for interactive robotics: A systematic review. *IEEE Access*, 10:122261–122279, 2022. ISSN 21693536. doi: 10.1109/ACCESS.2022.3219440.
- [3] Luca Leonardo Bologna, Jérémie Pinoteau, Romain Brasselet, M Maggiali, and Angelo Arleo. Encoding/decoding of first and second order tactile afferents in a neurorobotic application. *Journal of Physiology-Paris*, 105(1-3):25–35, 2011. doi: 10.1016/j.jphysparis.2011.08.002.
- [4] Stefano Caviglia, Luigi Pinna, Maurizio Valle, and Chiara Bartolozzi. Spike-based readout of posfet tactile sensors. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 64:1421–1431, 6 2017. ISSN 15580806. doi: 10.1109/TCSI.2016.2561818.
- [5] Vitor C. Chagas, João Pedro M. Araujo, Daniel M. Cruz, and João Gustavo C. Pena. Sintonia de controlador PID com Dois Graus de Liberdade por Otimização de Enxame de Partículas. In *Anais da Escola Regional de Informática de Mato Grosso (ERI-MT)*, Várzea Grande, MT, Brazil, 2023. SBC. doi: 10.5753/eri-mt.2023.236587. URL <https://sol.sbc.org.br/index.php/eri-mt/article/view/28056>.
- [6] Alex Chortos and Zhenan Bao. Skin-inspired electronic devices. *Materials Today*, 17(7):321–331, 2014. ISSN 18734103. doi: 10.1016/j.mattod.2014.05.006. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.mattod.2014.05.006>.

- [7] Alex Chortos, Jia Liu, and Zhenan Bao. Pursuing prosthetic electronic skin. *Nature Materials*, 15(9):937–950, 2016. ISSN 14764660. doi: 10.1038/nmat4671.
- [8] Sungwoo Chun, Yeonhai Choi, Dong Ik Suh, Gi Yoon Bae, Sangil Hyun, and Wanjun Park. A tactile sensor using single layer graphene for surface texture recognition. *Nanoscale*, 9(29):10248–10255, 2017. ISSN 20403372. doi: 10.1039/c7nr03748a.
- [9] Francesco Clemente, Strahinja Dosen, Luca Lonini, Marko Markovic, Dario Farina, and Christian Cipriani. Humans Can Integrate Augmented Reality Feedback in Their Sensorimotor Control of a Robotic Hand. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 47(4):583–589, 2017. ISSN 21682291. doi: 10.1109/THMS.2016.2611998.
- [10] CONASS. Mês da conscientização da amputação, 2024. URL <https://www.conass.org.br/mes-da-conscientizacao-da-amputacao/>.
- [11] Francesca Cordella, Anna Lisa Ciano, Rinaldo Sacchetti, Angelo Davalli, Andrea Giovanni Cutti, Eugenio Guglielmelli, and Loredana Zollo. Literature review on needs of upper limb prosthesis users. *Frontiers in Neuroscience*, 10(MAY): 1–14, 2016. ISSN 1662453X. doi: 10.3389/fnins.2016.00209.
- [12] Ravinder S. Dahiya, Giorgio Metta, Maurizio Valle, and Giulio Sandini. Tactile sensing-from humans to humanoids. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(1):1–20, 2010. ISSN 15523098. doi: 10.1109/TRO.2009.2033627.
- [13] Katharina Demet, Noël Martinet, Francis Guillemin, Jean Paysant, and Jean Marie André. Health related quality of life and related factors in 539 persons with amputation of upper and lower limb. *Disability and Rehabilitation*, 25(9):480–486, 2003. ISSN 09638288. doi: 10.1080/0963828031000090434.
- [14] Travis DeWolf, Terrence C. Stewart, Jean Jacques Slotine, and Chris Eliasmith. A spiking neural model of adaptive arm control. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 283(1843), 2016. ISSN 14712954. doi: 10.1098/rspb.2016.2134.

- [15] Mathew H. Evans, Martin J. Pearson, Nathan F. Lepora, Tony J. Prescott, and Charles W. Fox. Whiskered texture classification with uncertain contact pose geometry. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 7–13, 2012. ISSN 21530858. doi: 10.1109/IROS.2012.6385634.
- [16] J. Randall Flanagan, Miles C. Bowman, and Roland S. Johansson. Control strategies in object manipulation tasks. *Current Opinion in Neurobiology*, 16(6):650–659, 2006. ISSN 09594388. doi: 10.1016/j.conb.2006.10.005.
- [17] Ken E. Friedl, Aaron R. Voelker, Angelika Peer, and Chris Eliasmith. Human-Inspired Neurorobotic System for Classifying Surface Textures by Touch. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 1(1):516–523, 2016. ISSN 23773766. doi: 10.1109/LRA.2016.2517213.
- [18] Niklas Funk, Erik Helmut, Georgia Chalvatzaki, Roberto Calandra, and Jan Peters. Evetac: An event-based optical tactile sensor for robotic manipulation. *IEEE Transactions on Robotics*, 40:3812–3832, 2024. doi: 10.1109/TRO.2024.3414099. URL <https://ieeexplore.ieee.org/>.
- [19] Wulfram Gerstner and Werner M Kistler. *Spiking Neuron Models*. Cambridge University Press, 2002. doi: <https://doi.org/10.1017/CBO9780511815706>.
- [20] Yuri Gloumakov, Tae Myung Huh, and Hannah S. Stuart. Fast in-hand slip control on unfeatured objects with programmable tactile sensing. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 9(7):6021–6028, 2024. doi: 10.1109/LRA.2024.3400148. URL <https://ieeexplore.ieee.org/document/10529292>.
- [21] Harish Gunasekaran, Giacomo Spigler, Alberto Mazzoni, Enrico Cataldo, and Calogero Maria Oddo. Convergence of regular spiking and intrinsically bursting Izhikevich neuron models as a function of discretization time with Euler method. *Neurocomputing*, 350(April):237–247, 2019. ISSN 18728286. doi: 10.1016/j.neucom.2019.03.021.
- [22] A L Hodgkin and A F Huxley. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *Bulletin of Mathematical Biology*, 52(1):500–544, 1990. doi: <https://doi.org/10.1007/BF02459568>.

- [23] Eugene M Izhikevich. Simple Model of Spiking Neurons. 14(6):1569–1572, 2003.
- [24] Nawid Jamali and Claude Sammut. Material classification by tactile sensing using surface textures. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2336–2341, 2010. ISSN 10504729. doi: 10.1109/ROBOT.2010.5509675.
- [25] Nawid Jamali, Philip Byrnes-Prestony, Rudino Salleh, and Claude Sammut. Texture recognition by tactile sensing. *Proceedings of the 2009 Australasian Conference on Robotics and Automation, ACRA 2009*, (January 2009), 2009.
- [26] Roland S Johansson and Ingvars Birznieks. First spikes in ensembles of human tactile afferents code complex spatial fingertip events. 7(2):170–177, 2004. doi: 10.1038/nn1177.
- [27] Roland S. Johansson and J. Randall Flanagan. Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. *Nature Reviews Neuroscience*, 10(5):345–359, 2009. ISSN 1471003X. doi: 10.1038/nrn2621.
- [28] Eric R. Kandel, James H. Schwartz, and Thomas M. Jessell. *Principles of Neural Science*. McGraw-Hill Companies, 4 edition, 2000. ISBN 0-8385-7701-6.
- [29] Anwesha Khasnobish, Monalisa Pal, D. N. Tibarewala, Amit Konar, and Kunal Pal. Texture- and deformability-based surface recognition by tactile image analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 54(8):1269–1283, 2016. ISSN 17410444. doi: 10.1007/s11517-016-1464-2.
- [30] Elmer K. Kim, Scott A. Wellnitz, Sarah M. Bourdon, Ellen A. Lumpkin, and Gregory J. Gerling. Force sensor in simulated skin and neural model mimic tactile SAI afferent spiking response to ramp and hold stimuli. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1):45, 2012. doi: 10.1186/1743-0003-9-45.
- [31] Sung Soo Kim, Arun P. Sripathi, R. Jacob Vogelstein, Robert S. Armiger, Alexander F. Russell, and Sliman J. Bensmaia. Conveying tactile feedback in sensorized hand neuroprostheses using a biofidelic model of mechanotransduction. volume 3, pages 398–404, 2009. doi: 10.1109/TBCAS.2009.2032396.

- [32] Deepesh Kumar, Rohan Ghosh, Andrei Nakagawa-silva, Alcimar B Soares, and Nitish V Thakor. Neurocomputing Neuromorphic approach to tactile edge orientation estimation using spatiotemporal similarity. *Neurocomputing*, 407:246–258, 2020. ISSN 0925-2312. doi: 10.1016/j.neucom.2020.04.131. URL <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2020.04.131>.
- [33] W. W. Lee, J. Cabibihan, and N. V. Thakor. Bio-mimetic strategies for tactile sensing. *IEEE Sensors*, 2013.
- [34] Wang Wei Lee, Haoyong Yu, and Nitish V. Thakor. *Gait event detection through neuromorphic spike sequence learning*, volume Biomedical Robotics. [IEEE], 2014. ISBN 9781479931286.
- [35] Wang Wei Lee, Sunil L. Kukreja, and Nitish V. Thakor. Discrimination of dynamic tactile contact by temporally precise event sensing in spiking neuromorphic networks. *Frontiers in Neuroscience*, 11, 2017. ISSN 1662453X. doi: 10.3389/fnins.2017.00005.
- [36] Wang Wei Lee, Yu Jun Tan, Haicheng Yao, Si Li, Hian Hian See, Matthew Hon, Kian Ann Ng, Betty Xiong, John S. Ho, and Benjamin C.K. Tee. A neuro-inspired artificial peripheral nervous system for scalable electronic skins. *Science Robotics*, 4(32), 2019. ISSN 24709476. doi: 10.1126/scirobotics.aax2198.
- [37] Rui Li and Edward H. Adelson. Sensing and recognizing surface textures using a gelsight sensor. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 1241–1247, 2013. ISSN 10636919. doi: 10.1109/CVPR.2013.164.
- [38] Dong Liu et al. Neuromorphic tactile sensing and processing for edge robotics: A review. *Neuromorphic Computing and Engineering*, 2025.
- [39] Shih Chii Liu and Tobi Delbruck. Neuromorphic sensory systems. *Current Opinion in Neurobiology*, 20(3):288–295, 2010. ISSN 09594388. doi: 10.1016/j.conb.2010.03.007. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.conb.2010.03.007>.
- [40] Chiara Lucarotti, Calogero Maria Oddo, Nicola Vitiello, and Maria Chiara Car-

- rozza. Synthetic and bio-artificial tactile sensing: A review. *Sensors (Switzerland)*, 13(2):1435–1466, 2013. ISSN 14248220. doi: 10.3390/s130201435.
- [41] Alberto Mazzoni, Calogero M. Oddo, Giacomo Valle, Domenico Camboni, Ivo Strauss, Massimo Barbaro, Gianluca Barabino, Roberto Puddu, Caterina Carboni, Lorenzo Bisoni, Jacopo Carpaneto, Fabrizio Vecchio, Francesco M. Petrini, Simone Romeni, Tamas Czimmermann, Luca Massari, Riccardo di Iorio, Francesca Miraglia, Giuseppe Granata, Danilo Pani, Thomas Stieglitz, Luigi Raffo, Paolo M. Rossini, and Silvestro Micera. Morphological Neural Computation Restores Discrimination of Naturalistic Textures in Trans-radial Amputees. *Scientific Reports*, 10(1):1–14, 2020. ISSN 20452322. doi: 10.1038/s41598-020-57454-4.
- [42] Andrei Nakagawa-Silva, Sai Praneeth Reddy Sunkesula, Anna Prach, John John Cabibihan, Nitish V. Thakor, and Alcimar B. Soares. Slip suppression in prosthetic hands using a reflective optical sensor and MPI controller. *2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS 2018 - Proceedings*, pages 1–4, 2018. doi: 10.1109/BIOCAS.2018.8584711.
- [43] Andrei Nakagawa-silva, Nitish V Thakor, Life Fellow, John-john Cabibihan, Senior Member, and Alcimar B Soares. A Bio-Inspired Slip Detection and Reflex-Like Suppression Method for Robotic Manipulators. 19(24):12443–12453, 2019.
- [44] Amirreza Naseri, Ming Liu, I. Chieh Lee, Wentao Liu, and He Huang. Characterizing prosthesis control fault during human-prosthesis interactive walking using intrinsic sensors. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 7:8307–8314, 7 2022. ISSN 23773766. doi: 10.1109/LRA.2022.3186503.
- [45] JOSÉ RODRIGUES DE OLIVEIRA NETO. *EXCITAÇÃO DE REDES NEURAIS PULSADAS EM TEMPO REAL: SISTEMA CONVERSOR/CODIFICADOR EM FPGA E AMOSTRADORES*. PhD thesis, 2015.
- [46] Oscar Oballe-Peinado, Jose A. Hidalgo-Lopez, Jose A. Sanchez-Duran, Julian Castellanos-Ramos, and Fernando Vidal-Verdu. Architecture of a tactile sensor suite for artificial hands based on FPGAs. *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pages 112–117, 2012. ISSN 21551774. doi: 10.1109/BioRob.2012.6290746.

- [47] Luke E. Osborn, Andrei Dragomir, Joseph L. Betthauser, Christopher L. Hunt, Harrison H. Nguyen, Rahul R. Kaliki, and Nitish V. Thakor. Prosthesis with neuromorphic multilayered e-dermis perceives touch and pain. *Science Robotics*, 3 (19), 2018. ISSN 24709476. doi: 10.1126/scirobotics.aat3818.
- [48] Luke E. Osborn, Joseph L. Betthauser, and Nitish V. Thakor. Neural Prostheses. *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, (1):1–20, 2019. doi: 10.1002/047134608x.w1424.pub2.
- [49] Bartosz Paprocki, Janusz Szczepanski, and Dorota Kolbuk. Information transmission efficiency in neuronal communication systems. *BMC Neuroscience*, 14 (S1):P217, 2013. ISSN 1471-2202. doi: 10.1186/1471-2202-14-s1-p217. URL <http://www.biomedcentral.com/1471-2202/14/S1/P217>.
- [50] Linda Paternò, Vimal Dhokia, Arianna Menciassi, James Bilzon, and Elena Seminati. A personalised prosthetic liner with embedded sensor technology: A case study. *BioMedical Engineering Online*, 19, 9 2020. ISSN 1475925X. doi: 10.1186/s12938-020-00814-y.
- [51] Francesco Polito et al. snn2mcu: Compilation and optimization of spiking neural networks on resource-constrained microcontrollers. In *Proceedings of the IEEE/ACM International Symposium on Low Power Electronics and Design (ISLPED)*, 2024.
- [52] Dale Purves, George J Augustine, William C Hall, Anthony-samuel Lamantia, James O Mcnamara, and Leonard E White. *Neurociências*. artmed, 4 edition, 2010. ISBN 9780878936977.
- [53] Mahdi Rasouli, Yi Chen, Arindam Basu, Sunil L. Kukreja, and Nitish V. Thakor. An extreme learning machine-based neuromorphic tactile sensing system for texture recognition. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 12(2):313–325, 2018. ISSN 19324545. doi: 10.1109/TBCAS.2018.2805721.
- [54] JOÃO HENRIQUE RANHEL RIBEIRO. *Computação por assembleias neurais em redes neurais pulsadas*. PhD thesis, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2012. URL <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3142/tde-16032012-112119/pt-br.php>.

- [55] COVVI Robotics. Covvi robotic hand. <https://www.covvi-robotics.com/robotic-hand/>, 2026. Acessado em: 20 de jun. 2026.
- [56] R. Romeo, C. Lauretti, F. Cordella, and L. Zollo. Method for automatic slippage detection with tactile sensors embedded in prosthetic hands. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 70:1–11, 2021. doi: 10.1109/TIM.2021.3059883. URL <https://ieeexplore.ieee.org/document/9356667>.
- [57] Rocco A. Romeo, Calogero M. Oddo, Maria Chiara Carrozza, Eugenio Guglielmelli, and Loredana Zollo. Slippage detection with piezoresistive tactile sensors. *Sensors*, 17(8):1844, 2017. doi: 10.3390/s17081844. URL <https://www.mdpi.com/1424-8220/17/8/1844>.
- [58] Rocco Antonio Romeo, Udaya Bhaskar Rongala, Alberto Mazzoni, Domenico Camboni, Maria Chiara Carrozza, Eugenio Guglielmelli, Loredana Zollo, and Calogero Maria Oddo. Identification of slippage on naturalistic surfaces via wavelet transform of tactile signals. *IEEE Sensors Journal*, 19(4):1260–1268, 2019. ISSN 1530437X. doi: 10.1109/JSEN.2018.2881831.
- [59] Udaya Bhaskar Rongala, Alberto Mazzoni, and Calogero Maria Oddo. Neuro-morphic Artificial Touch for Categorization of Naturalistic Textures. *IEEE Transactions on Neural Networks and Learning Systems*, 28(4):819–829, 2017. ISSN 21622388. doi: 10.1109/TNNLS.2015.2472477.
- [60] Hannes P. Saal and Sliman J. Bensmaia. Biomimetic approaches to bionic touch through a peripheral nerve interface. *Neuropsychologia*, 79:344–353, 2015. ISSN 18733514. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2015.06.010. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2015.06.010>.
- [61] Hamidreza N. Sani and Sanford G. Meek. Characterizing the performance of an optical slip sensor for grip control in a prosthesis. In *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1927–1932. IEEE, 2011. doi: 10.1109/IROS.2011.6095181.
- [62] F Santamaria and J M Bower. Hodgkin – Huxley Models. *Encyclopedia of Neuroscience*, pages 1173–1180, 2009. doi: <https://doi.org/10.1016/B978-008045046-9.01413-3>.

- [63] Andrei Nakagawa Silva. *UMA ABORDAGEM NEUROMÓRFICA PARA CONTROLE TÁTIL DO ESCORREGAMENTO EM PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES*. PhD thesis, 2020.
- [64] Ruomin Sui, Lunwei Zhang, Tiemin Li, and Yao Jiang. Incipient slip detection method for soft objects with vision-based tactile sensor. *Measurement*, 203: 111906, 2022. doi: 10.1016/j.measurement.2022.111906.
- [65] Hongwei Tan, Quanzheng Tao, Ishan Pande, Sayani Majumdar, Fu Liu, Yifan Zhou, Per O.Å. Persson, Johanna Rosen, and Sebastiaan van Dijken. Tactile sensory coding and learning with bio-inspired optoelectronic spiking afferent nerves. *Nature Communications*, 11(1):1–9, 2020. ISSN 20411723. doi: 10.1038/s41467-020-15105-2. URL <http://dx.doi.org/10.1038/s41467-020-15105-2>.
- [66] Anran Xie, Chen Li, Chih Hong Chou, Tie Li, Chenyun Dai, and Ning Lan. A hybrid sensory feedback system for thermal nociceptive warning and protection in prosthetic hand. *Frontiers in Neuroscience*, 18, 2024. ISSN 1662453X. doi: 10.3389/fnins.2024.1351348.
- [67] Chenglin Xie, Yueling Lyu, and Rong Song. Muscle-synergy-based signal rectification coping with semg sensor failure for upper limb 3d voluntary force estimation. pages 316–321. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2023. ISBN 9798350300178. doi: 10.1109/ICARM58088.2023.10218883.
- [68] Zhengkun Yi and Yilei Zhang. Bio-inspired tactile fa-i spiking generation under sinusoidal stimuli. *Journal of Bionic Engineering*, 13:612–621, 10 2016. ISSN 16726529. doi: 10.1016/S1672-6529(16)60332-3.
- [69] Wenzhen Yuan, Siyuan Dong, and Edward H. Adelson. GelSight: High-resolution robot tactile sensors for estimating geometry and force. *Sensors (Switzerland)*, 17(12), 2017. ISSN 14248220. doi: 10.3390/s17122762.
- [70] Yuval Zaidel, Albert Shalumov, Alex Volinski, Lazar Supic, and Elishai Ezra Tsur. Neuromorphic NEF-Based Inverse Kinematics and PID Control. *Frontiers in Neurobotics*, 15(February):1–12, 2021. ISSN 16625218. doi: 10.3389/fnbot.2021.631159.

- [71] Yi Zhengkun and Zhang Yilei. Recognizing tactile surface roughness with a bio-mimetic fingertip: A soft neuromorphic approach. *Neurocomputing*, 244:102–111, 2017. ISSN 18728286. doi: 10.1016/j.neucom.2017.03.025.
- [72] Loredana Zollo, Giovanni Di Pino, Anna L. Ciano, Federico Ranieri, Francesca Cordella, Cosimo Gentile, Emiliano Noce, Rocco A. Romeo, Alberto Dellacasa Bellingegni, Gianluca Vadalà, et al. Restoring tactile sensations via neural interfaces for real-time force-and-slippage closed-loop control of bionic hands. *Science Robotics*, 4(27), 2019. ISSN 24709476. doi: 10.1126/scirobotics.aau9924.