

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP

Instituto de Ciência e Tecnologia - Campus de Sorocaba

THIAGO SIMÕES COLOMBARI

**DESENVOLVIMENTO DE UM EXOESQUELETO ROBÓTICO DE COTOVELO DE
BAIXO CUSTO UTILIZANDO O PRINCÍPIO DE ATUAÇÃO ELÁSTICA EM SÉRIE**

Sorocaba

2026

Thiago Simões Colombari

**DESENVOLVIMENTO DE UM EXOESQUELETO ROBÓTICO DE COTOVELO DE
BAIXO CUSTO UTILIZANDO O PRINCÍPIO DE ATUAÇÃO ELÁSTICA EM SÉRIE**

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentado
à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Ins-
tituto de Ciência e Tecnologia, Sorocaba, para
obtenção do título de Bacharel em Engenharia
de Controle e Automação.

Orientador: Profº Dr. Felix Mauricio Escalante
Ortega

Sorocaba
2026

C718d	Colombari, Thiago Simões Desenvolvimento de um exoesqueleto robótico de cotovelo de baixo custo utilizando o princípio de atuação elástica em série / Thiago Simões Colombari. -- Sorocaba, 2026 53 p. Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado - Engenharia de Controle e Automação) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Instituto de Ciência e Tecnologia, Sorocaba Orientador: Felix Mauricio Escalante Ortega 1. Reabilitação. 2. Controle. 3. Robótica na medicina. I. Título.
-------	--

THIAGO SIMÕES COLOMBARI

**DESENVOLVIMENTO DE UM EXOESQUELETO ROBÓTICO DE COTOVELO DE
BAIXO CUSTO UTILIZANDO O PRINCÍPIO DE ATUAÇÃO ELÁSTICA EM SÉRIE**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Instituto de Ciência e Tecnologia, Sorocaba, para obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Controle e Automação.

Data de defesa: 13/04/2026

BANCA EXAMINADORA

Profº Dr. Felix Mauricio Escalante Ortega
UNESP – Instituto de Ciência e Tecnologia – Campus de Sorocaba

Profº Dr. Luis Armando de Oro Arenas
UNESP - Instituto de Ciência e Tecnologia - Campus de Sorocaba

Profº Dr. Wilian Miranda dos Santos
UNESP - Faculdade de Engenharia de São João - Campus de São João da Boa Vista

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Débora e Eduardo, ao meu irmão Matheus, e a toda a minha família, por serem minha base e por todo o apoio que me permitiu chegar até aqui.

À minha namorada, Livia, por estar ao lado em cada etapa deste projeto e por ter sido voluntária nos testes com o protótipo.

Ao meu orientador, Felix, por toda a ajuda e por participar tão ativamente deste trabalho, por me ensinar sobre controle moderno, por me introduzir à engenharia voltada para a reabilitação e pela parceria no nosso artigo.

Aos meus amigos da República Soka, pela companhia de sempre e por tornarem o dia a dia da graduação muito mais leve.

Aos amigos do grupo Beikão amanhã 20h — Caio Cortada, Christian Schuarcz, Giuliano Faria, Guilherme Gomes, João Paulo, Ricardo Bozollan e Santiago Coelho Teixeira —, por toda a ajuda durante a faculdade e neste trabalho.

Aos colegas de classe, pela união, apesar de todos os desafios que a pandemia nos impôs.

Aos meus colegas da Liconic, por terem me emprestado a placa-mãe da impressora 3D e por me mostrarem, na prática, o potencial da manufatura aditiva.

Aos professores da banca, Luis Arenas, Wilian Miranda e Leopoldo Lusquino, pelo tempo dedicado e pelas contribuições valiosas ao meu trabalho.

Ao grupo PET e à tutora Fabiane, pelas experiências que moldaram minha formação e por sempre defender os petianos.

Ao corpo docente do ICTS, pelo papel essencial em todo o meu aprendizado.

Ao Adriano Luiz e Marcos Dionizio da seção técnica, por resolverem tantos problemas sistemáticos da graduação.

À UNESP Sorocaba, pela oportunidade de me tornar um Engenheiro de Controle e Automação.

RESUMO

Os sistemas robóticos de exoesqueletos fornecem assistência dinâmica e controlada ao movimento, permitindo o monitoramento biomecânico de pacientes e a otimização de protocolos de reabilitação. Porém, os elevados custos de fabricação limitam a adoção dessas tecnologias em larga escala, ressaltando a demanda por soluções acessíveis. Este trabalho descreve o projeto e a validação experimental de um exoesqueleto de cotovelo de baixo custo, acionado por um Atuador Elástico em Série (do inglês, Series Elastic Actuator - SEA) e operado via controle de impedância. Foram conduzidos ensaios em dois modos de operação: (i) *transparência (impedância zero)*, focado em movimentos complacentes conduzidos pelo usuário com resistência mínima, e (ii) *impedância ativa*, para o rastreamento de perfis dinâmicos predefinidos. Os resultados evidenciaram estabilidade no controle da junta, embora a transparência mecânica total não tenha sido atingida devido à detecção de torques residuais no SEA. Com um custo de materiais e componentes inferior a \$ 100,00 (cem dólares), o sistema valida a viabilidade de dispositivos assistivos econômicos e estabelece uma base sólida para o desenvolvimento incremental de tecnologias de reabilitação acessíveis.

Palavras-Chave: Exoesqueleto. Atuador Elástico em Série (SEA). Controle de impedância. Reabilitação. Baixo custo.

ABSTRACT

Robotic exoskeleton systems provide dynamic and controlled movement assistance, enabling biomechanical monitoring of patients and the optimization of rehabilitation protocols. However, high manufacturing costs limit the large-scale adoption of these technologies, highlighting the demand for affordable solutions. This work describes the design and experimental validation of a low-cost elbow exoskeleton, driven by a Series Elastic Actuator (SEA) and operated via impedance control. Trials were conducted in two modes: (i) *zero impedance*, focused on compliant, user-driven movements with minimal resistance, and (ii) *active impedance*, for tracking predefined dynamic profiles. The results evidenced stability in joint control, although full mechanical transparency was not achieved due to the detection of residual torques in the SEA. With a cost of materials and components below \$ 100.00 (one hundred dollars), the system validates the feasibility of affordable assistive devices and establishes a solid foundation for the incremental development of accessible rehabilitation technologies.

Keywords: Exoskeleton. Series Elastic Actuator (SEA). Impedance control. Rehabilitation. Low-cost.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Exoesqueleto robótico baseado no princípio de atuação elástica para assistência na articulação do cotovelo. Esquemático completo no software CAD. Destacam-se as interfaces de suporte (azul), o sistema de transmissão de torque (cinza) e o módulo SEA (vermelho).	23
Figura 2	Diagrama de blocos geral do sistema proposto. As setas contínuas representam o fluxo de energia entre os subsistemas, enquanto as setas tracejadas indicam o fluxo de dados.	25
Figura 3	Modelo de elementos finitos do SEA inicial ilustrando o deslocamento nodal, com um deslocamento máximo de 1,12 mm no plano da figura. . .	26
Figura 4	Modelo final do SEA mostrando o deslocamento nodal, com um deslocamento máximo no plano de 2,19 mm.	27
Figura 5	Gráfico do ensaio de torque do SEA, com a relação torque-deflexão e a equação de ajuste de curva obtida por regressão.	28
Figura 6	Gráfico do teste de aceleração do atuador com a redução com a respectiva equação de ajuste de curva.	30
Figura 7	Corte transversal da junta do cotovelo, com SEA em vermelho fazendo a conexão entre o eixo de saída do motor e o suporte do antebraço, com os ímãs em dourado.	31
Figura 8	Resultados do ensaio do pêndulo e extração do período via ajuste de curva. . .	34
Figura 9	Diagrama de blocos da malha de controle.	38
Figura 10	Ensaio do individuo 1, com a resposta do sistema durante os modos de operação impedância zero e impedância ativa, com o sinal de referência (azul, linha pontilhada) e os sinais medidos (vermelho, linha contínua). . .	44
Figura 11	Ensaio do individuo 2, com a resposta do sistema durante os modos de operação impedância zero e impedância ativa, com o sinal de referência (azul, linha pontilhada) e os sinais medidos (vermelho, linha contínua). . .	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Mapeamento das conexões nos pinos (GPIO) do RP2040.	32
Tabela 2 – Distribuição dos módulos I2C nos canais do multiplexador TCA9548A. . .	32
Tabela 3 – Parâmetros antropométricos individuais para antebraço e mão.	35
Tabela 4 – Parâmetros físicos e inerciais calculados para o sistema cotovelo-exoesqueleto.	36

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
ARE	Equação Algébrica de Riccati (<i>Algebraic Riccati Equation</i>)
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CAD	Desenho Auxiliado por Computador (<i>Computer-Aided Design</i>)
CAE	Engenharia Auxiliada por Computador (<i>Computer-Aided Engineering</i>)
CC	Corrente Contínua
FCEM	Força Contra-Eletromotriz
FDM	Modelagem por Fusão e Deposição (<i>Fused Deposition Modeling</i>)
FEA	Análise de Elementos Finitos (<i>Finite Element Analysis</i>)
FreeRTOS	<i>Free Real-Time Operating System</i>
GPIO	Entrada/Saída de Uso Geral (<i>General Purpose Input/Output</i>)
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
LED	Diodo Emissor de Luz (<i>Light Emitting Diode</i>)
LQR	Regulador Linear Quadrático (<i>Linear Quadratic Regulator</i>)
LTI	Linear e Invariante no Tempo (<i>Linear Time-Invariant</i>)
MJLS	Sistemas Lineares com Saltos Markovianos (<i>Markovian Jump Linear Systems</i>)
PETG	Polietileno Tereftalato Glicol (<i>Polyethylene Terephthalate Glycol</i>)
PWM	Modulação por Largura de Pulso (<i>Pulse Width Modulation</i>)
SCL	Linha de Clock Serial (<i>Serial Clock Line</i>)
SDA	Linha de Dados Serial (<i>Serial Data Line</i>)
SEA	Atuador Elástico em Série (<i>Series Elastic Actuator</i>)
SMP	Multitarefa Simétrica (<i>Symmetric Multiprocessing</i>)
SPI	Interface Periférica Serial (<i>Serial Peripheral Interface</i>)

TPU	Poliuretano Termoplástico (<i>Thermoplastic Polyurethane</i>)
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
ZOH	Retenção de Ordem Zero (<i>Zero-Order Hold</i>)

LISTA DE SÍMBOLOS

A, B, C, D	Matrizes de estado, entrada, saída e transmissão direta
B_h	Coeficiente de atrito viscoso da junta humana
B_m	Coeficiente de atrito viscoso do motor
B_v	Amortecimento virtual (ganho do controle de impedância)
d_m	Distância entre o cotovelo e o centro de massa da mão
E_a	Força contra-eletromotriz
e_τ	Erro de torque
g	Aceleração da gravidade
I_h	Momento de inércia equivalente do membro humano
I_m	Momento de inércia do rotor do motor
I_{pe}	Momento de inércia do pêndulo físico
i_a	Corrente da armadura
J	Funcional de custo quadrático (LQR)
K	Matriz de ganhos de realimentação de estados
K_m	Constante de torque e de força contra-eletromotriz
$K_{m(eq)}$	Constante eletromecânica equivalente do conjunto motor-redução
K_s	Constante de rigidez elástica do SEA
K_v	Rigidez virtual (ganho do controle de impedância)
L_a	Comprimento do antebraço
L_m	Comprimento da mão
M	Massa corporal total do usuário
m_a	Massa do antebraço
m_m	Massa da mão
Q, R	Matrizes de ponderação do custo LQR

R_a	Resistência da armadura
T_{em}	Torque eletromagnético
T_s	Período de amostragem
V	Tensão terminal aplicada
τ_d	Torque desejado (referência de controle)
τ_m	Torque eletromagnético gerado pelo motor
τ_s	Torque elástico transmitido pelo elemento elástico (SEA)
ϕ_h	Posição angular da articulação do cotovelo
ϕ_m	Posição angular do eixo do motor
ω_m	Velocidade angular do motor
σ_{vm}	Tensão equivalente de Von Mises (análise FEA)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Objetivo do trabalho	16
1.2	Publicação científica	17
1.3	Organização dos capítulos	17
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA E TEÓRICA	18
2.1	Revisão bibliográfica	18
2.2	Revisão teórica	19
2.2.1	Análise de Elementos Finitos (FEA)	19
2.2.2	Atuadores Elásticos em Série (SEA)	20
2.2.3	Modelagem de motores de Corrente Contínua (CC)	20
2.2.4	Controle moderno	21
2.2.4.1	Regulador Linear Quadrático (LQR)	21
2.2.5	Controle por impedância	22
3	DESCRIÇÃO E MODELAGEM DO EXOESQUELETO	23
3.1	Descrição do exoesqueleto	23
3.1.1	Projeto mecânico	24
3.1.2	Atuador elástico em série	26
3.1.3	Atuação, sensoreamento e controle embarcado	28
3.2	Modelo dinâmico da interação cotovelo-exoesqueleto	32
3.2.1	Caraterização de parâmetros dinâmicos do modelo	34
4	CONTROLE DE INTERAÇÃO	37
4.1	Controle de impedância	37
4.2	Controle de torque	38
4.3	Implementação	39
4.3.1	Homing e calibração	39
4.3.2	Aquisição de dados	40
4.3.3	Cálculo do sinal de controle	40
4.3.4	Modos de operação	40
4.3.5	Setup	41
4.3.6	Loop	41
5	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	42
5.1	Preparação dos experimentos	42

5.2	Análise dos resultados	43
5.2.1	Modo de operação transparente	43
5.2.2	Modo de operação impedância ativa	43
5.3	Discussão	45
6	CONCLUSÕES	48
	REFERÊNCIAS	50
	Apêndice A – Github do projeto	53

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, tem-se observado um crescimento significativo no interesse por tecnologias robóticas voltadas à assistência e reabilitação dos membros superiores. Esse avanço deve-se a capacidade desses sistemas em promover a recuperação motora e restaurar funções físicas, resultando em melhorias na qualidade de vida de pacientes com sequelas neurológicas ou musculoesqueléticas (Chen et al., 2016; Dehem et al., 2018).

Condições como o acidente vascular cerebral (AVC), lesões na medula espinhal e paralisia cerebral frequentemente impõem limitações motoras que comprometem a independência nas atividades cotidianas. Diante disso, a aplicação de sistemas robóticos apresenta benefícios significativos, viabilizando treinamentos intensivos, repetitivos e focados na tarefa, os quais são pilares de uma neuroreabilitação eficiente. Além da prática física, esses dispositivos permitem a mensuração quantitativa do progresso motor, facilitando o ajuste de terapias adaptativas baseadas na evolução clínica real do paciente (Vitiello et al., 2012; Maciejasz et al., 2014).

Dentro do conjunto das articulações dos membros superiores, o cotovelo desempenha um papel fundamental em tarefas de alcance e autocuidado. Visto que sua limitação funcional impacta severamente a autonomia do indivíduo, esta junta tornou-se um foco central para o desenvolvimento de tecnologias assistivas. O desafio no projeto de exoesqueletos para o cotovelo reside em conciliar a entrega de torque necessário com uma interação segura e complacente. Nesse aspecto, sistemas baseados em atuação rígida convencional apresentam limitações, pois sua elevada impedância mecânica pode restringir movimentos voluntários, comprometer a transparência do dispositivo e oferecer riscos de lesão durante a interação física (Gowland et al., 1992).

Proposta originalmente por Pratt & Krupp (2004), a Atuação Elástica em Série (SEA) soluciona os problemas de rigidez excessiva ao inserir um componente elástico entre o motor e a carga. Essa modificação estrutural é responsável por desacoplar a inércia do atuador e conferir proteção contra impactos, resultando em uma interação física com o usuário significativamente mais segura. A deformação da mola permite a estimativa direta do torque, o que simplifica o projeto e reduz custos ao dispensar o uso de sensores de força caros (Ragonesi et al., 2011).

Diversos exoesqueletos de membros superiores para assistência industrial ou reabilitação foram explorados em estudos anteriores. Pascucci et al. (2025) mostraram que a atividade muscular e o esforço percebido em tarefas industriais foram reduzidos por um exoesqueleto semi-ativo; contudo, o dispositivo não foi projetado para reabilitação e relatou-se mobilidade limitada. O fornecimento de controle independente de torque e baixa impedância em um exoesqueleto de cotovelo compacto e cabeado com SEAs foi demonstrado por Chen, Casas & Lum (2019), embora limitações em portabilidade e viabilidade econômica tenham sido observadas. Adicionalmente, Wu et al. (2017) propuseram um exoesqueleto de cotovelo acionado linearmente através de mecanismo biela-manivela e SEA linear, alcançando controle preciso de força e impedância;

contudo, a acessibilidade do dispositivo pode ser dificultada pela complexidade do sistema. Um exoesqueleto para anquilose de cotovelo fundamentado em SEA e com sensoriamento de torque integrado foi apresentado por Zhang et al. (2020), demonstrando precisão no controle de torque e complacência; no entanto, o foco em uso clínico especializado deixou de abordar a questão do custo. De maneira análoga, Crea et al. (2016) desenvolveram um exoesqueleto para ombro e cotovelo dotado de múltiplos graus de liberdade ativos e passivos e SEAs, integrando algoritmos de segurança baseados em torque; contudo, a complexidade mecânica do sistema impõe restrições à portabilidade e à implementação de baixo custo. Em conjunto, esses estudos evidenciam avanços significativos em exoesqueletos de membros superiores utilizando SEA, mas ainda persiste uma lacuna para dispositivos de cotovelo acessíveis e compactos que assegurem uma interação segura e complacente para uso clínico amplo ou residencial.

1.1 OBJETIVO DO TRABALHO

Considerando o contexto apresentado, este trabalho de conclusão de curso tem como objetivo o desenvolvimento e validação experimental de um exoesqueleto de cotovelo de baixo custo, acionado por um módulo de Atuador Elástico em Série (SEA) compacto, visando conciliar desempenho dinâmico e acessibilidade tecnológica. A proposta envolve o projeto e fabricação de uma estrutura leve e modular, utilizando técnicas de manufatura acessíveis, como impressão 3D por FDM, aliadas à integração de um SEA dimensionado para proporcionar equilíbrio entre capacidade de torque e complacência mecânica em aplicações de membros superiores.

De forma específica, este trabalho busca:

- Desenvolver um modelo dinâmico representativo do sistema cotovelo-exoesqueleto, capaz de descrever adequadamente a interação humano-robô e servir de base para o projeto do controlador.
- Projetar e implementar uma estratégia de controle por impedância, com o objetivo de regular o comportamento dinâmico da interface de interação de maneira estável, robusta e adaptável a diferentes condições de uso.
- Validar experimentalmente o sistema em dois modos de operação: *(i)* impedância nula, visando minimizar a resistência ao movimento imposto pelo usuário, e *(ii)* impedância ativa, na qual o exoesqueleto impõe dinâmicas desejadas à articulação.
- Avaliar o desempenho do sistema quanto à capacidade de assistência, transparência e estabilidade, considerando limitações práticas de sensoriamento, atuação e ruído.
- Contribuir para a democratização de tecnologias assistivas, oferecendo uma solução de baixo custo com potencial de aplicação tanto em ambientes clínicos quanto em uso pessoal.

1.2 PUBLICAÇÃO CIENTÍFICA

Durante o desenvolvimento deste trabalho, parte dos resultados obtidos culminou na produção de um artigo científico submetido e aceito para apresentação na *22nd International Conference on Advanced Robotics (ICAR 2025)*.

- **Colombari, Thiago S.,** Vergamini, Elisa G., Boaventura, Thiago., and Escalante, Felix M. (2025). Development of a Low-Cost Robotic Elbow Exoskeleton using the Series Elastic Actuation Principle *22nd International Conference on Advanced Robotics (ICAR 2025)*. San Juan - Argentina. Doi: 10.1109/ICAR65334.2025.11338637

1.3 ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS

Este trabalho está organizado de forma a conduzir o leitor desde os fundamentos teóricos até a validação experimental do sistema proposto, da seguinte forma:

No Capítulo 2, apresenta-se uma revisão do estado da arte relacionada ao controle de impedância aplicado a exoesqueletos de membros superiores, destacando abordagens relevantes, desafios atuais e lacunas na literatura. São abordados também conceitos teóricos fundamentais para o desenvolvimento do projeto, incluindo análise por elementos finitos, atuadores elásticos em série, modelagem de motores de corrente contínua e técnicas de controle moderno.

No Capítulo 3 é apresentada a modelagem do sistema cotovelo-exoesqueleto, bem como a descrição detalhada do dispositivo desenvolvido. São abordados os principais subsistemas e suas interações, com ênfase nos aspectos mecânicos e dinâmicos.

No Capítulo 4 é desenvolvido o projeto do controle de interação, baseado em uma estratégia de controle por impedância estruturada em duas malhas: uma malha externa de posição e uma malha interna de torque. Também são descritos os procedimentos de implementação prática do controlador.

No Capítulo 5, são apresentados os resultados experimentais obtidos com dois sujeitos de membros superiores saudáveis e sem lesões, considerando dois modos de operação: controle de transparência e controle ativo de impedância. Ao final, é realizada uma análise crítica dos resultados, discutindo o desempenho e as limitações do sistema.

Finalmente, no Capítulo 6, são apresentadas as conclusões do trabalho, destacando as principais contribuições, bem como sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA E TEÓRICA

2.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Tecnologias assistivas estão cada vez mais presentes na vida das pessoas, desde fones com cancelamento de ruído para indivíduos autistas até sistemas complexos para reabilitação. Sistemas robóticos de exoesqueletos vêm ganhando espaço com os avanços recentes na área, especialmente dentro da fisioterapia. Entretanto, há diversas estratégias e maneiras de construir um exoesqueleto complacente que auxilie o ser humano a realizar uma tarefa, como a marcha para reabilitação dos membros inferiores.

Dentre as arquiteturas recentes, Wu et al. (2017) apresenta uma abordagem diferente de outros exoesqueletos, pois faz uso de atuadores e SEAs lineares, ao invés de motores e SEAs angulares tradicionais. Com estes componentes e um mecanismo de quatro barras ajustável para alinhar a junta do exoesqueleto com a junta do cotovelo, foi possível obter resultados expressivos, como a redução da inércia, devido ao fato de o atuador estar posicionado na parte superior do braço, próximo ao ombro.

Já o trabalho de Escalante et al. (2023) utiliza um arranjo de atuação rotativa convencional, composto por motor, redutor e SEA. O diferencial desta abordagem reside na transparência do dispositivo por meio de Sistemas Lineares com Saltos Markovianos (MJLS). Ao modelar o ciclo de movimento como uma cadeia de Markov, o sistema alterna entre diferentes modelos de controle de acordo com a fase da marcha detectada via sensores inerciais (IMUs) com filtros de Kalman. Essa estratégia permite reduzir significativamente as forças de interação humano-robô, garantindo um comportamento mais transparente.

Por outra via, o trabalho de Zeiaee et al. (2022) apresenta uma arquitetura de exoesqueleto com seis graus de liberdade para os membros superiores, denominado CLEVERarm, abrangendo o ombro, cotovelo e punho. Seu destaque reside no método de manufatura da estrutura, que utiliza componentes de manufatura aditiva com polímeros reforçados por fibra de carbono. Esse método de fabricação resultou em uma estrutura leve, compacta e rígida. O sistema também conta com controle por impedância nas juntas, utilizando atuadores com baixa redução que os tornam *back-drivable*, aprimorando a complacência com o movimento humano. Entretanto, a estrutura complexa, os materiais de alto desempenho e os atuadores de ponta tornam o CLEVERarm menos acessível e de difícil implementação.

A validação clínica da eficácia de sistemas robóticos para fisioterapia foi conduzida por Dehem et al. (2018) por meio de um ensaio clínico randomizado e controlado. O foco da pesquisa foram os membros superiores em pacientes durante a fase pós-AVC. Utilizando o robô REA-PLAN, os autores demonstraram que a intervenção robótica apresentou resultados equivalentes à terapia convencional. Entretanto, uma vantagem constatada foi a repetitividade e o aumento de intensidade dos exercícios, sendo estes fatores cruciais para a neuroplasticidade e

para a recuperação motora. Portanto, este trabalho confirma o espaço que a robótica ocupa no ramo da saúde, mais especificamente na fisioterapia e reabilitação.

2.2 REVISÃO TEÓRICA

Para o desenvolvimento deste projeto, fez-se necessário um conhecimento interdisciplinar em vários tópicos dentro das grandes áreas da Engenharia Elétrica, Mecânica e Computação, o qual o curso de Engenharia de Controle e Automação proporcionou uma base sólida para a compreensão. Entre os tópicos abordados, destacam-se: Análise de Elementos Finitos (FEA); Atuadores Elásticos em Série (SEA); Modelagem de Motores de Corrente Contínua (CC); Teoria de Controle Moderno; e Controle por Impedância.

2.2.1 Análise de Elementos Finitos (FEA)

A Análise de Elementos Finitos, conhecida pela sua sigla FEA (*Finite Element Analysis*), é uma técnica numérica computadorizada utilizada para encontrar soluções aproximadas para problemas de equações diferenciais parciais quando são complexas demais para serem resolvidas de forma analítica. O conceito central da FEA consiste na representação de um corpo contínuo simplificado, composto por subdomínios menores denominados elementos, interconectados por pontos específicos chamados nós (Madier, 2020).

O processo de subdividir uma geometria complexa em elementos menores é conhecido como discretização ou geração de malha. Segundo Madier (2020), o comportamento de cada elemento individual é calculado separadamente e, posteriormente, esses resultados são combinados para prever a resposta de toda a estrutura. Para problemas de análise estrutural estática, a relação fundamental entre as forças aplicadas e os deslocamentos resultantes é expressa pela equação matricial de rigidez:

$$[K]\{u\} = \{F\} \quad (1)$$

onde $[K]$ representa a matriz de rigidez global da estrutura, $\{u\}$ é o vetor de deslocamentos nodais desconhecidos e $\{F\}$ é o vetor de forças externas aplicadas (Madier, 2020).

Além da análise de deslocamentos, a FEA é amplamente empregada para avaliar a integridade estrutural de componentes através do cálculo de tensões. Em materiais dúcteis, como metais e polímeros, a Tensão Equivalente de Von Mises (σ_{vm}) é o critério de falha mais comum. Ela permite comparar um estado de tensão multiaxial complexo com o limite de escoamento do material obtido em um ensaio de tração uniaxial (Madier, 2020).

A precisão dos resultados em uma análise de elementos finitos depende criticamente da qualidade da malha e da definição correta das propriedades do material e das condições de contorno. Conforme aponta Madier (2020), a escolha adequada do tipo de elemento (como elementos tetraédricos ou hexaédricos) e o refinamento da malha em regiões de alta concentração

de tensão são passos fundamentais para garantir a convergência da solução e a confiabilidade das previsões mecânicas do projeto.

2.2.2 Atuadores Elásticos em Série (SEA)

O conceito de Atuador Elástico em Série (*Series Elastic Actuator* — SEA) foi introduzido por Pratt & Williamson (1995) como uma alternativa ao pensamento convencional que quanto mais rígido um sistema robótico, melhor. Em um SEA, um elemento elástico complacente (mola) é propositalmente posicionado entre a saída do motor/transmissão e a carga a ser movimentada (Pratt; Williamson, 1995).

Essa configuração altera a interface de força do atuador. Enquanto atuadores rígidos priorizam a largura de banda de posição, os SEAs sacrificam parte dessa largura de banda em troca de benefícios críticos para a robótica colaborativa: alta fidelidade de força, grande tolerância a impactos e estabilidade no controle de força em contato com superfícies rígidas (Pratt; Williamson, 1995; Santos; Caurin; Siqueira, 2017a).

No contexto da reabilitação robótica e exoesqueletos, os SEAs são amplamente adotados por simularem o comportamento biológico dos tendões, permitindo uma interação segura e suave com o membro humano (Santos; Caurin; Siqueira, 2017a). Além de atuarem como um filtro mecânico contra choques, a deflexão do elemento elástico permite que o controle de torque seja transformado em um problema de controle de posição da mola, o que mitiga os efeitos negativos de atrito e folga inerentes às transmissões mecânicas (Pratt; Williamson, 1995).

2.2.3 Modelagem de motores de Corrente Contínua (CC)

O modelo matemático do motor CC com escovas e ímãs permanentes pode ser descrito por meio do circuito equivalente seguinte, aplicando a Lei de Kirchhoff das tensões na malha da armadura do motor:

$$v_t(t) = R_a i_a(t) + L_a \frac{di_a(t)}{dt} + E_a(t) \quad (2)$$

onde v_t é a tensão terminal aplicada, R_a e L_a representam a resistência e a indutância da armadura, respectivamente, e i_a é a corrente circulante. O termo E_a expressa a força contra-eletromotriz (FCEM), uma tensão gerada internamente que se opõe à tensão terminal (Sen, 1997).

De acordo com Sen (1997), duas variáveis ditam a conversão eletromecânica de energia (para esta arquitetura de motor) sendo essas a FCEM (E_a) e o torque eletromagnético (T_{em}). Essas relações são definidas pelas equações:

$$E_a(t) = K_a \Phi \omega_m(t) \quad (3)$$

$$T_{em}(t) = K_a \Phi i_a(t) \quad (4)$$

onde K_a é uma constante de projeto dependente da geometria do enrolamento da armadura, Φ é o fluxo magnético do campo e ω_m é a velocidade angular do rotor. Para motores com excitação no campo por ímãs, Φ é constante, portanto, as Equações 3 e 4 podem ser simplificadas para:

$$E_a(t) = K_m \omega_m(t) \quad (5)$$

$$T_{em}(t) = K_m i_a(t) \quad (6)$$

Apesar de terem unidades diferentes dependendo do contexto, o valor numérico da constante de torque é idêntico ao da constante de força contra-eletromotriz (Sen, 1997).

No domínio mecânico, o torque gerado deve superar a inércia do conjunto e o atrito viscoso para acionar a carga. A dinâmica rotacional é regida pela equação fundamental do movimento:

$$T_{em}(t) = I \frac{d\omega_m(t)}{dt} + B\omega_m(t) + T_L(t) \quad (7)$$

onde I representa o momento de inércia do rotor, B é o coeficiente de atrito viscoso e T_L é o torque de carga externo.

2.2.4 Controle moderno

Diferente da abordagem clássica focada na relação entrada-saída, a teoria de controle moderno baseia-se na descrição do sistema por meio de n equações diferenciais de primeira ordem. Estas são combinadas em uma única equação diferencial matricial, o que simplifica significativamente a representação matemática de sistemas complexos (Ogata, 2010). Para um sistema linear e invariante no tempo (LTI), o modelo é definido pelas equações:

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{A}\mathbf{x}(t) + \mathbf{B}\mathbf{u}(t) \quad (8)$$

$$\mathbf{y}(t) = \mathbf{C}\mathbf{x}(t) + \mathbf{D}\mathbf{u}(t) \quad (9)$$

onde $\mathbf{x}(t)$ é o vetor de estados, $\mathbf{u}(t)$ o vetor de controle, e as matrizes $\mathbf{A}$, $\mathbf{B}$, $\mathbf{C}$ e $\mathbf{D}$ representam a dinâmica do sistema, a entrada, a saída e a transmissão direta, respectivamente (Ogata, 2010).

2.2.4.1 Regulador Linear Quadrático (LQR)

O regulador LQR é uma técnica de controle ótimo que determina o vetor de ganhos $\mathbf{K}$ para a lei de controle $\mathbf{u} = -\mathbf{K}\mathbf{x}$. O objetivo é minimizar o funcional de custo quadrático J , definido em Ogata (2010) como:

$$J = \int_0^\infty (\mathbf{x}^T \mathbf{Q} \mathbf{x} + \mathbf{u}^T \mathbf{R} \mathbf{u}) dt \quad (10)$$

As matrizes de peso $\mathbf{Q}$ e $\mathbf{R}$ permitem o ajuste do desempenho do controlador. A matriz $\mathbf{Q}$ penaliza o desvio dos estados (erro), enquanto a matriz $\mathbf{R}$ penaliza o esforço de controle

(energia). A solução ótima é obtida através da Equação Algébrica de Riccati (ARE), garantindo a estabilidade em malha fechada e o balanço entre velocidade de resposta e consumo energético (Ogata, 2010).

2.2.5 Controle por impedância

O controle por impedância, proposto originalmente por Hogan (1985), fundamenta-se na regulação da relação dinâmica entre a força de interação e as variáveis cinemáticas (posição, velocidade e aceleração) do sistema. Diferente do controle de posição convencional, que busca anular o erro de trajetória independentemente das forças externas, o controle por impedância permite que o robô apresente um comportamento complacente, agindo como um sistema físico virtual acoplado ao usuário.

Segundo Siciliano et al. (2009), a estratégia consiste em fazer com que o mecanismo se comporte, em sua interface de contato, como uma impedância mecânica passiva composta por elementos de massa, mola e amortecedor. No contexto de exoesqueletos, essa relação é simplificada para um modelo de rigidez (K_v) e amortecimento (B_v) virtuais, onde o torque desejado (τ_d) é governado pela equação:

$$\tau_d = K_v(\theta_d - \theta) + B_v(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) \quad (11)$$

onde θ_d e θ representam as posições angular desejada e medida, respectivamente. Esta abordagem permite que o nível de assistência do robô seja ajustado dinamicamente: valores elevados de K_v tornam o robô mais rígido e impositivo, enquanto valores baixos aumentam a transparência e a liberdade de movimento do operador (Siciliano et al., 2009).

3 DESCRIÇÃO E MODELAGEM DO EXOESQUELETO

Este capítulo dedica-se à descrição e ao desenvolvimento do robô exoesqueleto de baixo custo para a junta do cotovelo. Inicialmente, é apresentado o projeto do sistema, destacando os principais aspectos de hardware e software considerados relevantes para sua implementação. Em seguida, com base nas equações características da dinâmica humana, motores elétricos e sistemas de interação energética, é derivado um modelo matemático que descreve a dinâmica da interação humano-robô. Finalmente, o capítulo aborda o processo de obtenção de sua representação no espaço de estados, permitindo a análise e o projeto de controladores para a dinâmica acoplada do sistema cotovelo-exoesqueleto.

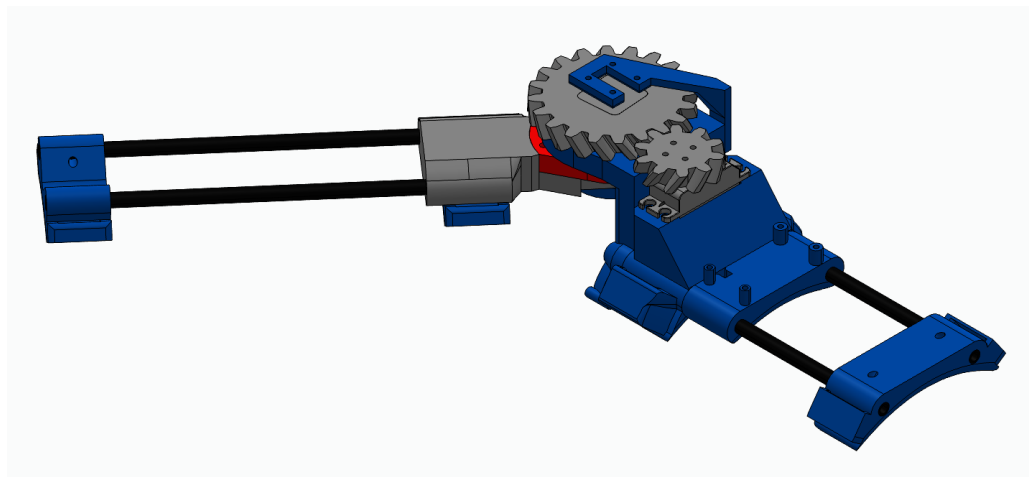
O custo total dos materiais utilizados na construção do protótipo foi inferior a \$ 100,00. Ressalta-se que o único equipamento de maior custo empregado na fabricação de diversos componentes foi uma impressora 3D convencional.

3.1 DESCRIÇÃO DO EXOESQUELETO

Neste trabalho, foi projetado e desenvolvido um robô exoesqueleto de cotovelo com um grau de liberdade, projetado com ênfase em soluções de baixo custo e acessibilidade tecnológica, conforme ilustrado na Figura 1. A articulação ativa é acionada por um atuador elástico em série, composto por um motor de corrente contínua acoplado a uma engrenagem com relação de redução 2:1 e um elemento elástico personalizado, com rigidez $K_s = 45,88 \text{ Nm/rad}$.

Essa arquitetura permite a estimação indireta do torque aplicado a partir da deformação da

Figura 1 – Exoesqueleto robótico baseado no princípio de atuação elástica para assistência na articulação do cotovelo. Esquemático completo no software CAD. Destacam-se as interfaces de suporte (azul), o sistema de transmissão de torque (cinza) e o módulo SEA (vermelho).



Fonte: Autoria própria (2026).

mola, com base na lei de Hooke, além de aumentar a segurança na interação humano-robô ao introduzir complacência mecânica no sistema. Tal característica é particularmente relevante em aplicações de assistência e reabilitação, nas quais a limitação de forças e a absorção de impactos são requisitos fundamentais.

O sistema de controle foi implementado em um microcontrolador *Raspberry Pi Pico (RP2040)*, possibilitando operação em tempo real com baixo custo computacional. A arquitetura de controle adotada é hierárquica, composta por um laço interno de controle de torque baseado em um Regulador Linear Quadrático (LQR), responsável por garantir desempenho do sistema, e um laço externo de controle de posição implementado por meio de um controlador Proporcional-Derivativo (PD), maiores detalhes desses controladores serão apresentados no Capítulo 4. Esse arranjo permite modular dinamicamente a relação entre torque e movimento, assegurando uma interação estável, segura e adaptável às condições operacionais e ao comportamento do usuário.

A construção do protótipo priorizou o uso de materiais de baixo custo e de fácil acesso. Embora a maioria dos componentes esteja disponível no mercado nacional, alguns itens foram adquiridos de fornecedores internacionais devido a vantagens de custo e disponibilidade. A estrutura mecânica foi composta por hastes de fibra de carbono, componentes impressos em PETG, rolamentos e elementos de fixação comerciais. A unidade de controle integra *shields* de dois *encoders* magnéticos absolutos AS5600 de $0,08^\circ$ de resolução e um *shield* INA219 com sensor de corrente e tensão. Como atuador, foi selecionado o servomotor digital *SPT 5325LV*.

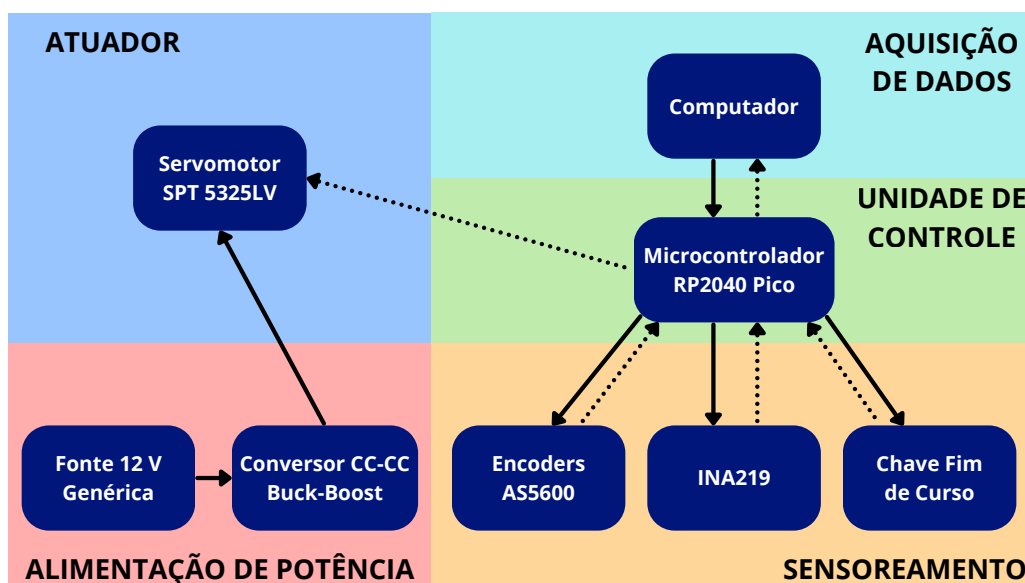
A alimentação do atuador foi realizada por uma fonte de 12 V associada a um conversor CC-CC do tipo Buck-Boost, responsável por regular a tensão para 7,2 V. O microcontrolador e os sensores foram alimentados via conexão USB, a qual também foi utilizada para aquisição de dados experimentais. Adicionalmente, foi incorporada uma chave de fim de curso (*limit switch*) para seleção dos modos de operação.

O fluxograma geral do sistema é apresentado na Figura 2, destacando as cinco etapas funcionais principais: (i) Alimentação de potência, responsável pelo fornecimento e condicionamento de energia elétrica; (ii) atuador, correspondente ao acionamento do sistema eletromecânico; (iii) sensoreamento, voltado à aquisição de variáveis físicas do robô; (iv) unidade de controle, encarregada do processamento de sinais e da execução das leis de controle; e (v) aquisição de dados, destinada ao registro e armazenamento das informações experimentais para análise posterior. Essa organização evidencia a integração entre os subsistemas mecânico, eletrônico e de controle, bem como a interdependência entre os fluxos de energia e de informação no funcionamento global do sistema.

3.1.1 Projeto mecânico

Para a composição da estrutura física, foram selecionados tubos de fibra de carbono com 7 mm de diâmetro externo e 5 mm de diâmetro interno, em função de sua excelente relação rigidez-peso e adequada resistência mecânica para aplicações estruturais leves. As hastes, originalmente

Figura 2 – Diagrama de blocos geral do sistema proposto. As setas contínuas representam o fluxo de energia entre os subsistemas, enquanto as setas tracejadas indicam o fluxo de dados.



Fonte: Autoria própria (2026).

fornecidas com 500 mm de comprimento, foram cortadas e ajustadas manualmente, de modo de atender às dimensões antropométricas do braço e antebraço do usuário.

As juntas articuladas, suportes estruturais, interfaces de contato com o usuário e alojamentos dos demais componentes foram desenvolvidos por meio de manufatura aditiva (impressão 3D), permitindo maior flexibilidade geométrica e rápida prototipagem. A escolha do material de impressão foi condicionada, em parte, pelas limitações do equipamento disponível, uma impressora 3D *Creality Ender 3 V2 Neo*, cuja arquitetura aberta e ausência de controle térmico da câmara restringem o uso de polímeros com alta suscetibilidade a deformações térmicas (*warping*), como ABS e Nylon. Nesse contexto, optou-se pelo uso de PETG, material que apresenta bom equilíbrio entre resistência mecânica, tenacidade e estabilidade dimensional, além de adequada processabilidade em condições não controladas. Resalta-se que o PETG é amplamente empregado em aplicações de engenharia e adotado por fabricantes consolidados, como a Prusa Research, na fabricação de componentes estruturais de suas impressoras da linha i3 MK3.

Para o desenvolvimento e validação virtual do sistema, utilizou-se o *software* CAD/CAE Siemens Solid Edge, que oferece recursos avançados de modelagem paramétrica e simulação, permitindo a análise prévia de interferências, ajustes dimensionais e verificação de integridades estrutural. As peças manufaturadas foram projetadas com tolerâncias dimensionais específicas, de modo a proporcionar ajuste por interferência com os tubos de fibra de carbono. Tal configuração permite o reposicionamento controlado das interfaces proximais e distais mediante a aplicação de força, sem comprometimento da estabilidade estrutural. Por outro lado, os elementos com posicionamento fixo foram permanentemente unidos por meio de adesivo à base de cianoacrilato,

garantindo rigidez e integridade do conjunto.

Finalmente, a fixação do exoesqueleto ao membro superior do usuário foi realizada por meio de tiras de fecho de contato (*velcro*) com 20 mm de largura, assegurando ajuste ergonômico, conforto e facilidade de colocação e remoção do dispositivo.

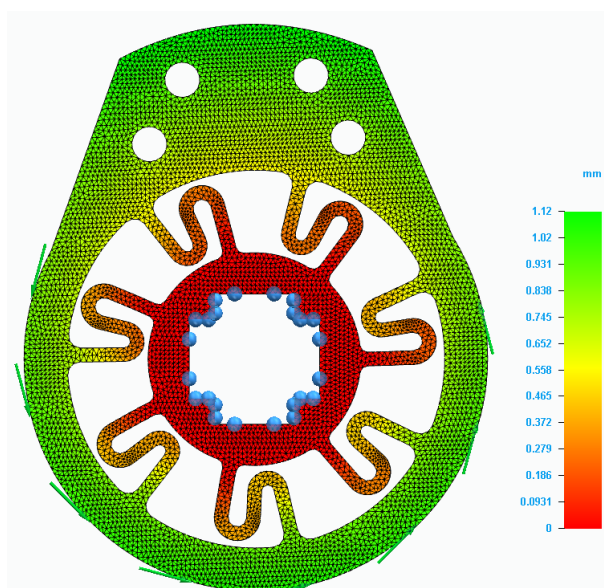
3.1.2 Atuador elástico em série

O projeto do atuador elástico em série (SEA) foi inspirado na arquitetura baseada em componentes de aço usinados apresentado em (Santos; Caurin; Siqueira, 2017b). Em contraste, a solução proposta neste trabalho é integralmente fabricada por manufatura aditiva, utilizando filamento PETG, o que resulta em uma estrutura significativamente mais leve e de menor custo. Adicionalmente, a adoção de materiais poliméricos contribui para uma interação humano-robô mais segura, devido ao aumento da complacência estrutural e à maior capacidade de absorção de impactos.

Com o objetivo de validar a viabilidade mecânica do projeto e reduzir o número de iterações físicas, a geometria do SEA foi inicialmente avaliada por meio de simulações numéricas baseadas em análise por elementos finitos (FEA). Essa etapa, permitiu investigar a distribuição de tensões, os níveis de deformação e a rigidez equivalente do sistema antes da fabricação, possibilitando o refinamento iterativo da geometria com base em critérios estruturais e funcionais.

Nas simulações, o material foi modelado como isotrópico e elástico linear, utilizando propriedades representativas do PETG, extraídas do site do fabricante, com coeficiente de Poisson de 0,38 e módulo de elasticidade de 2,4 GPa. Para a definição das condições de contorno, o conector central em formato de cruz do SEA foi completamente restringido, enquanto um torque

Figura 3 – Modelo de elementos finitos do SEA inicial ilustrando o deslocamento nodal, com um deslocamento máximo de 1,12 mm no plano da figura.



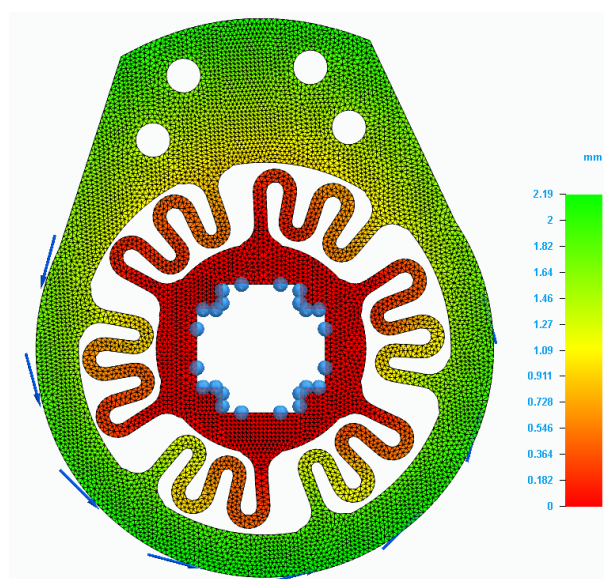
Fonte: Autoria própria (2026).

de 4 N·m foi aplicado ao raio externo da estrutura. A discretização do domínio foi realizada com elementos tetraédricos de tamanho médio de 0,68 mm, garantindo resolução adequada na região da mola, onde se concentram as maiores deformações.

A primeira iteração do projeto apresentou deslocamento angular reduzido sob carregamento, indicando elevada rigidez estrutural. A constante elástica equivalente foi estimada em 95,7 N·m/rad, caracterizando uma mola excessivamente rígida para a aplicação proposta. Essa configuração inicial, ilustrada na Figura 3, serviu como base para as etapas subsequentes de otimização.

O projeto final, apresentado na Figura 4, incorporou modificações geométricas relevantes, incluindo o aumento do número de voltas da mola, a otimização da espessura das paredes e da quantidade de módulos elásticos, além do aprimoramento das regiões de conexão entre os módulos da mola e os diâmetros interno e externo. Como resultado, observou-se aproximadamente o dobro do deslocamento angular para o mesmo torque aplicado, com redução da rigidez para 48,9 N·m/rad, tornando o comportamento do sistema mais adequado à aplicação pretendida.

Figura 4 – Modelo final do SEA mostrando o deslocamento nodal, com um deslocamento máximo no plano de 2,19 mm.



Fonte: Autoria própria (2026).

Destaca-se, finalmente, que os resultados obtidos via FEA apresentaram divergências em relação ao comportamento experimental dos protótipos fabricados. Tal discrepância é atribuída principalmente à anisotropia intrínseca de materiais produzidos por manufatura aditiva, cujas propriedades mecânicas dependem fortemente da orientação de deposição, dos parâmetros de impressão e das características do filamento utilizado. Assim, a análise numérica foi empregada prioritariamente como ferramenta comparativa entre diferentes iterações de projeto, e não como preditor absoluto do desempenho estrutural do sistema.

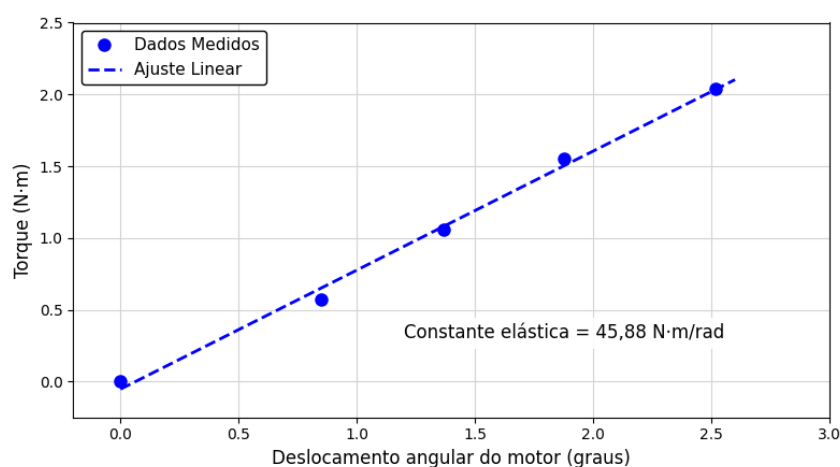
Após a definição da configuração final do SEA com base nos resultados numéricos, o componente foi fabricado por manufatura aditiva utilizando tecnologia FDM (*Fused Deposition Modeling*), em uma impressora *Crealty Ender 3 V2 Neo* de uso doméstico. A peça foi impressa

com 100% de perímetros e bico extrusor de 0,4 mm, estratégia adotada para maximizar a integridade estrutural, a resistência mecânica e a rigidez global do componente. O custo estimado de material por unidade foi de aproximadamente R\$ 2,36, evidenciando a viabilidade econômica da solução proposta.

O SEA fabricado foi integrado ao exoesqueleto mantendo-se o eixo do motor fixo, de modo a isolar o comportamento elástico do elemento. Para a caracterização experimental, torques controlados foram aplicados por meio da suspensão de massas conhecidas a uma distância previamente definida do eixo do cotovelo, garantindo a aplicação de momentos estáticos bem determinados. As deflexões angulares correspondentes foram medidas utilizando o *encoder* de posição do motor. Foi extraída a média de 3 medições por massa diferente.

A partir dos dados experimentais de torque e deslocamento angular, realizou-se um ajuste por regressão linear, permitindo a estimativa da constante elástica equivalente do sistema. O valor obtido foi de 45,88 N·m/rad, apresentando elevada concordância com o resultado previsto nas simulações por elementos finitos (48,9 N·m/rad), conforme ilustrado na Figura 5. Essa proximidade valida a consistência do modelo numérico para fins comparativos e confirma a adequação do projeto para a aplicação proposta.

Figura 5 – Gráfico do ensaio de torque do SEA, com a relação torque-deflexão e a equação de ajuste de curva obtida por regressão.



Fonte: Autoria própria (2026).

3.1.3 Atuação, sensoreamento e controle embarcado

O sistema embarcado do exoesqueleto foi concebido integrando atuação, sensoramento e controle em uma arquitetura compacta e de baixo custo, baseada em componentes comerciais amplamente disponíveis.

A atuação é realizada por um servomotor digital SPT 5325LV, selecionado em função de seu elevado torque e capacidade de rotação contínua. Diferentemente dos servomotores convencionais, nos quais o sinal PWM (*Pulse Width Modulation*) define diretamente a posição angular,

neste modelo o PWM atua sobre a velocidade de rotação. Devido à ausência de especificações técnicas detalhadas fornecidas pelo fabricante, o atuador foi caracterizado experimentalmente. A modelagem elétrica do motor foi baseada na equação fundamental

$$V = R \cdot I + E_a \quad (12)$$

onde V corresponde à tensão de alimentação, I à corrente elétrica e E_a à força contra-eletromotriz. No ensaio com rotor bloqueado ($E_a = 0$), a resistência dos enrolamentos foi determinada como:

$$R = \frac{7,2}{3,1} \approx 2,32 \, \Omega \quad (13)$$

Em regime permanente sem carga, a força contra eletromotriz foi estimada por:

$$E_a = 7,2 - (2,32 \cdot 0,4) \approx 6,27 \, \text{V} \quad (14)$$

A partir da velocidade angular medida ($\dot{\phi}_m$) determinou-se a constante eletromecânica equivalente do conjunto motor-redução:

$$K_{m(eq)} = \frac{E_a}{\dot{\phi}_m} = \frac{6,27}{3,295} \approx 1,90 \, \text{V} \cdot \text{s/rad} \quad (15)$$

Com essa constante estabelecida, a dinâmica rotacional do sistema pode ser descrita por:

$$\tau_m = I_m \cdot \ddot{\phi}_m + B_m \cdot \dot{\phi}_m \quad (16)$$

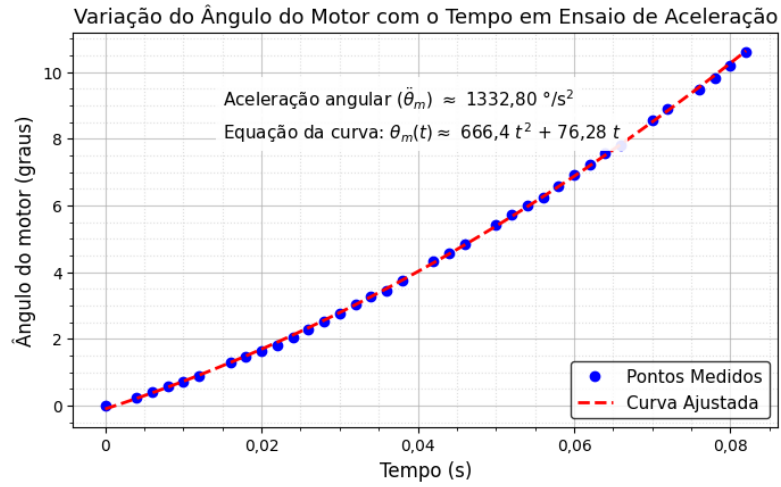
onde τ_m representa o torque eletromagnético gerado, $\ddot{\phi}_m$ a aceleração angular e $\dot{\phi}_m$ a velocidade angular do eixo da articulação. Considerando que o torque eletromagnético é proporcional à corrente elétrica ($\tau_m = K_{m(eq)} \cdot I$), em regime permanente a aceleração angular é nula ($\ddot{\phi}_m = 0$), de modo que o torque equilibra integralmente o torque de atrito viscoso. Assim, ao isolar o coeficiente de atrito viscoso B_m e utilizar os valores medidos de corrente em regime permanente (0,4 A) e velocidade angular (3,295 rad/s), obtém-se:

$$B_m = \frac{K_{m(eq)} \cdot I}{\dot{\phi}_m} = \frac{1,90 \cdot 0,4}{3,295} \approx 0,231 \, \text{N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad} \quad (17)$$

Em seguida, para a determinação do momento de inércia, o sistema foi submetido a um ensaio dinâmico de aceleração. A partir do ajuste de uma curva polinomial aos dados de posição angular coletados ao longo do tempo durante a partida do motor, obteve-se a expressão do deslocamento $\phi_m(t)$. A aceleração angular constante do sistema ($\ddot{\phi}_m$), correspondente à segunda derivada dessa função, apresentou valor aproximadamente $1334 \, ^\circ/\text{s}^2$, equivalente a $23,29 \, \text{rad/s}^2$. A respectiva curva de aceleração é apresentada na Figura 6.

Considerando a corrente de partida medida experimentalmente para a determinação do

Figura 6 – Gráfico do teste de aceleração do atuador com a redução com a respectiva equação de ajuste de curva.



Fonte: Autoria própria (2026).

momento de inércia $I_{partida} = 1,25 \text{ A}$, o momento de inércia equivalente foi calculado por:

$$I_m = \frac{K_{m(eq)} \cdot I_{partida} - B_m \cdot \dot{\phi}_m}{\ddot{\phi}_m} = \frac{1,90 \cdot 1,25 - 0,231 \cdot 3,295}{23,29} \approx 0,07 \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \quad (18)$$

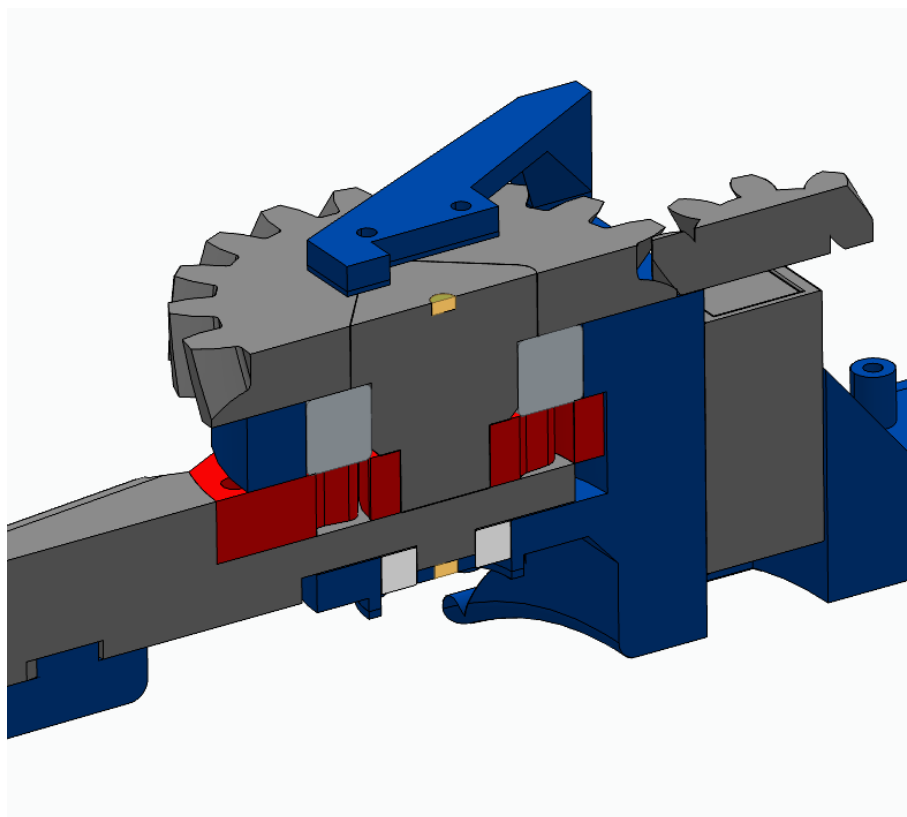
Dessa forma, a identificação dos parâmetros R , $K_{m(eq)}$, B_m e I_m permite descrever adequadamente o comportamento eletromecânico do atuador, estabelecendo uma base consistente para modelagem e implementação de estratégias de controle no sistema.

A unidade embarcada do sistema é responsável pela aquisição de dados, processamento e atuação, sendo implementada a partir do microcontrolador Raspberry Pi Pico (RP2040), escolhido devido à sua confiabilidade, baixo custo, ampla documentação e facilidade de integração. Essa unidade centraliza a comunicação com os sensores, o processamento das variáveis de interesse e a geração dos sinais de controle do atuador.

O sensoriamento foi estruturado com base no protocolo de comunicação I2C, adotado pela sua disponibilidade nos *shields* dos sensores. Entretanto, devido à limitação de endereços dos sensores utilizados, em especial os encoders magnéticos, foi necessário empregar um multiplexador TCA9548A, permitindo a conexão de múltiplos dispositivos com endereços idênticos no mesmo barramento.

A medição da posição angular é realizada por dois encoders absolutos AS5600, baseados em sensores de efeito Hall e com resolução de 12 bits ($0,08^\circ$). Um dos sensores é acoplado ao eixo do motor, enquanto o outro é instalado no eixo de saída do atuador elástico em série, permitindo a obtenção da deformação relativa do elemento elástico. Essa diferença angular constitui a base para a estimativa indireta do torque aplicado na junta, sendo fundamental para estratégias de controle baseadas em interação. O posicionamento dos encoders na junta do cotovelo pode ser visto na Figura 7.

Figura 7 – Corte transversal da junta do cotovelo, com SEA em vermelho fazendo a conexão entre o eixo de saída do motor e o suporte do antebraço, com os ímãs em dourado.



Fonte: Autoria própria (2026).

Complementarmente, a corrente elétrica do atuador é monitorada por meio do sensor INA219, também integrado via I2C, com resolução de 12 bits e capacidade de medição bidirecional de até $\pm 3,2$ A. Essa medição é relevante tanto para a caracterização do atuador quanto para a implementação de estratégias de controle e proteção do sistema.

A interação com o usuário é realizada por meio de uma chave de fim de curso configurada como entrada digital, permitindo a seleção de modos de operação. O circuito utiliza um resistor na configuração *pull-down*, garantindo estabilidade lógica e evitando estados flutuantes.

O mapeamento das conexões físicas entre os componentes, bem como a organização do barramento I2C via multiplexador, são apresentados nas Tabelas 1 e 2. Em particular, como os *encoders* magnéticos AS5600 possuem endereços I2C idênticos, a comunicação com o microcontrolador foi realizada por meio do multiplexador TCA9548A, permitindo o acesso individual aos dispositivos e evitando conflito no barramento; a distribuição dos módulos e seus respectivos endereços é detalhada na Tabela 2.

A alimentação dos sensores é fornecida em 3,3 V pelo regulador interno do microcontrolador (RP2040), e todos os dispositivos compartilham uma referência comum de terra, garantindo a integridade dos sinais e a confiabilidade do sistema. Para a implementação física, utilizou-se uma placa de pinos fêmea, possibilitando conexões firmes e, simultaneamente, a fácil substituição

Tabela 1 – Mapeamento das conexões nos pinos (GPIO) do RP2040.

Componente	Pino (GPIO)	Função no Sistema
Multiplexador TCA9548A	4	I2C SDA
Multiplexador TCA9548A	5	I2C SCL
Chave de Fim de Curso	16	Entrada Digital (<i>Pull-down</i>)
LED Embutido (<i>Built-in</i>)	25	Saída Digital (Sinalização)
Servomotor SPT 5325LV	27	Saída PWM (Controle)

Fonte: Autoria própria (2026).

dos módulos. O roteamento da alimentação e dos sinais de comunicação foi realizado com cabos AWG 24, dotados de terminais macho soldados em ambas as extremidades, sendo as junções reforçadas com revestimento de cola quente, a fim de aumentar a robustez mecânica e evitar falhas por esforços de tração ou flexão.

Tabela 2 – Distribuição dos módulos I2C nos canais do multiplexador TCA9548A.

Módulo I2C	Canal no Multiplexador	Endereço Padrão
Sensor de Corrente INA219	Canal 3	0x40
Encoder AS5600 (Motor)	Canal 5	0x36
Encoder AS5600 (Junta/SEA)	Canal 7	0x36

Fonte: Autoria própria (2026).

3.2 MODELO DINÂMICO DA INTERAÇÃO COTOVELO-EXOESQUELETO

A dinâmica do sistema acoplado pode ser derivada da composição dos principais subsistemas envolvidos: o robô, a junta do cotovelo e o acoplamento cotovelo-exoesqueleto. Nesse contexto, a dinâmica do robô pode ser simplificada e representada pela dinâmica equivalente do sistema de transmissão, sendo expressa por:

$$I_m \ddot{\phi}_m + B_m \dot{\phi}_m = \tau_m - \tau_s \quad (19)$$

em que I_m e B_m denotam o momento de inércia e o coeficiente de atrito viscoso do atuador, respectivamente; ϕ_m é o ângulo do eixo do motor, τ_m é o torque eletromagnético aplicado pelo motor e τ_s é o torque de reação gerado pelo SEA.

De maneira análoga, a dinâmica da junta do cotovelo humano pode ser expressa como:

$$I_h \ddot{\phi}_h + B_h \dot{\phi}_h = \tau_s \quad (20)$$

onde I_h corresponde ao momento de inércia equivalente do conjunto, sendo generalizado como a inércia do humano, B_h é o coeficiente de atrito viscoso físico da articulação e ϕ_h é a posição angular da junta do usuário. O torque do SEA (τ_s), que atua como a interface de transmissão de

força para o exoesqueleto, é modelado como uma mola de torção linear:

$$\tau_s = K_s(\phi_m - \phi_h) \quad (21)$$

sendo K_s a constante de rigidez elástica do SEA. A diferença $(\phi_m - \phi_h)$ representa a deflexão angular da mola.

Derivando a Equação 21 em relação ao tempo e combinando-a com as Equações 20 e 19, é possível isolar as acelerações do usuário ($\ddot{\phi}_h$) e do motor ($\ddot{\phi}_m$). Esse procedimento analítico permite reescrever a dinâmica acoplada humano-robô na forma clássica de espaço de estados em tempo contínuo:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \dot{\phi}_h \\ \ddot{\phi}_h \\ \dot{\tau}_s \\ \ddot{\phi}_m \end{bmatrix}}_{\dot{\mathbf{x}}(t)} = \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{B_h}{I_h} & \frac{1}{I_h} & 0 \\ 0 & -K_s & 0 & K_s \\ 0 & 0 & -\frac{1}{I_m} & -\frac{B_m}{I_m} \end{bmatrix}}_{\mathbf{A}} \underbrace{\begin{bmatrix} \phi_h \\ \dot{\phi}_h \\ \tau_s \\ \dot{\phi}_m \end{bmatrix}}_{\mathbf{x}(t)} + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ \frac{1}{I_m} \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}} \underbrace{\tau_m}_{\mathbf{u}(t)} \quad (22)$$

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \phi_h \\ \dot{\phi}_m \end{bmatrix}}_{\mathbf{y}(t)} = \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\mathbf{C}} \underbrace{\begin{bmatrix} \phi_h \\ \dot{\phi}_h \\ \tau_s \\ \dot{\phi}_m \end{bmatrix}}_{\mathbf{x}(t)} + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{D}} \underbrace{\tau_m}_{\mathbf{u}(t)}$$

Nesta formulação, o vetor de estados $\mathbf{x}(t)$ é composto pela posição angular da junta humana (ϕ_h), sua velocidade angular ($\dot{\phi}_h$), o torque elástico transmitido pelo SEA (τ_s) e a velocidade angular do rotor do motor ($\dot{\phi}_m$). O sinal de controle de entrada $\mathbf{u}(t)$ do sistema é o torque eletromagnético gerado pelo motor (τ_m).

Para que o sistema seja capaz de seguir uma referência de torque e eliminar o erro de regime permanente durante o acionamento, o modelo contínuo da Equação 22 foi expandido com a inclusão de uma ação integral. O modelo de espaço de estados aumentado em tempo contínuo resulta em:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \dot{\phi}_h \\ \ddot{\phi}_h \\ \dot{\tau}_s \\ \ddot{\phi}_m \\ e_\tau \end{bmatrix}}_{\dot{\mathbf{x}}_e(t)} = \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{B_h}{I_h} & \frac{1}{I_h} & 0 & 0 \\ 0 & -K_s & 0 & K_s & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{1}{I_m} & -\frac{B_m}{I_m} & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{A}_e} \underbrace{\begin{bmatrix} \phi_h \\ \dot{\phi}_h \\ \tau_s \\ \dot{\phi}_m \\ \int e_\tau \end{bmatrix}}_{\mathbf{x}_e(t)} + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ \frac{1}{I_m} \\ 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}_e} \underbrace{\tau_m(t)}_{\mathbf{u}(t)} + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}_r} \tau_d(t) \quad (23)$$

Nesta representação expandida, o vetor de estados aumentado $\mathbf{x}_e(t)$ engloba os estados originais do sistema e inclui o estado integrador $\int e_\tau$. As matrizes $\mathbf{A}_e$, $\mathbf{B}_e$ e o vetor de entrada

de referência B_r compõem a nova dinâmica estendida de ordem 5. A quinta linha do sistema explicita a dinâmica do estado integrador, dada pela equação $e_r(t) = \tau_d(t) - \tau_s(t)$. Essa relação atua acumulando matematicamente o erro entre o torque de referência desejado (τ_d) e o torque elástico medido no SEA (τ_s).

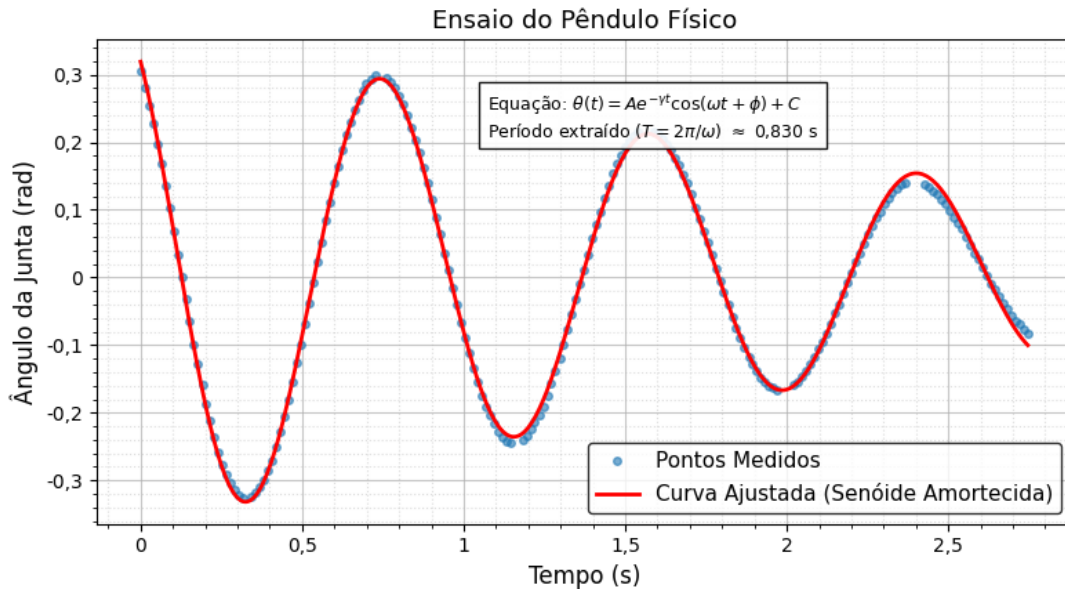
3.2.1 Caraterização de parâmetros dinâmicos do modelo

A caraterização iniciou-se pela estrutura do exoesqueleto, sendo determinada uma massa (m) de 0,113 kg para o suporte do antebraço. A posição do centro de massa em relação ao eixo de rotação (l_{cg}) foi estimada em 82 mm, obtida experimentalmente por meio do equilíbrio estático do conjunto. Ao suspender o suporte livremente em torno do seu eixo de rotação, sua dinâmica pode ser aproximada pela de um pêndulo simples. Para pequenas oscilações ($\sin(\theta) \approx \theta$), o período de oscilação (T) relaciona-se com o momento de inércia do pêndulo (I_{pe}) conforme:

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{I_{pe}}{m \cdot g \cdot l_{cg}}} \quad (24)$$

onde g representa a aceleração da gravidade ($9,81 \text{ m/s}^2$). Para a determinação do período, o sistema foi deslocado até aproximadamente $17,45^\circ$ (0,3 radianos) e liberado, sendo registrado o decaimento oscilatório ao longo do tempo, conforme Figura 8. A partir do ajuste da curva, obteve-se $T = 0,830 \text{ s}$.

Figura 8 – Resultados do ensaio do pêndulo e extração do período via ajuste de curva.



Fonte: Autoria própria (2026).

Isolando I_{pe} e substituindo os parâmetros experimentais, resulta:

$$I_{pe} = \frac{T^2 \cdot m \cdot g \cdot l_{cg}}{4\pi^2} = \frac{0,830^2 \cdot 0,113 \cdot 9,81 \cdot 0,082}{4\pi^2} \approx 1,59 \times 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \quad (25)$$

Na sequencia, estimou-se o momento de inércia do antebraço e da mão do usuário (I_{bh}) em relação à articulação do cotovelo. Devido à complexidade geométrica dos segmentos; adotou-se o modelo antropométrico proposto por Winter (2009) e apresentados em detalhe na Tabela 3.

Tabela 3 – Parâmetros antropométricos individuais para antebraço e mão.

Segmento	Massa do Segmento / Massa Corporal Total	Centro de Massa / Comprimento		Raio de Giração / Comprimento		
		Proximal	Distal	CG	Proximal	Distal
Antebraço	0,016	0,430	0,570	0,302	0,526	0,645
Mão	0,006	0,506	0,494	0,295	0,587	0,577

Fonte: Adaptado de (Winter, 2009).

Considerando as características antropométricas do usuário, como massa corporal (M), comprimento do antebraço (L_a) e comprimento da mão (L_m), determinaram-se as propriedades inerciais do membro através das proporções apresentadas na Tabela 3. As massas isoladas do antebraço (m_a) e da mão (m_m) são dadas por:

$$m_a = 0,016 \cdot M \quad (26)$$

$$m_m = 0,006 \cdot M \quad (27)$$

A inércia do antebraço (I_a) em relação ao eixo do cotovelo é obtida utilizando o seu raio de giração proximal (r_{prox_a}):

$$r_{prox_a} = 0,526 \cdot L_a \quad (28)$$

$$I_a = m_a \cdot r_{prox_a}^2 \quad (29)$$

Como a mão não está acoplada fisicamente à articulação do cotovelo, faz-se necessário calcular seu momento de inércia em relação ao seu próprio centro de gravidade (I_{cg_m}) e, em seguida, transladá-lo. O raio de giração em torno do centro de massa da mão (r_{cg_m}) e sua inércia central são definidos por:

$$r_{cg_m} = 0,295 \cdot L_m \quad (30)$$

$$I_{cg_m} = m_m \cdot r_{cg_m}^2 \quad (31)$$

A distância total (d_m) entre o eixo do cotovelo e o centro de massa da mão é a soma do comprimento do antebraço com a posição proximal do centro de gravidade da mão. Aplicando o

Teorema dos Eixos Paralelos, determina-se o momento de inércia da mão em relação ao cotovelo (I_m):

$$d_m = L_a + (0,506 \cdot L_m) \quad (32)$$

$$I_m = I_{cg_m} + m_m \cdot d_m^2 \quad (33)$$

O momento de inércia rotacional do conjunto braço-mão (I_{bh}) é a soma direta das inércias individuais transladadas para o mesmo eixo de rotação do cotovelo:

$$I_{bh} = I_a + I_m \quad (34)$$

Por fim, o momento de inércia equivalente total (I_h) do sistema acoplado é obtido somando-se a inércia da estrutura do suporte do exoesqueleto (I_{pe}) à inércia do braço humano (I_{bh}):

$$I_h = I_{pe} + I_{bh} \quad (35)$$

Os parâmetros físicos resultantes e as constantes utilizadas são detalhados na Tabela 4. O valor de $0,0701 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ para I_h representa a carga inercial efetiva do sistema. Adicionalmente, adotou-se o coeficiente de amortecimento viscoso da junta B_h de $0,45 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}/\text{rad}$, valor extraído da literatura científica para articulações de membros superiores (Konczak; Brommann; Kalveram, 1999).

Tabela 4 – Parâmetros físicos e inerciais calculados para o sistema cotovelo-exoesqueleto.

Parâmetro	Símbolo	Valor	Unidade
Massa corporal total	M	72,00	kg
Comprimento do antebraço	L_a	0,270	m
Comprimento da mão	L_m	0,104	m
Massa do antebraço	m_a	1,152	kg
Massa da mão	m_m	0,432	kg
Inércia do antebraço (cotovelo)	I_a	0,0232	$\text{kg}\cdot\text{m}^2$
Inércia da mão (cotovelo)	I_m	0,0454	$\text{kg}\cdot\text{m}^2$
Inércia da estrutura (exoesqueleto)	I_{pe}	$1,52 \times 10^{-3}$	$\text{kg}\cdot\text{m}^2$
Inércia total equivalente	I_h	0,0701	$\text{kg}\cdot\text{m}^2$
Amortecimento da junta	B_h	0,4500	$\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}/\text{rad}$

4 CONTROLE DE INTERAÇÃO

Este capítulo concentra-se no projeto do controle de interação. A estratégia adotada fundamenta-se no conceito de impedância proposto no trabalho seminal de Hogan (1985), no qual é definida uma porta de interação formada pelo acoplamento entre o dispositivo robótico e o ambiente. O objetivo central consiste em regular o comportamento dinâmico nessa interface, por meio da modelagem das relações entre torque e posição angular.

No contexto deste trabalho, o ambiente é representado pela articulação do cotovelo humano, caracterizada por propriedades dinâmicas variáveis e parcialmente desconhecidas. Dessa forma, o controlador é projetado para garantir uma interação estável, segura e adaptável às variações inerentes à dinâmica humana.

Adicionalmente, o exoesqueleto emprega um SEA, o que introduz um elemento elástico entre o atuador e a carga. Essa configuração altera a dinâmica do sistema, inserindo explicitamente a dinâmica do atuador entre o sistema de transmissão do robô e a articulação do cotovelo. Como consequência, obtém-se maior capacidade de controle de torque, melhor absorção de impactos e maior robustez frente a incertezas e perturbações externas.

4.1 CONTROLE DE IMPEDÂNCIA

Para assegurar uma interação estável e fisiologicamente compatível entre o cotovelo e o exoesqueleto, o torque de referência do robô τ_d , é definido por uma lei de controle de impedância:

$$\tau_d = K_v(\phi_d - \phi_h) + B_v(\dot{\phi}_d - \dot{\phi}_h) \quad (36)$$

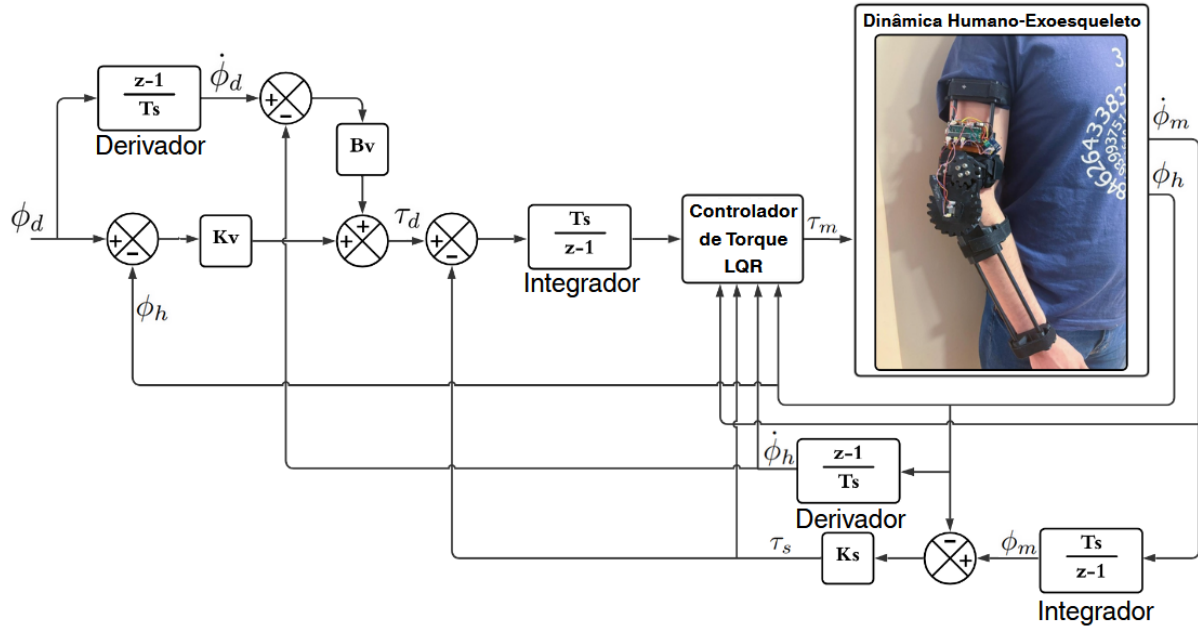
onde ϕ_d e $\dot{\phi}_d$ representam, respectivamente, a posição e a velocidade angulares desejadas, enquanto ϕ_h e $\dot{\phi}_h$ as variáveis medidas do usuário, respectivamente. Os ganhos K_v e B_v definem, respectivamente, a rigidez e o amortecimento virtuais, permitindo modular a dinâmica de interação e ajustar o nível de assistência ou complacência do sistema.

A configuração geral do controlador é apresentada na Figura 9, organizada em duas camadas hierárquicas. A malha externa, baseada em impedância, gera o torque desejado a partir do erro de movimento, impondo ao sistema um comportamento equivalente a um sistema massa-mola-amortecedor virtual. Esse torque de referência atua como entrada para a malha interna, responsável pelo controle de torque.

Na malha interna, o sistema é modelado no espaço de estados, e a inclusão da integral do erro de torque como variável de estado permite eliminar o erro em regime permanente e melhorar a rejeição a perturbações. Como resultado, o controlador interno garante o rastreamento preciso de τ_d , enquanto a malha externa define o comportamento dinâmico da interação, separando explicitamente as funções de geração de referência e de rastreamento. Foram utilizados dois

saturadores, um para limitar o torque a ± 4 Nm, outro para limitar o erro integrativo de forma que seu valor máximo possível, com seu ganho, limite o torque a ± 4 Nm.

Figura 9 – Diagrama de blocos da malha de controle.



Fonte: Autoria própria (2026).

4.2 CONTROLE DE TORQUE

O controle de torque adotado neste trabalho baseia-se no Regulador Linear Quadrático (LQR), formulado a partir da minimização de um funcional de custo quadrático que pondera simultaneamente o desempenho dos estados e o esforço de controle. Os ganhos da malha interna foram obtidos por meio de implementação em ambiente MATLAB®, a partir do modelo contínuo em espaço de estados aumentado (Equação 23), parametrizado com os valores físicos previamente identificados:

- $I_m = 0,070 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$
- $B_m = 0,231 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}/\text{rad}$
- $I_h = 0,0701 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$
- $B_h = 0,45 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}/\text{rad}$
- $K_s = 45,88 \text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$

A discretização do modelo foi realizada com período de amostragem fixo de $T_s = 0,005 \text{ s}$ (200 Hz), utilizando retenção de ordem zero (ZOH) via função `c2d`, resultando nas matrizes discretas aumentadas $\mathbf{A}_d$ e $\mathbf{B}_d$.

A sintonia das matrizes de custo $\mathbf{Q}$ e $\mathbf{R}$ foi conduzida empiricamente, com ênfase na eliminação do erro em regime permanente do torque elástico por meio da atribuição de elevado peso ao estado integrador ($\int e_\tau$). Em contrapartida, as velocidades angulares receberam pesos reduzidos, visando mitigar a amplificação de ruído de medição no sinal de controle. A matriz $\mathbf{R}$ foi ajustada para limitar o esforço do atuador dentro da faixa admissível ($\pm 4 \text{ N}\cdot\text{m}$). As matrizes adotadas foram:

$$\mathbf{Q} = \text{diag} \begin{bmatrix} 0,1 & 0,0001 & 0,01 & 0,0001 & 200 \end{bmatrix} \quad (37)$$

$$\mathbf{R} = 9,012 \quad (38)$$

A partir da aplicação da função `dlqr(Ad, Bd, Q, R)`, obteve-se o vetor de ganhos:

$$\mathbf{K}_{\text{LQR}_d} = \begin{bmatrix} 0,0052 & -0,1676 & 0,0231 & 0,2383 & -4,6650 \end{bmatrix} \quad (39)$$

Os quatro primeiros coeficientes correspondem à realimentação dos estados físicos, enquanto o termo associado ao estado integrador define a ação integral $K_{i_d} = 4,6650$, responsável pela rejeição de perturbações constantes e pela eliminação do erro em regime permanente.

A validação dos parâmetros foi conduzida em ambiente Simulink, permitindo ajustes iterativos com base nas respostas dinâmicas do sistema. Para a malha externa de impedância, adotaram-se $K_v = 5 \text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$ e $B_v = 0,5 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}/\text{rad}$, valores que proporcionaram comportamento estável e interação complacente durante as simulações.

O *solver* do Simulink foi configurado no modo discreto com passo fixo de $T_s = 0,005 \text{ s}$, assegurando consistência entre a modelagem, a discretização e a implementação do controlador digital.

4.3 IMPLEMENTAÇÃO

O sistema embarcado responsável pela aquisição de dados, processamento da lei de controle e acionamento do atuador foi desenvolvido na plataforma Arduino IDE, em linguagem C++, e executado no microcontrolador RP2040. A arquitetura de *software* foi estruturada de forma modular, segmentando funcionalidades em rotinas de sensoriamento, calibração, controle e interface com o usuário, o que favorece a manutenção, escalabilidade e reutilização do código. O código-fonte completo encontra-se descrito no Apêndice A.

4.3.1 Homing e calibração

A inicialização do sistema contempla uma rotina automatizada de homing, baseada na detecção de corrente elétrica. O atuador desloca a estrutura em baixa velocidade até atingir os limites mecânicos, identificados quando a corrente medida pelo *shield* INA219 excede um

limiar previamente definido (0,300 A). Esse procedimento permite a determinação autônoma e confiável dos limites articulares.

Adicionalmente, foi implementado um processo de calibração para compensar não linearidades decorrentes de imperfeições mecânicas, como desalinhamento e excentricidade entre os ímãs dos encoders. A estratégia adotada baseia-se na construção de um mapa de correção obtido a partir da relação entre os encoders do motor e do elemento elástico, amostrada em múltiplos pontos ao longo da faixa de operação. Esse mapa é posteriormente utilizado via interpolação linear para corrigir as medições em tempo real. Os dados de calibração e limites articulares são armazenados de forma persistente na memória flash do RP2040 por meio do sistema de arquivos `LittleFS`, garantindo reprodutibilidade entre ciclos de operação.

4.3.2 Aquisição de dados

A aquisição dos estados do sistema é realizada de forma síncrona em uma rotina dedicada. Os sensores de posição AS5600 comunicam-se via barramento I2C, sendo gerenciados por um multiplexador TCA9548A para contornar conflitos de endereço.

As leituras angulares são submetidas a um filtro de mediana com janela deslizante de 10 amostras, reduzindo a influência de ruídos impulsivos. Em seguida, aplica-se a correção de calibração previamente obtida. As velocidades angulares são estimadas por diferenciação discreta, resultando em um vetor de estados consistente para a etapa de controle. Essa abordagem equilibra simplicidade computacional e robustez frente a ruídos de medição.

4.3.3 Cálculo do sinal de controle

O cálculo do sinal de controle integra a malha externa de impedância com a malha interna baseada em LQR. Inicialmente, é computado o erro de torque elástico, cuja integral é atualizada em tempo real para compor o estado aumentado do sistema.

O vetor de estados é então multiplicado pelo vetor de ganhos do controlador, resultando no torque eletromagnético de referência. Para viabilizar a atuação em um motor CC, esse torque é convertido em tensão equivalente, incorporando a compensação da força contra-eletromotriz (*back-EMF*), proporcional à velocidade do eixo. Esse procedimento melhora a fidelidade entre o torque desejado e o efetivamente aplicado.

A tensão de controle é saturada dentro dos limites físicos do atuador ($\pm 7,2$ V) e posteriormente convertida em um sinal PWM. Adicionalmente, uma zona morta (*deadband*) é introduzida para mitigar efeitos não lineares do atuador em baixas amplitudes de comando.

4.3.4 Modos de operação

A interação com o usuário é realizada por meio de uma interface minimalista composta por um único botão e um LED indicador. A seleção dos modos ocorre via contagem de piscadas, permitindo uma navegação sequencial entre as funcionalidades disponíveis:

- **1 piscada (Transparência):** o sistema minimiza a interação, anulando o torque elástico e acompanhando passivamente o movimento do usuário;
- **2 piscadas (Excitação senoidal):** aplica-se uma referência oscilatória para avaliação do comportamento dinâmico e da capacidade de assistência.

Modos adicionais permitem a execução de rotinas de manutenção, como reconfiguração dos limites articulares e atualização do mapa de calibração.

4.3.5 Setup

A função `setup` realiza a inicialização dos periféricos e configurações do sistema. São estabelecidas a comunicação serial (115200 bps), as interfaces I2C e os pinos de entrada/saída. O atuador é inicializado em condição segura, evitando movimentos abruptos.

Um passo crítico consiste na montagem do sistema de arquivos `LittleFS` e na leitura dos arquivos de configuração. Caso os dados de calibração estejam disponíveis, são carregados para a memória; caso contrário, o sistema exige a execução das rotinas de calibração antes da operação.

4.3.6 Loop

A função `loop` implementa o ciclo de execução contínua do sistema. Inicialmente, verifica-se o estado da interface de usuário para possíveis mudanças de modo. Em seguida, controla-se a temporização para garantir a execução da malha de controle com período fixo de $T_s = 5$ ms.

Quando o instante de amostragem é atingido, o sistema atualiza o vetor de estados, calcula o torque de referência via controle de impedância e aplica o controle LQR para gerar o sinal de atuação. Em paralelo, uma rotina de telemetria transmite dados a cada 50 ms pela interface serial, permitindo monitoramento e análise externa, por exemplo, em ambiente MATLAB.

5 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Aplicando a metodologia de controle de impedância apresentada na Seção 4.1 ao exoesqueleto de cotovelo, descrito na Seção 3.2, este Capítulo é dedicado à apresentação, análise e discussão dos resultados experimentais obtidos ao longo do desenvolvimento deste trabalho.

Para uma melhor organização, o capítulo está estruturado da seguinte forma: na Seção 5.1, são detalhadas as principais considerações experimentais adotadas, incluindo aspectos de instrumentação, condições de teste do controlador usado e sujeitos que participaram do estudo desenvolvido. Em seguida, a Seção 5.2 apresenta uma análise dos resultados obtidos com o controlador de impedância em suas duas configurações operacionais, especificamente nos modos de *transparência* e impedância *ativa*, destacando seu desempenho em termos de interação, comportamento dinâmico e transmissibilidade da impedância desejada. Finalmente, na Seção 5.3, é realizada uma discussão crítica dos resultados, estabelecendo comparações com estudos reportados na literatura científica e evidenciando as principais contribuições, limitações e perspectivas de continuidade deste trabalho.

5.1 PREPARAÇÃO DOS EXPERIMENTOS

Foram realizados experimentos com dois participantes adultos sem lesões nos membros superiores: indivíduo 1, masculino, 24 anos, 182 cm, 72 kg; indivíduo 2, feminino, 21 anos, 168 cm, 62 kg. Todos os voluntários não apresentavam histórico de lesões nos membros superiores, sendo selecionados com o objetivo de validar a prova de conceito do exoesqueleto de cotovelo de baixo custo proposto.

A avaliação experimental concentrou-se na análise do comportamento mecânico do sistema, de sua capacidade de resposta dinâmica e do desempenho do controlador de impedância, considerando duas condições operacionais distintas: (i) *transparência mecânica*, na qual o dispositivo busca minimizar a interação resistiva, permitindo que o movimento seja predominantemente conduzido pelo usuário; e (ii) *controle ativo de impedância*, em que a dinâmica da articulação é modulada a partir de perfis de impedância previamente definidos, possibilitando a assistência ou resistência ao movimento.

Essas condições foram selecionadas por representarem modos fundamentais na interação humano-robô, sendo amplamente empregadas em aplicações de reabilitação e assistência motora (Zimmermann et al., 2020). Além disso, permitem avaliar tanto a capacidade do sistema em não interferir no movimento natural do usuário quanto sua eficácia em impor comportamentos dinâmicos controlados conforme requerido pela tarefa.

5.2 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Nos dois experimentos a seguir (Subseções 5.2.1 e 5.2.2), avaliou-se a capacidade do exoesqueleto de acoplar-se a usuários de forma estável e segura, mesmo diante de limitações inerentes a um protótipo de baixo custo. Tais limitações incluem incertezas na modelagem dos parâmetros dinâmicos, não linearidades não modeladas e variações abruptas decorrentes da interação com a dinâmica humana. Adicionalmente, busca-se analisar a robustez do sistema frente a perturbações externas e variações interindividuais, verificando sua capacidade de manter desempenho consistente em diferentes condições de operação.

5.2.1 Modo de operação transparente

No primeiro experimento, o exoesqueleto foi configurado para operar em modo transparente, isto é, com impedância zero, no qual o controlador atua de forma a minimizar as forças de interação, permitindo que o usuário realize movimentos articulares com oposição robótica desprezível. Os voluntários foram instruídos a executar movimentos livres de flexão e extensão do cotovelo, bem como a explorar diferentes amplitudes e velocidades de movimento, sem a imposição de trajetórias ou perfis de força predefinidos. Essa abordagem teve como objetivo avaliar a capacidade do sistema em não interferir no movimento natural do usuário, caracterizando o nível de transparência mecânica alcançado pelo dispositivo.

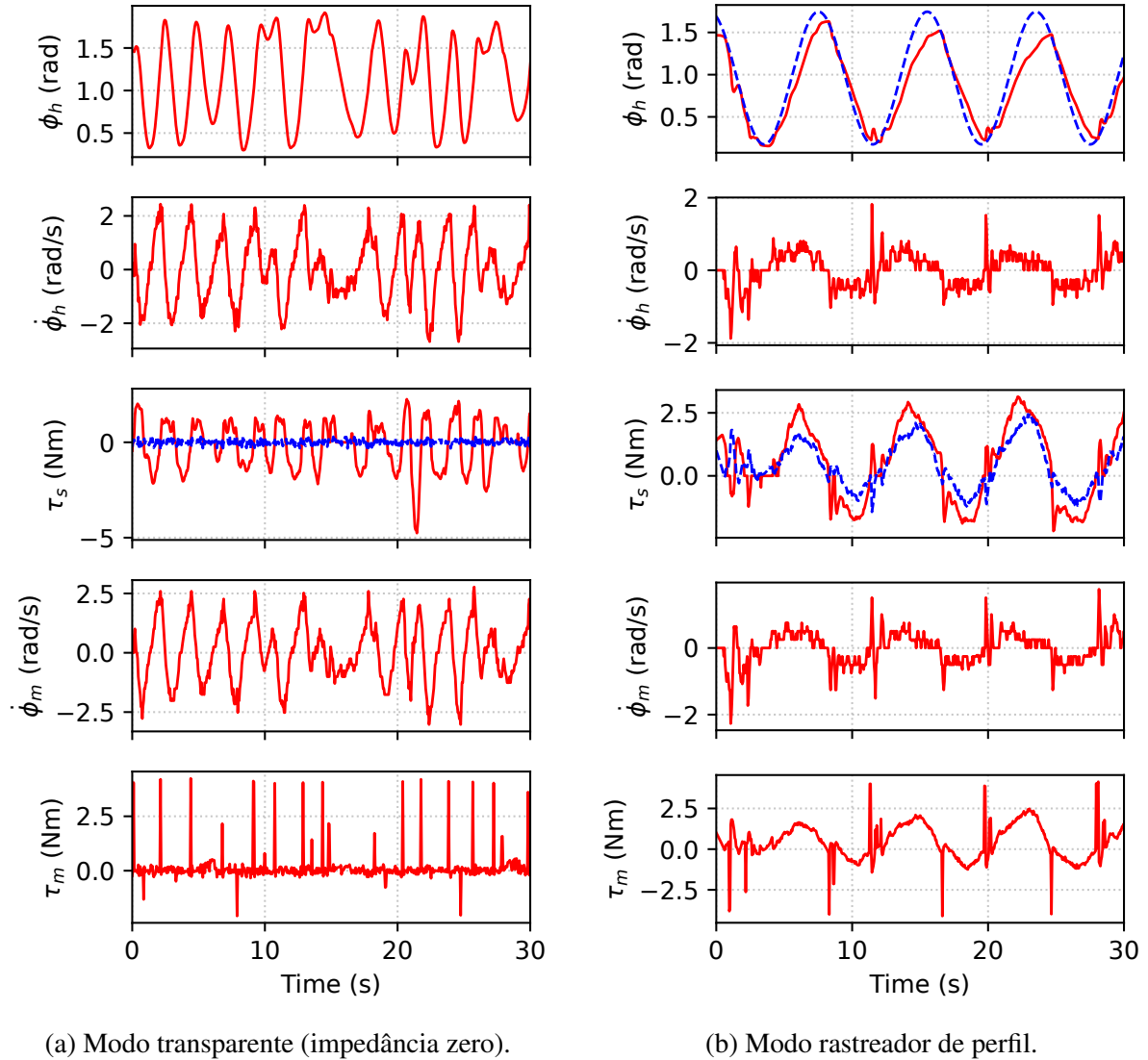
Respostas temporais representativas são apresentadas na Figura 10a e Figura 11a. Ao longo dos movimentos conduzidos pelos usuários, o dispositivo apresentou comportamento complacente, mantendo níveis reduzidos de torque de interação e permitindo a mobilidade natural da articulação. Embora o sistema tenha proporcionado uma experiência ligeiramente transparente, pequenos torques residuais foram consistentemente observados no atuador elástico em série (SEA) projetado. Esses desvios em relação à transparência ideal podem ser atribuídos a efeitos de atrito no motor, não linearidades não modeladas no SEA e limitações associadas à quantização dos sensores.

Tais limitações podem ser mitigadas por meio da incorporação de estratégias de compensação, como por exemplo *feedforward* (Boaventura; Buchli, 2016a; Boaventura; Buchli, 2016b), da aplicação de métodos de controle de interação adaptativos ou estocásticos (Escalante et al., 2021; Escalante et al., 2023), bem como pela adoção de técnicas mais avançadas de identificação de sistemas, capazes de representar com maior fidelidade a dinâmica do atuador e suas não linearidades.

5.2.2 Modo de operação impedância ativa

O segundo experimento avaliou o desempenho do exoesqueleto sob controle ativo de impedância, utilizando parâmetros de rigidez e amortecimento de $K_v = 5 \text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$ e $B_v = 0,5 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}/\text{rad}$, respectivamente. Nessa condição, os voluntários permaneceram passivos, enquanto

Figura 10 – Ensaio do indivíduo 1, com a resposta do sistema durante os modos de operação impedância zero e impedância ativa, com o sinal de referência (azul, linha pontilhada) e os sinais medidos (vermelho, linha contínua).

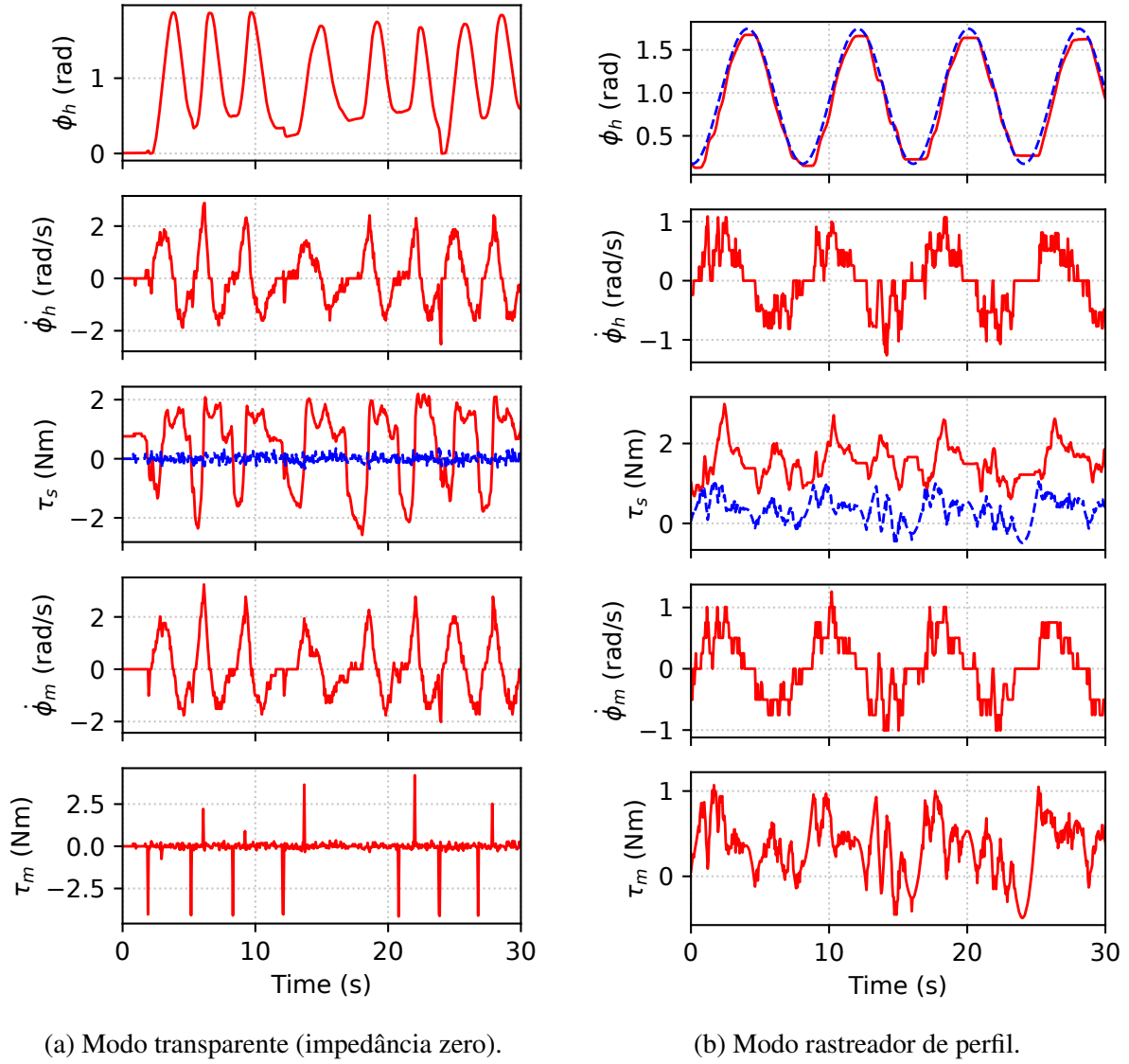


Fonte: Autoria própria (2026).

o dispositivo seguia uma trajetória de referência predefinida ϕ_d , permitindo a avaliação da capacidade do controlador em regular a dinâmica articular.

Dos sinais registrados, os valores de referência (azul) e medidos (vermelho) para o ângulo articular humano ϕ_h , a velocidade angular $\dot{\phi}_h$, o torque do SEA τ_s , a velocidade angular do motor $\dot{\phi}_m$ e o torque da entrada do motor τ_m . Conforme ilustrado nas Figuras 10b e 11b, o controlador apresentou rastreamento estável do perfil de impedância, com transições suaves e mobilidade articular adequada na junta do cotovelo. Entretanto, a precisão do rastreamento e a qualidade da regulação do torque foram influenciadas por incertezas nos parâmetros do sistema humano-robô, além de limitações inerentes ao hardware, como a largura de banda do atuador, efeitos de atrito e a resolução dos sensores. Esses resultados evidenciam a necessidade de aprimoramento na

Figura 11 – Ensaio do individuo 2, com a resposta do sistema durante os modos de operação impedância zero e impedância ativa, com o sinal de referência (azul, linha pontilhada) e os sinais medidos (vermelho, linha contínua).



Fonte: Autoria própria (2026).

identificação do sistema e na adoção de estratégias de controle mais avançadas, visando melhorar o desempenho do rastreamento de impedância em implementações futuras.

5.3 DISCUSSÃO

Os resultados experimentais demonstram que o exoesqueleto proposto é capaz de operar tanto em um modo flexível, conduzido pelo usuário, quanto em um modo estruturado, com impedância regulada. Sob a condição de *impedância zero*, o sistema apresentou baixos níveis de torque na interação, permitindo movimentos articulares naturais; contudo, torques residuais persistiram em função do atrito, de não linearidades do atuador e de dinâmicas não modeladas do SEA,

ou possivelmente ruído dos sensores, impedindo a obtenção de transparência mecânica ideal. Por outro lado, o controle *ativo* de impedância possibilitou rastreamento estável da trajetória e modulação consistente da dinâmica articular, embora seu desempenho tenha sido influenciado por incertezas paramétricas, limitações dos sensores e pela largura de banda restrita do atuador de baixo custo, o que coincide com os resultados de alguns trabalhos apresentados na literatura (Li; Liu; Yu, 2018; Kim et al., 2020).

Em conjunto, esses resultados evidenciam o compromisso entre transparência e capacidade de controle em exoesqueletos baseados no princípio de atuação elástica. O modo *transparente* mostra-se adequado para tarefas centradas no usuário, nas quais se deseja mínima interferência robótica, enquanto o controle *ativo* de impedância permite uma interação mais estruturada, sendo particularmente relevante em aplicações de reabilitação, treinamento motor e assistência funcional, nas quais se requer comportamento dinâmico previsível (Hogan, 1985; Pratt; Williamson, 1995; Pons, 2008).

Apesar dos resultados promissores, diversas decisões de projeto acabaram limitando o desempenho final do sistema. Foram identificadas limitações principalmente na escolha de componentes, e.g., encoders e o motor, e em decisões estruturais, incluindo a transmissão mecânica e o material empregado na manufatura do SEA. Ainda assim, destaca-se que o protótipo pode ser aprimorado com a adoção de componentes mais adequados, sem comprometer sua proposta de baixo custo.

No que se refere a aos sensores de posição, os encoders *AS5600* apresentam resolução teórica de 12 bits (aproximadamente $0,087^\circ$). Entretanto, na prática, observou-se uma resolução efetiva da ordem de $\pm 0,3^\circ$, influenciada por ruído e flutuações mesmo em condições estáticas, possivelmente associadas ao protocolo de comunicação I2C. Como alternativa, a utilização de *encoders* baseados em protocolo SPI, com maior resolução, e.g., 14 bits, como os modelos *AS5048A* ou *MT6816*, poderia proporcionar maior robustez à medição, reduzindo a suscetibilidade a interferências eletromagnéticas e melhorando a qualidade dos sinais utilizados no controle.

Em relação ao atuador robótico, o conjunto adotado mostrou-se suficiente para auxiliar o movimento, porém limitado em termos de capacidade de torque, exigindo ainda esforço significativo por parte do usuário. O torque máximo teórico de aproximadamente 5 N·m após a redução, restringe a implementação de estratégias mais avançadas, como compensação gravitacional. Nesse contexto, a utilização de servomotores de maior torque, motores de corrente contínua com redutores acoplados ou soluções *brushless* mais robustas pode ampliar significativamente a faixa de operação do sistema, permitindo maior autonomia do dispositivo e melhor desempenho em tarefas assistivas.

Quanto à transmissão mecânica, a adoção de engrenagens helicoidais proporcionou engajamento mais suave e maior área de contato em comparação às engrenagens de dentes retos. Contudo, essa escolha introduziu esforços axiais indesejados, resultando em torções nos eixos. Alternativas como engrenagens do tipo *herringbone* (espinha de peixe) poderiam eliminar tais forças axiais, mantendo as vantagens do contato contínuo. Adicionalmente, sistemas baseados

em polias e correias dentadas configuram uma solução viável e de fácil manufatura por impressão 3D, com potencial de redução de folgas mecânicas, desde que incorporado um mecanismo adequado de tensionamento.

No que diz respeito ao atuador elástico em série, análises preliminares por elementos finitos (FEA) indicaram que o material PETG poderia sofrer deformação plástica sob torques próximos de 4 N·m. Embora modificações geométricas tenham sido realizadas para aumentar a rigidez estrutural, essas alterações comprometeram a sensibilidade do elemento elástico como sensor de torque, especialmente considerando a resolução limitada dos *encoders*. Apesar de não terem sido observadas falhas estruturais durante os ensaios experimentais, futuras iterações do projeto podem se beneficiar do uso de materiais mais flexíveis e resilientes, como o TPU, particularmente em cenários que envolvam atuadores de maior capacidade de torque.

Com relação ao código desenvolvido para o microcontrolador, a sequência de aquisição de dados sensoriais, o processamento da lei de controle e a atuação foram executados de forma sequencial dentro do laço principal (*loop*). Porém, para aumentar a robustez da implementação, seria ideal a adoção do *FreeRTOS* (*Free Real-Time Operating System*). Tal abordagem permitiria utilizar plenamente a arquitetura *dual-core* do microcontrolador RP2040 por via de multitarefa simétrica (SMP), possibilitando a distribuição de funções críticas entre os núcleos e a atribuição de prioridades às tarefas. Dessa forma, o (*scheduler*) do sistema operacional garantiria o determinismo temporal da malha de controle e outras funcionalidades, evitando que tarefas secundárias bloqueiem a execução de rotinas prioritárias.

As limitações observadas podem ser mitigadas por meio da incorporação de estratégias de compensação de torque preditiva, técnicas de controle de interação adaptativas ou estocásticas e procedimentos mais robustos de identificação de sistemas, visando reduzir incertezas de modelagem. Adicionalmente, aprimoramentos mecânicos e de sensoriamento, incluindo a escolha de componentes com maior fidelidade e melhor caracterização dinâmica, podem contribuir para o aumento da transparência e do desempenho de rastreamento. Tais avanços ampliam o potencial de aplicação do sistema em cenários de reabilitação mais exigentes e em uma gama mais diversificada de usuários.

6 CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou e validou uma prova de conceito de um exoesqueleto de cotovelo de baixo custo baseado em atuador elástica em série (SEA), voltado à interação humano-robô em aplicações assistivas e de reabilitação. Os experimentos conduzidos com dois participantes saudáveis, demonstraram a viabilidade de operação do sistema em dois modos distintos: impedância zero e controle ativo de impedância. No modo de impedância zero, o dispositivo apresentou comportamento altamente complacente, permitindo movimentos conduzidos pelo usuário com baixas forças de interação, embora a transparência não tenha sido atingida devido à presença de torques residuais, atrito e efeitos não modelados. No modo de impedância ativa, o sistema foi capaz de rastrear trajetórias e impor perfis dinâmicos de forma estável e suave; entretanto, seu desempenho mostrou-se sensível a incertezas paramétricas, não linearidades do SEA e limitações de hardware, como resolução dos sensores e largura de banda do atuador.

Os resultados obtidos evidenciam o compromisso intrínseco entre transparência e capacidade de controle em exoesqueletos baseados em SEA, especialmente quando implementados com restrições de custo. Ainda assim, o sistema proposto demonstrou potencial consistente para aplicações em reabilitação de membros superiores, nas quais a modulação de impedância é fundamental para garantir segurança, conforto e efetividade terapêutica.

Adicionalmente, este trabalho avança no enfrentamento de limitações recorrentes em exoesqueletos comerciais de reabilitação, como *Armeo Spring*, *HAL* e *MyoPro*, que, apesar de tecnologicamente consolidados, apresentam barreiras significativas relacionadas ao alto custo, complexidade estrutural, baixa adaptabilidade anatômica e dependência de infraestrutura clínica especializada. Tais fatores restringem sua adoção em larga escala, especialmente em contextos com recursos limitados e em aplicações domiciliares.

Como diferencial, o sistema desenvolvido baseia-se em uma arquitetura simples, modular e de código aberto, com forte ênfase em acessibilidade e reprodutibilidade. A utilização de manufatura aditiva permite redução substancial de custos, personalização anatômica e descentralização da produção, ampliando o acesso à tecnologia assistiva. A escolha por um único grau de liberdade, flexão-extensão do cotovelo, constitui uma decisão de projeto alinhada à relevância clínica, permitindo concentrar o controle em uma articulação crítica para a funcionalidade do membro superior e para processos de neuroplasticidade, ao mesmo tempo em que reduz complexidade e custos em comparação com soluções multiaxiais.

A combinação entre baixo custo, modularidade e adaptabilidade estabelece uma base robusta e escalável para evolução do sistema. O exoesqueleto pode ser estendido para múltiplos graus de liberdade, integração de estratégias avançadas de controle de força e impedância e incorporação de técnicas de interação humano-robô mais sofisticadas, consolidando-se tanto como solução assistiva quanto como plataforma experimental para estudos em aprendizagem motora e adaptação sensório-motora.

Como perspectivas futuras, destacam-se o aprimoramento da transparência por meio de compensação *feedforward*, controle adaptativo e estocástico e técnicas mais precisas de identificação de sistemas. Também são necessários estudos com amostras mais amplas e heterogêneas, avaliação em tarefas funcionais mais complexas e investigações de usabilidade em longo prazo. Do ponto de vista mecânico, recomenda-se a realização de análises estruturais mais aprofundadas, incluindo ensaios de fadiga, determinação de limites de deformação do SEA e exploração de materiais alternativos e processos híbridos de fabricação, visando aumentar a robustez, a confiabilidade e a maturidade tecnológica do sistema para aplicações clínicas reais.

Por fim, embora o protótipo tenha evidenciado um potencial promissor como prova de conceito, seu desempenho atual permanece condicionado por limitações intrínsecas de hardware, latências de processamento e pela sensibilidade a incertezas dinâmicas não modeladas. No entanto, a superação desses desafios técnicos por meio de iterações futuras não compromete a premissa de baixo custo que fundamenta este projeto. Este trabalho estabelece, portanto, um marco inicial para o desenvolvimento incremental da plataforma, servindo como um guia para a maturação tecnológica do sistema. Dada a sua natureza *open-source*, espera-se que esta versão inicial atue como um guia para o aprimoramento contínuo, democratizando o acesso a soluções avançadas de assistência robótica.

REFERÊNCIAS

- BOAVENTURA, T.; BUCHLI, J. Acceleration-based transparency control framework for wearable robots. In: **2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)**. Daejeon, South Korea: IEEE, 2016. p. 5683–5688.
- BOAVENTURA, T.; BUCHLI, J. Coupled systems analyses for high-performance robust force control of wearable robots. In: IEEE. **2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)**. Singapore, 2016. p. 1013–1018.
- CHEN, S.-H. et al. Assistive control system for upper limb rehabilitation robot. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 24, n. 11, p. 1199–1209, 2016.
- CHEN, T.; CASAS, R.; LUM, P. S. An elbow exoskeleton for upper limb rehabilitation with series elastic actuator and cable-driven differential. **IEEE Transactions on Robotics**, IEEE, v. 35, n. 6, p. 1464–1474, 2019.
- CREA, S. et al. A novel shoulder-elbow exoskeleton with series elastic actuators. In: IEEE. **2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)**. Singapore, 2016. p. 1248–1253.
- DEHEM, S. et al. Effectiveness of upper limb robotic-assisted therapy in the early phase of stroke rehabilitation: A single-blind, randomised, controlled trial. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, Elsevier, v. 61, p. e25, 2018.
- ESCALANTE, F. M. et al. Markovian robust filtering and control applied to rehabilitation robotics. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 26, n. 1, p. 491–502, 2021.
- ESCALANTE, F. M. et al. Markovian transparency control of an exoskeleton robot. **IEEE Robotics and Automation Letters**, v. 8, n. 2, p. 544–551, 2023.
- GOWLAND, C. et al. Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. **Physical therapy**, APTA AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION, v. 72, p. 624–624, 1992.
- HOGAN, N. Impedance control: An approach to manipulation: Parts i-iii. **Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control**, v. 107, n. 1, p. 17–24, March 1985.
- KIM, D. et al. A robust impedance controller design for series elastic actuators using the singular perturbation theory. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 25, n. 1, p. 164–174, 2020.
- KONCZAK, J.; BROMMANN, K.; KALVERAM, K. T. Identification of time-varying stiffness, damping, and equilibrium position in human forearm movements. **Motor control**, Human Kinetics, Inc., v. 3, n. 4, p. 394–413, 1999.
- LI, X.; LIU, Y.-H.; YU, H. Iterative learning impedance control for rehabilitation robots driven by series elastic actuators. **Automatica**, v. 90, p. 1–7, 2018. ISSN 0005-1098. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0005109817306180>.

- MACIEJASZ, P. et al. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, Springer, v. 11, n. 1, p. 3, 2014.
- MADIER, D. **Practical Finite Element Analysis for Mechanical Engineering**. High River, Alberta, Canada: FEA Academy, 2020. ISBN 978-1-7771039-0-3.
- OGATA, K. **Modern Control Engineering**. 5th. ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2010. ISBN 978-0136156734.
- PASCUCCI, F. et al. Evaluation of a semi-active upper-limb exoskeleton while performing material handling tasks. **IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics**, IEEE, 2025.
- PONS, J. L. **Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons**. Chichester, UK: John Wiley & Sons, 2008. ISBN 978-0-470-51294-4.
- PRATT, G. A.; WILLIAMSON, M. M. Series elastic actuators. In: IEEE. **Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 95)**. Pittsburgh, PA, USA, 1995. v. 1, p. 399–406.
- PRATT, J. E.; KRUPP, B. T. Series elastic actuators for legged robots. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. **Unmanned Ground Vehicle Technology Vi**. [S.l.], 2004. v. 5422, p. 135–144.
- RAGONESI, D. et al. Series elastic actuator control of a powered exoskeleton. In: IEEE. **2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**. Boston, MA, USA, 2011. p. 3515–3518.
- SANTOS, W. M.; CAURIN, G. A. P.; SIQUEIRA, A. A. G. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. **Control Engineering Practice**, Elsevier, v. 58, p. 307–318, 2017.
- SANTOS, W. M. dos; CAURIN, G. A. P.; SIQUEIRA, A. A. G. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. **Control Engineering Practice**, Elsevier, v. 58, p. 307–318, 2017.
- SEN, P. C. **Principles of Electric Machines and Power Electronics**. 2nd. ed. New York: John Wiley & Sons, 1997. ISBN 0-471-02295-0.
- SICILIANO, B. et al. **Robotics: Modelling, Planning and Control**. 1st. ed. London: Springer Science & Business Media, 2009. ISBN 978-1-84882-324-2.
- VITIELLO, N. et al. Neuroexos: A powered elbow exoskeleton for physical rehabilitation. **IEEE transactions on robotics**, IEEE, v. 29, n. 1, p. 220–235, 2012.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 4th. ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2009. ISBN 978-0-470-39818-0.
- WU, K.-Y. et al. Series elastic actuation of an elbow rehabilitation exoskeleton with axis misalignment adaptation. In: IEEE. **2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)**. London, UK, 2017. p. 567–572.
- ZEIAEE, A. et al. Cleverarm: A lightweight and compact exoskeleton for upper-limb rehabilitation. **IEEE Robotics and Automation Letters**, v. 7, n. 2, p. 1880–1887, 2022.

ZHANG, S. et al. Design and compliance control of rehabilitation exoskeleton for elbow joint ankylosis. In: IEEE. **2020 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)**. [S.l.], 2020. p. 1896–1901.

ZIMMERMANN, Y. et al. Towards dynamic transparency: Robust interaction force tracking using multi-sensory control on an arm exoskeleton. In: IEEE. **2020 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)**. Las Vegas, NV, USA, 2020. p. 7417–7424.

APÊNDICE A – Github do projeto

O repositório contém o CAD, a programação do microcontrolador, a programação em Matlab e o Simulink do projeto.

<https://github.com/ThiagoUNESP/PFC-Thiago>