

Raul Nicolini Rodrigues

Protótipo de Exoesqueleto de Membro Superior

Uberlândia, MG

2026

Raul Nicolini Rodrigues

Protótipo de Exoesqueleto de Membro Superior

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
à Faculdade de Engenharia Elétrica da UFU,
como parte dos requisitos para obtenção do
título de Engenheiro Biomédico.

Universidade Federal de Uberlândia - UFU
Faculdade de Engenharia Elétrica - FEELT

Orientador Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves

Uberlândia, MG

2026

Raul Nicolini Rodrigues

Protótipo de Exoesqueleto de Membro Superior

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica da UFU, como parte dos requisitos para obtenção do título de Engenheiro Biomédico.

COMISSÃO

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves
Orientador

Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares
Membro da Comissão Avaliadora

Profa. Dra. Júlia Tannús de Souza
Membro da Comissão Avaliadora

Uberlândia, MG
2026

Dedico este trabalho às pessoas com deficiência, inclusive aquelas que perderam o movimento ao longo da vida, e a seus familiares

Agradecimentos

Agradeço a Deus por me permitir chegar até aqui.

Agradeço aos meus pais, Rogério e Rosana, pelo amor e força incondicionais. A dedicação e incentivo de vocês me ajudaram a formar quem eu sou hoje. Obrigado por ajudar alcançar meus sonhos.

Sou igualmente grato aos meus avós: Dirce, Francisco, Hibel, Nair e Raul, por compartilharem comigo seu amor, suas histórias, seus conhecimentos e sua sabedoria.

Também expresso minha gratidão aos meus tios, tias, primos e primas pelo apoio e compreensão.

Agradeço ao meu orientador Eduardo por toda a estrutura e confiança dedicados a este projeto. Sem sua orientação, paciência, investimento e credibilidade, este trabalho teria permanecido apenas como uma ideia.

Agradeço aos meus professores da graduação, que me transmitiram um conhecimento de alta qualidade. Graças a vocês, pude desenvolver a capacidade de resolver tanto problemas das engenharias, quanto do dia a dia.

Sou grato, também, aos meus colegas e amigos do colégio, do ETAPA, da graduação, do LAMAU, do NTA e NIATS, e do PET. Enfrentamos muitos desafios juntos que me fizeram crescer pessoalmente e profissionalmente. Obrigado por compartilhar a visão de vocês e por todas as risadas e choros.

Agradeço aos pesquisadores e técnicos, inclusive os do CINTESP, que me auxiliaram com algumas peças importantes para a confecção do trabalho.

Agradeço a todos os funcionários da reitoria, coordenação, secretaria, segurança, limpeza e demais equipes que com seu trabalho deixaram o ambiente organizado. Seu esforço foi essencial para que eu pudesse focar nos estudos e seguir na graduação.

“Vivendo, se aprende; mas o que se aprende, mais, é só a fazer outras maiores perguntas.”
(João Guimarães Rosa, 1956)

Resumo

O presente trabalho apresenta uma prova de conceito de um exoesqueleto vestível para o membro superior, com um grau de liberdade, capaz de sustentar o braço e viabilizar movimentos de flexão e extensão a partir da atividade muscular captada por sensores de eletromiografia de superfície. A motivação do estudo está na busca por soluções acessíveis para indivíduos com fraqueza muscular, sequelas de acidentes vasculares cerebrais ou disfunções neuromusculares, oferecendo uma alternativa não invasiva em comparação com procedimentos cirúrgicos ou sistemas comerciais de alto custo. O projeto explora a integração entre tecnologia vestível, controle inteligente de motores e manufatura aditiva para validar conceitos de movimento assistido por sinais musculares.

O desenvolvimento do protótipo envolveu um motor *brushless* com controle de campo orientado, redutor cicloidal e sensores de EMG, enquanto a maior parte da estrutura mecânica foi produzida por impressão 3D com filamentos de PLA e *Tritan*, complementados por componentes metálicos em alumínio. Foram realizadas modelagem 3D, análise de elementos finitos, fabricação das peças, montagem mecânica e programação do algoritmo de controle que converte sinais musculares em acionamento do motor. O sistema foi inicialmente testado sem o usuário, utilizando uma carga simulada, e depois validado com o protótipo no braço humano, avaliando a correspondência entre intenção muscular e movimento.

Os resultados mostraram que, mesmo com limitações, o protótipo reproduz movimentos assistidos de flexão e extensão, confirmando a viabilidade do controle do movimento humano por sinais mioelétricos. A prova de conceito evidencia que é possível desenvolver um exoesqueleto funcional e de baixo custo, oferecendo referência para estudos em tecnologia assistiva e reabilitação.

Palavras-chaves: exoesqueleto; motor brushless; controle orientado ao campo; eletromiografia; manufatura aditiva.

Abstract

This study presents a proof of concept for a single-degree-of-freedom wearable exoskeleton for the upper limb, capable of supporting the arm and enabling flexion and extension movements based on muscle activity captured by surface electromyography sensors. The motivation for this study lies in the search for accessible solutions for individuals with muscle weakness, sequelae of strokes, or neuromuscular disorders, offering a non-invasive alternative to surgical procedures or high-cost commercial systems. The project explores the integration of wearable technology, intelligent motor control, and additive manufacturing to validate concepts of movement assisted by muscle signals.

The prototype development involved a brushless motor with field-oriented control, a cycloidal gearbox, and EMG sensors, while most of the mechanical structure was produced via 3D printing using PLA and Tritan filaments, supplemented by aluminum metal components. 3D modeling, finite element analysis, part fabrication, mechanical assembly, and programming of the control algorithm that converts muscle signals into motor drive were performed. The system was initially tested without a user, using a simulated load, and then validated with the prototype on a human arm, evaluating the correspondence between muscle intention and movement.

The results showed that, despite limitations, the prototype reproduces assisted flexion and extension movements, confirming the feasibility of controlling human movement via myoelectric signals. The proof of concept demonstrates that it is possible to develop a functional, low-cost exoskeleton, providing a reference for studies in assistive technology and rehabilitation.

Key-words: exoskeleton; brushless motor; field oriented control; additive manufacturing; electromyography.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Base do projeto.	14
Figura 2 – Diagrama de processamento do sinal da EMG	18
Figura 3 – Representação do COC	20
Figura 4 – Arbitrariedade no CAN bus	21
Figura 5 – Procedimento de desenvolvimento do protótipo.	26
Figura 6 – Motor <i>BLDC MN5008 Antigravity KV340</i>	29
Figura 7 – Placa de controle COC <i>moteus r4.11</i>	31
Figura 8 – bateria.	33
Figura 9 – Microcontrolador <i>CANBed FD</i>	34
Figura 10 – <i>MyoWare 1.0</i>	34
Figura 11 – Diagrama do <i>hardware</i>	35
Figura 12 – Peça do antebraço proximal.	37
Figura 13 – (A) Haste do antebraço. (B) Haste do braço	37
Figura 14 – (A) Peça do bíceps distal. (B) Vista superior. (C) Vista inferior. (D) Vista lateral.	38
Figura 15 – Parâmetros redutor cicloidal.	39
Figura 16 – Exoesqueleto montado.	39
Figura 17 – Simulação com a peça do Bíceps distal.	40
Figura 18 – Simulação com a peça do Antebraço proximal.	41
Figura 19 – Simulação com a haste do antebraço.	41
Figura 20 – Simulação com a haste do antebraço.	42
Figura 21 – Peças de fixação no braço impressas em PLA.	43
Figura 22 – Peças do redutor cicloidal impressas em <i>Tritan</i>	43
Figura 23 – Parâmetros do controlador do motor.	44
Figura 24 – Esquemático eletrônico visual.	45
Figura 25 – Fluxograma do algoritmo.	46
Figura 26 – Vista frontal (A) da vestimenta e vista lateral (B).	49

Lista de tabelas

Tabela 1 – Resultados da AEF para a peça do bíceps distal (RODRIGUES; NAVES, 2025)	40
Tabela 2 – Resultados da AEF para a peça proximal do antebraço (RODRIGUES; NAVES, 2025)	41
Tabela 3 – Resultados da AEF para a haste do antebraço	42
Tabela 4 – Resultados da AEF para a haste do braço	42
Tabela 5 – Orçamento de componentes com preços coletados de fornecedores, sem considerar frete e taxas de importação.	52

Lista de abreviaturas e siglas

GL	Graus de liberdade
FM	Fibras Musculares
UM	Unidades Motoras
PA	Potencial de Ação
EMG	Eletromiografia
COC	Controle Orientado por Campo
GPIO	General Purpose Input/Output
CAN	Controller Area Network
AEF	Análise de Elementos Finitos
FMEA	Failure Modes and Effects Analysis

Sumário

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Justificativa	15
1.2	Objetivo	15
1.2.1	Objetivos Específicos	15
2	REFERENCIAIS TEÓRICOS	16
2.1	Anatomia do Plexo Braquial e Neuroplexopatas	16
2.2	Anatomia da Musculatura de Flexão e Extensão do Cotovelo	16
2.3	Sinal Elétrico dos Músculos e Eletromiografia (EMG)	17
2.4	Seleção do <i>Hardware</i>	18
2.4.1	Escolha do tipo do motor	18
2.4.2	Controlador do motor	19
2.4.3	Redutor	20
2.4.4	Microcontrolador	20
2.5	Design do Protótipo	21
2.6	Análise de Elementos Finitos (AEF)	22
2.7	Fatores Humanos e Usabilidade	22
3	METODOLOGIA	23
3.1	Materiais	23
3.1.1	CrITÉrios para a a seleção do motor	23
3.1.2	Definições para a bateria	23
3.1.3	Parâmetros para o sensor de EMG	23
3.1.4	Requisitos para o microcontrolador	24
3.1.5	Cabeamento do sistema eletrônico	24
3.1.6	Materiais para o sistema mecânico	24
3.1.7	Ferramentas	25
3.2	Elaboração do FMEA	25
3.3	Desenvolvimento do Protótipo	25
3.4	Etapas com a montagem completa	27
3.4.1	Procedimento do protótipo controlado pelo computador	27
3.4.2	Demonstração do protótipo controlado pela eletromiografia	27
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	29
4.1	Componentes selecionados	29
4.1.1	Motor	29

4.1.1.1	Relação entre K_t e K_v	29
4.1.2	Controlador do motor	31
4.1.3	Redutor	32
4.1.4	Bateria	33
4.1.5	Microcontrolador	33
4.1.6	Sensor de EMG	34
4.1.7	Fluxograma prévio do sistema	35
4.2	Análise de riscos	35
4.3	Protótipo	36
4.3.1	Levantamento de fatores humanos e usabilidade	36
4.3.2	Estrutura do protótipo e escolha dos materiais	36
4.3.3	Análise de Elementos Finitos nas peças	40
4.3.4	Impressão 3D do material e usinagem das hastes	42
4.3.5	Exibição do controle do motor	43
4.3.6	Esquemático eletrônico visual	44
4.3.7	Algoritmo	45
4.3.8	Demonstração do circuito eletrônico completo sem o sistema mecânico	47
4.3.9	Exibição do travamento do redutor	47
4.3.10	Vestimento do protótipo	48
4.3.11	Procedimento do protótipo completo controlado pelo computador . .	49
4.3.12	Demonstração do protótipo controlado pela eletromiografia	50
4.3.13	Discussões	50
4.3.13.1	Análise de riscos	50
4.3.13.2	Considerações estruturais	51
4.3.13.3	Observações financeiras	51
4.3.13.4	Otimização do protótipo	52
5	CONCLUSÃO	53
5.1	Análise dos objetivos	53
5.2	Contribuições para a área	53
5.3	Limitações e Sugestões	54
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	55
	ANEXO A – ANEXOS	60
	ANEXO B – ANEXOS	63

1 Introdução

O acidente vascular cerebral, as neuroplexopatias e as disfunções neuromusculoesqueléticas podem levar à perda parcial ou total do movimento dos membros, resultando na redução da amplitude de movimento e da força muscular em atividades da vida diária. Estima-se que o acidente vascular cerebral seja uma das principais causas de incapacidade no mundo, frequentemente associado a déficits motores persistentes (KHAN et al., 2022; RODRIGUES; NAVES, 2025).

Em alguns casos, essas limitações tornam-se irreversíveis, comprometendo significativamente a autonomia do paciente e evidenciando a ausência de soluções terapêuticas diretas para a recuperação funcional completa. Nesse contexto, tecnologias assistivas, como exoesqueletos, surgem como alternativas promissoras para auxiliar na execução de movimentos e na reabilitação funcional.

Nesse sentido, os exoesqueletos se apresentam como alternativas para o problema. Eles têm estruturas com ligações e articulações que ficam paralelas ao corpo humano; assim, oferecem apoio ou resistência à atividade. Com um motor, eles são capazes de cooperar para que o usuário volte a executar o movimento. Esses equipamentos robóticos possuem uma quantidade de graus de liberdade (GL) equivalente aos movimentos que uma articulação do corpo humano possui (HUSSAIN; FICUCIELLO, 2024).

Mesmo que esses dispositivos sejam eficazes para o aumento da força humana, eles podem ser pesados, volumosos e até mesmo complexos, o que pode aumentar o esforço do paciente para usá-los. Porém, é possível que haja uma variabilidade imensa entre os exoesqueletos de membro superior (KHAN et al., 2022; LIU; WEN; ZHU, 2023).

Esses mecanismos vestíveis, no geral, são definidos por um conjunto de fatores essenciais, entre eles estão: a quantidade de GL; qual atuador é usado; como são controlados os motores e os materiais dos quais são feitos (KHAN et al., 2022; LIU; WEN; ZHU, 2023). Cada uma dessas características é importante na concepção e no funcionamento do exoesqueleto, indicando se será usado para reabilitação (recuperação de uma habilidade perdida), assistência ou aumento do desempenho físico.

Um exoesqueleto pode ser projetado com 4 GL, utilizando materiais como aço ou alumínio sem comprometer a mobilidade. Em aplicações específicas, o uso de músculos pneumáticos artificiais permite movimentos mais naturais. No entanto, quando controlado por computador, o dispositivo pode ter seu uso limitado como tecnologia assistiva, cuja finalidade é promover a independência do paciente (CHEN et al., 2020).

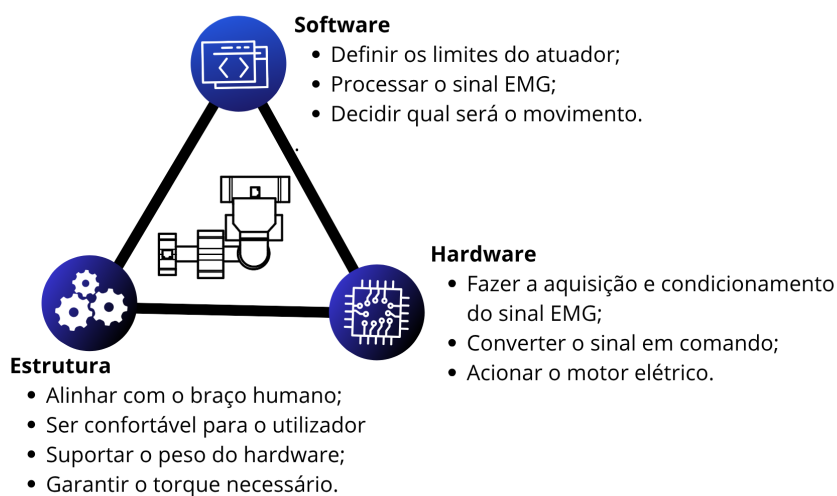
Os exoesqueletos apresentam um enorme potencial, pois ampliam a mobilidade e

promovem maior independência para diversos usuários. No entanto, seu desenvolvimento deve seguir um processo estruturado, considerando aspectos ergonômicos. Além disso, é fundamental compreender e aprimorar a interface homem-máquina, tornando-a cada vez mais intuitiva (BENGLER; HARBAUER; FLEISCHER, 2023).

Nesse sentido, o presente trabalho foi desenvolvido como uma prova de conceito, sem a definição de um público-alvo específico nesta etapa. Embora as demonstrações tenham sido realizadas com um adulto, isso não caracteriza uma aplicação direcionada, uma vez que o foco está na validação do princípio de funcionamento do sistema. Ainda assim, o estudo foi fundamentado em condições como as neuroplexopatias, e a adaptação e otimização do dispositivo experimental poderão se apresentar como uma aplicação futura para auxílio desse caso clínico.

Assim, a Figura 1 evidencia os pilares que constituem o projeto, sendo, na base, a Estrutura e o *Hardware*, e, no topo, o *Software*. O primeiro pilar corresponde à distribuição mecânica do dispositivo, de modo a garantir o alinhamento adequado ao braço humano e permitir que seja vestido de forma confortável, além de suportar o peso dos componentes eletrônicos e assegurar o torque necessário para o movimento.

Figura 1 – Base do projeto.



Fonte: Autoria própria.

Como elemento da base física do protótipo, o *Hardware* é o conjunto de unidades eletrônicas para que seja feita a aquisição e o condicionamento do sinal da eletromiografia; dessa maneira, é possível converter o sinal obtido em comando e acionar o motor elétrico.

No topo da estrutura, o *Software* é a área responsável por controlar os movimentos do dispositivo experimental, ao definir a velocidade, a aceleração e as rotações máximas

que esse motor poderá ter. Com isso, a partir do processamento da atividade muscular, é feita a decisão do próximo movimento do protótipo.

1.1 Justificativa

O desenvolvimento de exoesqueletos como tecnologia assistiva para pessoas com neuropatia representa um avanço na área da saúde. Pessoas que perderam a mobilidade de um membro do braço perdem a qualidade de vida, limitando sua autonomia em atividades cotidianas. O uso desses dispositivos pode proporcionar maior independência para quem necessita (RODRIGUES; NAVES, 2025).

A proposta de desenvolver um exoesqueleto por atividade muscular visa atender tanto a essa necessidade, quanto a de tornar o sistema mais intuitivo, eficaz e trazer um movimento análogo ao natural. Ao combinar o *hardware* com o sistema de controle preciso e peças fabricadas em impressão 3D que atendem a uma variedade ampla de tamanhos de braço, torna o projeto funcional e acessível.

A validação do exoesqueleto em indivíduos com neuropatia é essencial para a segurança, o que permite o aprimoramento da tecnologia e a sua inserção em protocolos clínicos.

1.2 Objetivo

Desenvolver um protótipo vestível com um grau de liberdade para flexão e extensão do braço. O dispositivo deve captar sinais mioelétricos de superfície no músculo agonista da flexão e convertê-los em comandos de acionamento. Assim, demonstra-se a viabilidade do controle do movimento do braço humano por meio de um dispositivo acionado por sinais musculares.

1.2.1 Objetivos Específicos

- Desenvolver e validar o *hardware* do exoesqueleto.
- Modelar, simular e fabricar as peças do exoesqueleto, utilizando *software* de modelagem 3D, análise de elementos finitos, impressão 3D e usinagem das peças em alumínio.
- Montar o conjunto mecânico do exoesqueleto com o *hardware*, garantindo o alinhamento correto e a funcionalidade do sistema.
- Desenvolver o *software*, incluindo a programação de algoritmos de movimento e controle do sensor para ativar o atuador.

2 Referenciais Teóricos

Os tópicos a seguir são importantes para o desenvolvimento deste trabalho.

2.1 Anatomia do Plexo Braquial e Neuroplexopatias

O plexo braquial é um conjunto de nervos que se origina entre as raízes espinhais de C5 a T1. Após emergirem pelos forames intervertebrais, esses nervos se organizam em uma rede que se estende até o membro superior. De forma geral, sua anatomia é dividida em cinco partes. Esse conjunto é responsável pela inervação motora e sensitiva do membro superior, controlando tanto os movimentos quanto a percepção tátil ao longo do braço (SIMMONS, 2012; LIMTHONGTHANG et al., 2013).

As neuropatias, no entanto, são doenças que afetam o plexo braquial e são causadas por dois fatores: traumas diretos na inervação ou tumores. No geral, os sintomas delas incluem dor, fraqueza, perda dos reflexos e mudanças no tato que impactam na qualidade de vida do paciente. O tratamento é genérico mas podem ser usados remédios para controlar a dor, fisioterapia para fortalecer a área e ainda existe a possibilidade de cirurgia. Porém, dentro dessas alternativas não há restauração completa do braço (RODRIGUES; NAVES, 2025).

2.2 Anatomia da Musculatura de Flexão e Extensão do Cotovelo

O membro superior pode ser compreendido como a junção do braço e do antebraço, sendo o úmero responsável pela sustentação do braço, enquanto a ulna e o rádio compõem o antebraço. Em termos de movimento, a flexão do cotovelo é realizada principalmente pelos músculos do braço. Nesse contexto, o bíceps braquial apresenta maior eficiência quando o antebraço se encontra em posição supinada. Por outro lado, o músculo braquiorradial é mais recrutado quando o antebraço está em posição neutra (HALL, 2020).

Durante o movimento de flexão, os músculos tríceps braquial e ancônio permanecem relaxados. Em contrapartida, são responsáveis pela extensão do antebraço (RODRIGUES; NAVES, 2023). A atuação coordenada entre esses grupos musculares é fundamental para a execução adequada do movimento, evitando sobrecargas. Além disso, a alternância entre ativação e relaxamento, de forma sincronizada, contribui para movimentos mais eficientes e suaves, reduzindo o risco de lesões.

2.3 Sinal Elétrico dos Músculos e Eletromiografia (EMG)

As fibras musculares (FM) estão organizadas em unidades motoras (UM). Essas unidades são formadas por um motoneurônio, o seu axônio e todas FM que inervam através da placa motora. Um único nervo pode inervar vários músculos, assim, quando um nervo é estimulado, ele excita todos os músculos inervados (BARKHAUS et al., 2024).

Ao estimular um axônio, ele produz um potencial de ação (PA) que se propaga bidirecionalmente. Logo após o nervo de PA excitar os terminais pré-sinápticos das junções neuromusculares de todas as FM que inervam, as FM geram os seus próprios PAs pós-sinápticos, que se propagam mais lentos que os PAs nervosos. Assim, o potencial elétrico somado de todas as FMs em uma UM é o seu potencial de unidade motora. Na Figura, indica como o sinal bruto da EMG de superfície é o conjunto de potenciais de ação de unidades motoras (BARKHAUS et al., 2024).

Nesse sentido, a eletromiografia (EMG) é uma técnica para registrar os sinais elétricos biomédicos obtidos pelas atividades neuromusculares. Esses sinais cooperam para detectar lesões musculares. Além disso, a EMG desempenha um papel fundamental na análise muscular durante diferentes movimentos, permitindo uma avaliação detalhada. A interpretação correta dos sinais eletromiográficos é importante para compreender padrões anormais de ativação muscular e desenvolver estratégias mais eficazes (GOHEL; MEHENDEALE, 2020).

Os sinais da EMG são utilizados para obter estáticas simples ou também para serem usados para controlar aplicações robóticas complexas. Algumas características do sinal são: a amplitude que é a tensão do pico positivo ao pico negativo; a fase que é o tempo de duração do ciclo negativo inicial; o tempo de subida é definido como intervalo de tempo entre picos negativo e positivo (GOHEL; MEHENDEALE, 2020).

O sinal da EMG pode apresentar vários ruídos durante o processo de registro, o que torna a classificação dos sinais um desafio. Numerosos artefatos estão presentes, como: o movimento dos eletrodos; influências fisiológicas e ruídos eletromagnéticos. Para aumentar a relação sinal-ruído, a fase de pré-processamento deve ser bem elaborada, utilizando técnicas como a filtragem (Allami Sanjani; TAHAMI; VEISI, 2023).

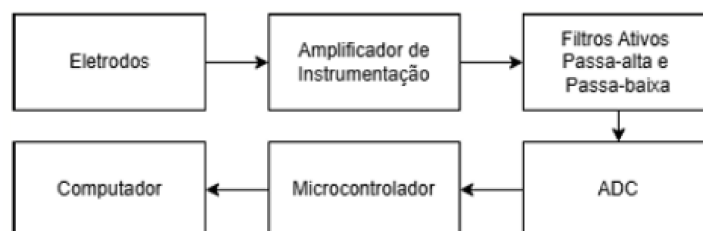
Sobre o dispositivo, o sinal e o ruído são captados pelo eletrodo de superfícies e são transportados para a entrada do amplificador, geralmente, através de cabos que, por sua vez, podem gerar mais ruído. Um amplificador de instrumentação, conforme o diagrama da Figura 2, amplifica o sinal enquanto atenua o ruído em modo comum indesejado; depois, são colocados filtros passa-alta e passa-baixa com o intuito de eliminar frequências fora do espectro desejável. Em seguida, esses sinais são medidos por um conversor analógico-digital e os valores de tensão são digitalizados e armazenados. Em seguida esse sinal é usado em

uma análise por computador. Alguns algoritmos podem reduzir o ruído, fazer cálculo de média, filtrar digitalmente e suavizar o sinal (TANKISI et al., 2020).

2.4 Seleção do *Hardware*

Um exoesqueleto representa um conjunto com biomecânica, eletrônica, fatores humanos e usabilidade, sistema de controle realimentado, ciência e tecnologia dos materiais e processamento de sinais biomédicos. Assim, ele exige uma escolha criteriosa para garantir o desempenho, conforto e segurança ao usuário. Essa escolha do *hardware* irá definir o tempo de resposta e a eficiência do dispositivo.

Figura 2 – Diagrama de processamento do sinal da EMG



Fonte: Autoria própria.

O microcontrolador, o motor e a eletromiografia devem atender requisitos para ter precisão no reconhecimento da ativação da musculatura, uma vez que todo o equipamento deve ajudar a reproduzir o movimento humano.

2.4.1 Escolha do tipo do motor

Para a escolha do tipo do motor, é importante levar em consideração algumas características de cada um, para que a escolha seja precisa ao movimento desejado. Assim, analisam-se três principais tipos: servomotores, motores de passo e motores *brushless* (METWLY et al., 2024).

Os servomotores podem ser compostos por motores DC com escovas, motores *brushless* ou motores síncronos. Os do primeiro tipo possuem controle mais simples, porém apresentam partes mecânicas móveis que se desgastam com o tempo, exigindo manutenção e reduzindo a vida útil do motor. Além disso, as escovas limitam a velocidade máxima do motor e, assim, provocam perda de eficiência. Alternativamente os servomotores de motores *brushless* são mais duráveis porém são mais caros (AUTSOU et al., 2024; METWLY et al., 2024).

Os motores de passo, por sua vez, possuem um condutor que transmite pulsos ao motor, fazendo-o girar um passo a cada impulso recebido. O número de passos desse tipo

de motor é igual ao número de impulsos do controlador, e eles apresentam vantagem em relação aos servomotores por oferecerem respostas mais rápidas e custos mais baixos, ao mesmo tempo em que estão disponíveis em tamanhos menores (ATHANI, 1997; METWLY et al., 2024).

Sendo mais leves que os demais motores e apresentando maior eficiência energética, os motores *brushless* (BLDC), isoladamente, se apresentam como os de maior eficiência e longa vida útil, podendo necessitar de um redutor customizável para atingir o torque necessário. Porém, os BLDC requerem um controlador mais complexo para ajustar precisamente sua posição, dificultando a operação (METWLY et al., 2024; MOHANRAJ et al., 2022).

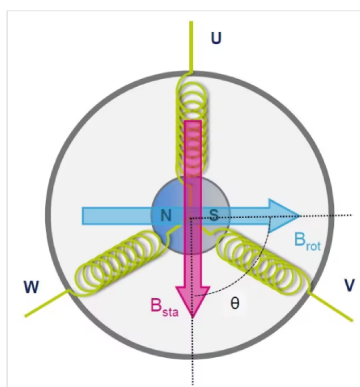
2.4.2 Controlador do motor

O controle orientado por campo (COC) é uma técnica avançada de controle para motores elétricos, especialmente BLDC. O COC permite controle preciso de torque e velocidade, convertendo as correntes do motor em duas componentes: uma que gera torque (componente de torque) e outra que gera fluxo magnético (LIN et al., 2018).

Essa técnica muda as correntes trifásicas do estator para um sistema rotativo de coordenadas, que se alinha ao campo magnético do rotor. Isso facilita o controle do torque, ajustando diretamente a corrente no eixo apropriado, enquanto o fluxo magnético continua estável. O COC, assim, torna o sistema mais ágil e preciso. Esse tipo de controle tem grande valor, especialmente na robótica, onde até ajustes pequenos podem alterar bastante a precisão dos movimentos. Além disso, ele ajuda a diminuir ruídos e vibrações, garantindo que o sistema funcione de forma mais suave e eficiente (LIN et al., 2018; MOHANRAJ et al., 2022).

Em outras palavras, segundo a representação da Figura 3, os fios U, V e W são as três fases de alimentação do motor; quando essas correntes alternadas passam pelas bobinas, elas criam um campo magnético resultante B_{sta} . Já o rotor tem o seu próprio campo magnético B_{rot} , gerado por ímãs permanentes ou correntes induzidas. Assim, o objetivo do COC é alinhar esses dois campos magnéticos para controlar de forma eficiente o torque e o fluxo. O COC então separa duas componentes do campo magnético, são elas a do torque i_q , responsável pela geração de força mecânica no motor, e i_d a qual mantém o fluxo magnético estável e alinhado (STMICROELECTRONICS, 2020).

Figura 3 – Representação do COC



Fonte: (STMICROELECTRONICS, 2020).

2.4.3 Redutor

Os motores elétricos precisam ser maiores para apresentar torques mais altos. Devido a essa relação, é comum a utilização de motores menores com alta rotação, acoplados a redutores que permitem uma saída com mais torque e menor rotação. Assim, os redutores cicloidais apresentam-se como uma boa opção, pois suas características de funcionamento diferem das de outros tipos, como o harmônico e o planetário. Eles oferecem longa vida útil, diversas relações de redução possíveis, baixa vibração, baixo ruído, alta capacidade de suportar choques de carga, boa eficiência e um design mais compacto (BLAGOJEVIĆ et al., 2009).

2.4.4 Microcontrolador

O microcontrolador (MCU), utilizado em exoesqueletos, deve ser capaz de se conectar com alguns periféricos para seu trabalho eficaz, entre eles deve fazer conexão com o sensor de aquisição do sinal, no caso o eletromiógrafo; o controlador do motor, utilizando COC; e receber a tensão dentro dos limites da bateria. Além disso, é necessário que o MCU tenha baixo consumo de energia para atuar em longos períodos (HERRON et al., 2023).

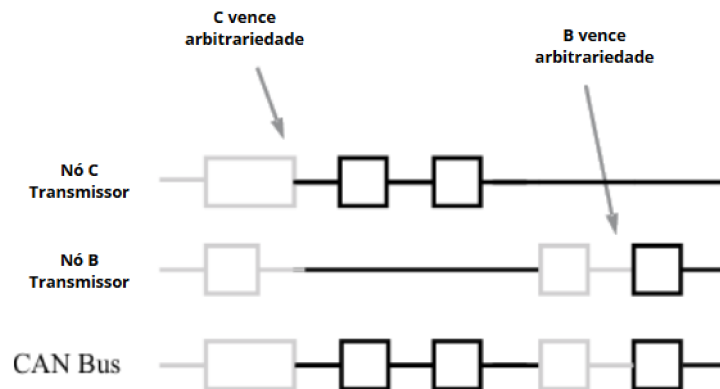
Para a aquisição do sinal, geralmente, o sensor deve ter uma conexão com as portas GPIO (General Purpose Input/Output) e ser energizado também. Ademais, a resolução ADC tem que ser entre 8 e 16 bits para a eletromiografia, pois dessa maneira é possível que sejam obtidas variações rápidas do sinal (FRASER et al., 2012).

Em vista de que o COC necessita de *feedback* de posição e velocidade, é necessário conectar encoders ao sistema para um controle adequado, o que pode resultar em um aumento no número de portas GPIO usadas. Além disso, para garantir que a comunicação entre os componentes seja eficiente e otimizada, é importante usar protocolos rápidos,

como o CAN (Controller Area Network). Isso facilita a troca de dados em tempo real entre o microcontrolador e os outros dispositivos do sistema (JEON et al., 2001).

O CAN usa um barramento compartilhado, o que reduz a quantidade de cabos para conectar múltiplos dispositivos, quando comparado com outros protocolos. Ele também oferece comunicação em tempo real, o que diminui a latência (NATALE et al., 2012). Esse protocolo permite uma imunidade alta às interferências elétricas e possui a capacidade de autodiagnosticar e reparar erros de dados. Além disso, no barramento CAN bus, o processo de arbitragem é tratado automaticamente por um controlador. Cada nó monitora continuamente as suas transmissões, conforme a Figura 4, quando o bit recessivo do nó B é substituído pelo bit dominante, de maior prioridade, do nó C, o nó B para a transmissão, enquanto o C continua. Além disso, essa atribuição de prioridade cabe ao projetista do sistema, mas os grupos do setor concordam entre si sobre a importância de algumas mensagens. Por outro lado, o CAN é robusto, e isso se deve a seus procedimentos de controle de erro. No geral, ele possui cinco formas de verificar os erros: três ao nível da mensagem e duas ao nível do bit. Se qualquer uma delas falhar, o nó transmissor é forçado a reenviar a mensagem até que ela seja recebida como esperado. Porém, se o nó tiver defeitos, ele se desliga do barramento por repetir continuamente o erro (INSTRUMENTS, 2025).

Figura 4 – Arbitrariedade no CAN bus



Fonte: Adaptado de (INSTRUMENTS, 2025).

2.5 Design do Protótipo

Um exoesqueleto tem por objetivo imitar a cinemática e dinâmica da estrutura musculoesquelética humana. Porém, o dispositivo e o membro humano são distintos e precisam de uma interação segura, uma vez que a modelagem biomecânica é essencial para conceber um exoesqueleto que possa apoiar o usuário sem que mude a amplitude de movimento (GULL; BAI; BAK, 2020).

Nesse sentido, o desenvolvimento desse equipamento de 1 grau de liberdade apresenta alguns desafios, entre eles: compatibilidade cinemática, limitação do espaço de trabalho, desconforto e desalinhamento, interação homem-máquina e, por fim, detecção e estimativa (GULL; BAI; BAK, 2020).

O primeiro está ligado na sincronia de movimento entre o braço humano e o dispositivo. Já a limitação do espaço de trabalho se dá pela diferença em que o usuário conseguiria exercer sem auxílio do equipamento e no espaço de trabalho do exoesqueleto. O terceiro desafio se dá pela incompatibilidade dos eixos de rotação de ambos e no desconforto gerado. A aquisição do sinal humano é essencial para o controle do dispositivo, e com dispositivos que utilizam a EMG é necessário que os eletrodos sejam trocados em um curto período de tempo, sendo que não dá para ficar com eles o dia todo. O último desafio se dá por conta da dificuldade entre o sinal obtido e a confiabilidade, calibração e latência (GULL; BAI; BAK, 2020).

2.6 Análise de Elementos Finitos (AEF)

A AEF é um procedimento numérico usado para investigar a estrutura em que um material é colocado sob tensões. Nesse método, utiliza-se um sistema de pontos e elementos conectados entre si, que formam uma malha. Essa malha é configurada para ter propriedades mecânicas do material, como: módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson. Essa análise limita a quantidade de graus de liberdade de um objeto contínuo, e todos os cálculos são feitos, também, com um número limitado de nós (SRIREKHA; BASHETTY, 2010). Nesse sentido, a AEF é útil para validar a racionalidade do projeto de exoesqueletos, ao utilizar a simulação para testar estruturas reais das propriedades mecânicas (YANJUN et al., 2013).

2.7 Fatores Humanos e Usabilidade

As tecnologias vestíveis trazem considerações de como serão vestidas, despidas e usadas, e qual a duração do seu uso, se serão de curto ou longo prazo. Além de serem seguras, confortáveis e úteis, elas também devem ser desejadas por quem irá usá-las (DAVIS et al., 2020).

Para conseguir elaborar um equipamento desse tipo é necessário saber sobre a concepção da ciência dos materiais, controle de motores, e das fontes de energia. Nesse intuito, existe a ASTM F48 que traz normas de segurança, desde a fabricação até os fatores humanos e ergonomia (DAVIS et al., 2020).

3 Metodologia

O projeto segue uma abordagem experimental e procedimental, envolvendo a seleção de materiais, a análise isolada de possíveis riscos, o uso de simulações para validações, além de análises mecânicas e procedimentos observacionais.

3.1 Materiais

Os materiais utilizados são tanto componentes eletrônicos quanto da estrutura mecânica. Além disso, ressalta-se que, por ser uma prova de conceito, os critérios adotados nessa seção foram simplificados, visando à viabilidade de implementação.

3.1.1 Critérios para a a seleção do motor

Na Especificação do motor, foram analisadas as características de motores *brushless*, motores de passo e servomotores para encontrar a melhor opção para o projeto, considerando torque, potência, rotação, tensão, peso, hermeticidade e diâmetro.

Ao considerar que o torque para o movimento de flexão e extensão de braço está na faixa de 10 até 15 Nm, o motor deve apresentar valores próximos a esse; caso seja insuficiente, um redutor pode ser dimensionado com a finalidade de suprir a necessidade (RODRIGUES; NAVES, 2023; KOSAKI et al., 2018; WANG et al., 2022).

A velocidade do movimento também influencia na decisão de escolha, pois ela pode acontecer entre -5 até 5 rad/s (ETO et al., 2025). Entretanto, se a velocidade ultrapassar, uma estratégia via *hardware* ou *software* torna-se viável para limitar o movimento.

Além disso, o controle do motor pode variar conforme o tipo de motor escolhido. Assim, outros componentes eletrônicos podem ser necessários.

3.1.2 Definições para a bateria

A bateria precisará fornecer tensão e corrente suficiente para ativar todo o *hardware*, além de apresentar uma proteção para que o sistema não ofereça sobrecargas e limite a corrente.

3.1.3 Parâmetros para o sensor de EMG

O sensor de EMG deve apresentar estratégias para eliminação de ruídos, corresponder ao espectro de frequência do sinal da musculatura; permitir fácil integração com

o microcontrolador, e indicar, por meio do *hardware* a presença de atividade muscular, como, por exemplo, pelo acionamento de um LED.

3.1.4 Requisitos para o microcontrolador

Para a seleção do microcontrolador, este deve ser alimentado pela bateria ou indiretamente por outra placa, além de estabelecer comunicação com o controle do motor e apresentar capacidade adequada para se conectar ao sensor de EMG, garantindo assim o processamento do sinal e ativação do movimento do protótipo.

3.1.5 Cabeamento do sistema eletrônico

Foram utilizados cabos elétricos de 1,5 mm², *jumpers* variados para a conexão dos eletrônicos e eletrodos, complementando os fornecidos pelos fabricantes.

3.1.6 Materiais para o sistema mecânico

Os materiais da estrutura mecânica consistem em uma barra de alumínio de tamanho 1/2"x 2"x 210 mm e outra de 3/16"x 2"x 160 mm, dispostas entre os pontos de fixação do antebraço e do braço do usuário. Utilizaram-se filamentos de PLA e *Tritan* para fabricar, respectivamente, as peças onde serão colocadas as alças e o redutor (FILA, 2025a; FILA, 2025b). Além disso, utilizaram-se 8 rebites de pressão nos velcros de largura de 2 cm, empregados para se adaptarem ao tamanho do braço do usuário e, por fim, parafusos para fixação nos seguintes tamanhos:

- 9x M3x8,5 mm de cabeça abaulada, para fixar as peças de PLA às barras de alumínio;
- 4x M3x6 mm de cabeça abaulada, para fixar o motor na peça de bíceps distal;
- 5x M3x20 mm de cabeça cilíndrica, para usar como elementos de transmissão do redutor;
- 6x M2,5x7 mm de cabeça abaulada, para fixar as placas de controle;
- 1x M5x8 mm de cabeça abaulada, para fixar a haste do antebraço entre a arruela e o redutor;
- 2x M3x4,47 mm de cabeça abaulada, para prender a peça do bíceps distal ao redutor;
- 2x M3x4,47 mm sem cabeça, um para fixar o eixo excêntrico ao eixo do motor e outro para fixar a peça do bíceps distal ao redutor.

3.1.7 Ferramentas

O software *Fusion 360* foi utilizado como ferramenta, tanto para a modelagem das peças em 3D quanto para a simulação utilizando AEF (AUTODESK, 2025). Para o fatiamento das peças de impressão 3D, utilizou-se o *Ultimaker Cura* (ULTIMAKER, 2025) e o *Simplify3D* (SIMPLIFY3D, 2026). Por fim, o ambiente do Arduino IDE foi essencial para a programação do microcontrolador (ARDUINO, 2025).

Utilizou-se, também, a inteligência artificial generativa como ferramenta de apoio. A *DeepSeek* foi empregada para sugestões de melhorias no algoritmo implementado no microcontrolador. As propostas geradas foram avaliadas criticamente, garantindo que os principais parâmetros de limite não fossem alterados e que não houvesse inconsistências. Também se utilizou o ChatGPT exclusivamente para revisão textual. Por fim, as decisões de projeto, a definição metodológica e a validação dos resultados foram realizadas pelo autor.

3.2 Elaboração do FMEA

Nesta etapa, criou-se um FMEA (*Failure Modes and Effects Analysis*) considerando cada item isoladamente. Com o objetivo de identificar possíveis falhas ou riscos aos componentes individuais do protótipo, antecipando problemas ao integrar o sistema completo. Essa fase se justifica para mapear as vulnerabilidades sem depender do desempenho do dispositivo.

3.3 Desenvolvimento do Protótipo

Para a realização do exoesqueleto, seguiu-se o fluxograma da Figura 5.

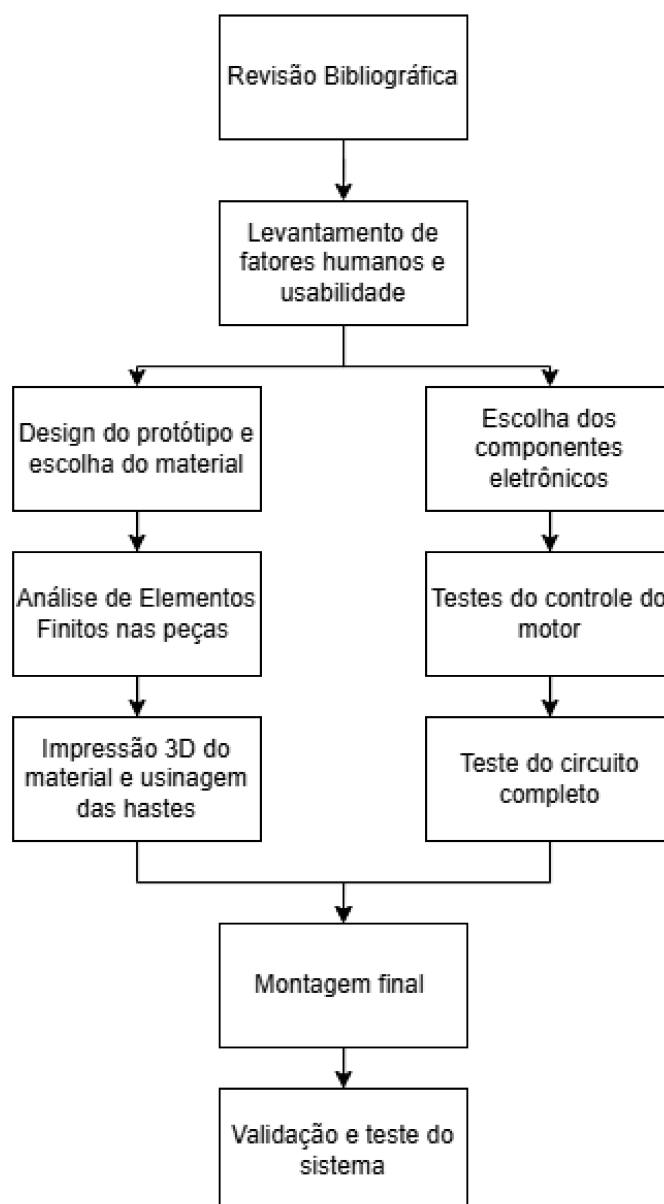
A primeira etapa de revisão bibliográfica consistiu em atualizar as principais formas pelas quais são construídos os exoesqueletos de membro superior; obteve-se também as principais características desses dispositivos e informações sobre as neuropatias. Em seguida, levantaram-se as principais medidas de um braço humano segundo a norma 7250, que aborda dimensões básicas do corpo humano para o projeto de produtos e oferece diretrizes importantes para a ergonomia no design de dispositivos, como exoesqueletos de membro superior.

Assim, o projeto eletrônico e mecânico do dispositivo foi concebido para ser o mais leve possível e fiel à ergonomia do corpo humano, de modo a não prejudicar o usuário. Além disso, a utilização de fitas de velcro para fixação ao braço possibilita a adaptação à variabilidade de espessura desse membro entre diferentes indivíduos; há ainda a possibilidade de furar a haste metálica que passa entre os braceletes, o que auxilia na

regulação do comprimento que a tecnologia pode alcançar. Por fim, um botão é colocado para interromper toda a passagem de corrente elétrica fornecida pela bateria ao circuito eletrônico.

Algumas atividades foram realizadas em paralelo para que fosse possível obter a montagem final do protótipo. De um lado, foi realizado o design do dispositivo experimental, com o objetivo de garantir que o exoesqueleto fosse confortável para o usuário. Com isso, foi disposta uma espuma entre o dispositivo e o braço, evitando atrito com as peças rígidas.

Figura 5 – Procedimento de desenvolvimento do protótipo.



Fonte: Autoria própria.

Além disso, a escolha dos materiais foi importante para o projeto, na qual foram analisados dois polímeros bastante utilizados na impressão 3D: o ácido polilático (PLA) e o

polietileno tereftalato glicol (PETG). O primeiro é conhecido por sua resistência à tração e por ser bastante rígido. É uma escolha popular porque é leve, tem um bom custo-benefício e facilita a produção de peças com formas complexas. Já o segundo apresenta maior resistência ao calor, o que o torna uma opção mais resistente e flexível em comparação ao PLA (RODRIGUES; NAVES, 2025). A AEF foi realizada para avaliar o desempenho estrutural das partes do dispositivo feitas com esses materiais.

Em paralelo, às atividades descritas acima, foram feitas as escolhas dos componentes eletrônicos, com a finalidade de trazer os módulos essenciais ao funcionamento, a partir do que foi obtido na etapa de Revisão Bibliográfica. Posteriormente, As verificações do controle do motor foram realizadas de forma independente para garantir que o fundamental estivesse funcionando. Assim, integrou-se com a EMG para que o motor fosse acionado a partir da atividade muscular.

Com esses dois blocos de atividades realizados, a montagem final uniu a estrutura mecânica ao *hardware*, resultando no dispositivo completo. Dessa forma, foi possível realizar demonstrações que validassem a ergonomia do sistema, focando principalmente no seu movimento e no espaço de trabalho que ele irá ocupar.

3.4 Etapas com a montagem completa

3.4.1 Procedimento do protótipo controlado pelo computador

Durante os testes com o protótipo vestido, foram aplicados comandos de posição ao atuador por meio da interface *TView*, com o objetivo de verificar o comportamento do sistema em diferentes configurações. Para isso, foram realizados movimentos de flexão e extensão do braço, variando os limites de mínimo e de máximo da posição.

Inicialmente, utilizou-se uma garrafa de água de 510 mL como carga externa, com a finalidade de validar a capacidade de suporte do sistema em condições controladas. Posteriormente, os testes foram realizados com o protótipo vestido pelo usuário, permitindo avaliar o funcionamento do dispositivo sob condições mais próximas da aplicação real.

Adicionalmente, foram conduzidos testes repetitivos de acionamento do motor, com o intuito de verificar a consistência do funcionamento ao longo do tempo. Também foram introduzidas perturbações externas, como variações na posição do braço, a fim de analisar a resposta do sistema a diferentes condições de operação.

3.4.2 Demonstração do protótipo controlado pela eletromiografia

Ao desconectar o dispositivo do computador, conectou-se a microcontrolador, ao controlador do motor e ao sensor de EMG. Assim, buscou-se validar o funcionamento do

algoritmo de controle de forma independente, inicialmente sem o dispositivo vestido. Após a verificação do comportamento esperado do sistema, procedeu-se com a realização de testes com o dispositivo acoplado ao braço de um usuário, com o objetivo de avaliar seu funcionamento em condições reais de uso.

Durante essa etapa, foram realizadas ativações musculares voluntárias do bíceps, de modo a acionar o sistema por meio dos sinais mioelétricos captados. Foram observadas a resposta do atuador aos sinais de entrada e a execução dos movimentos de flexão e extensão do braço. Adicionalmente, foram conduzidos testes repetitivos para verificar a consistência do acionamento e a estabilidade do sistema ao longo do tempo.

Por fim, buscou-se verificar a capacidade do dispositivo em reproduzir movimentos a partir da intenção muscular do usuário, com o protótipo vestido, por meio da observação da correspondência entre a atividade muscular pretendida e o acionamento do motor.

4 Resultados e Discussões

4.1 Componentes selecionados

4.1.1 Motor

Na Especificação do motor, foram analisadas as características de motores *brushless*, motores de passo e servomotores para encontrar a melhor opção para o projeto, considerando torque, potência, rotação, tensão, hermeticidade e diâmetro; assim, definiu-se o uso do motor *Antigravity MN5008KV340*, Figura 6.

Figura 6 – Motor *BLDC MN5008 Antigravity KV340*.



Fonte: (T-MOTOR, 2025).

Apresentando essas configurações abaixo, os demais componentes devem corresponder para que tenha o protótipo tenha o funcionamento adequado (T-MOTOR, 2025):

- Peso: 135g;
- Tensão: 24V;
- KV: 340 rpm/V;
- Corrente de pico na fase: 35 A;
- Potência máxima: 760 W;

4.1.1.1 Relação entre K_t e K_v

Nesse sentido, considerando que não haja perdas na transferência de energia elétrica para energia mecânica, a constante de torque K_t de um motor indica a relação entre o torque desenvolvido (τ) e a corrente elétrica (I) (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2001a; HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2001b):

$$\tau = K_t \cdot I \quad (4.1)$$

Já a constante de velocidade K_v é usualmente fornecida em rpm/V e relaciona a tensão aplicada (V) com a velocidade angular do motor (ω):

$$\omega = K_v \cdot V \quad (4.2)$$

Para manter a equivalência entre as unidades, converte-se a velocidade de rpm para rad/s:

$$\omega \text{ [rad/s]} = \frac{2\pi}{60} \cdot K_v \text{ [rpm/V]} \cdot V \text{ [V]} \quad (4.3)$$

A tensão aplicada é proporcional à força eletromotriz gerada pelo motor em movimento:

$$V = K_e \cdot \omega \quad (4.4)$$

onde K_e é a constante eletromotriz (V/(rad/s)). Assim, temos:

$$K_t = K_e \quad (4.5)$$

Substituindo ω em rad/s e isolando K_t , obtém-se:

$$\boxed{K_t = \frac{60}{2\pi \cdot K_v}} \quad (4.6)$$

Portanto, com as características do motor e considerando uma corrente de 35A entre as fases, o torque é dado por:

$$K_t = \frac{60}{2\pi \cdot 360} \approx 0.028 \text{ Nm/A} \quad (4.7)$$

$$\tau = K_t \cdot I \Rightarrow \tau \approx 0.028 \cdot 35 \Rightarrow \boxed{\tau \approx 0.98 \text{ Nm}} \quad (4.8)$$

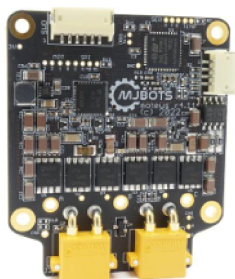
Assim, percebe-se que este valor teórico está fora da faixa esperada, mesmo que tenham sido desconsideradas as perdas e esteja operando no valor da corrente de pico. Portanto, necessitará de um redutor para atingir torque mínimo de movimento.

4.1.2 Controlador do motor

Por outro lado, foi necessário encontrar formas de controlar esse motor para que fosse possível posicioná-lo em um ângulo desejado. Dessa maneira, procurou-se um sistema com encoder magnético baseado em controle de campo orientado; assim, definiu-se a placa eletrônica *moteus r4.11* (Figura 7). Esse componente eletrônico é um controlador de motores *brushless* de última geração, desenvolvido para aplicações que exigem precisão e alta eficiência, como robótica e exoesqueletos.

Ela é projetada para controlar motores de corrente contínua sem escovas (BLDC) com *feedback* de posição, velocidade e torque, utilizando um sensor de posição de alta resolução, a partir de um controle orientado por campo. O controlador oferece suporte para comunicações via barramento CAN FD, um tipo de protocolo derivado do protocolo CAN que possui maior largura de banda, aumentando o tamanho da carga de dados e a taxa de bits da fase dados, permitindo fácil integração em sistemas distribuídos (SINHIA; SAURABH, 2017).

Figura 7 – Placa de controle COC *moteus r4.11*.



Fonte: (MJBOTS, 2025a).

Simplificadamente ela atua da seguinte forma, no modo "posição"(MJBOTS, 2025b):

1. Realiza a leitura da posição pelo encoder magnético;
2. Planeja a trajetória e cálculo do erro de posição;
3. Ativa o controle PID e geração da referência de torque/corrente;
4. Ativa o Controle de corrente em D/Q (COC) e cálculo das tensões trifásicas;
5. Gera os pulsos PWM, para acionamento das pontes-H e produção de torque com realimentação.

No geral, é um controlador em cascata de duas fases, com ambas funcionando em 30 kHz. O estágio mais externo é um planeador de trajetória de aceleração e velocidade limitada opcional. Dentro deste, há um controlador PID de posição e velocidade; como

resultado, a saída desse circuito é binário/corrente desejada para a fase do COC. A fase interna é um controlador PI de modo de corrente. A sua saída é o valor de tensão desejado para a fase Q. Em seguida, o codificador magnético é utilizado para mapear os valores de tensão da fase D/Q para as 3 fases do motor. Além disso, utilizou-se de um conector USB mjcanfd-usb-1x para fazer a calibração do motor diretamente com o computador (MJBOTS, 2025b).

4.1.3 Redutor

O redutor acoplado no motor é essencial para a transformação da alta velocidade do motor em torque para que o braço realize a flexão, uma vez que foi encontrado na literatura que o torque necessário para o movimento seja numa faixa entre 10-15Nm (RODRIGUES; NAVES, 2023; KOSAKI et al., 2018; WANG et al., 2022). Além disso, escolheu-se o redutor cicloidal porque ele é ideal para exoesqueletos por sua alta resistência a choques, baixa folga mecânica, eficiência e longa vida útil. Ademais, ele distribui cargas de forma mais uniforme, garantindo precisão e durabilidade, superando redutores planetários e harmônicos em termos de robustez e compactação, características essenciais para exoesqueletos que exigem controle preciso e confiável em espaços reduzidos. Com isso, adaptou-se um modelo paramétrico para que atingisse a necessidade do projeto.

Dimensionou-se o redutor para que seja feita a transmissão de 1:21, ou seja apresenta um torque máximo de:

$$\tau' = 21 \cdot 0.98 \Rightarrow \boxed{\tau' = 20,58Nm} \quad (4.9)$$

Nesse sentido, ele supera o maior valor da faixa para o movimento sem carga de flexão do braço, que é de 15 Nm. Assim, em teoria, é possível estimar que, se o dispositivo experimental atuar com o motor na sua corrente de pico máxima, desprezando as perdas de energia elétrica para mecânica e considerando a haste do antebraço de 21 cm, o protótipo poderia levantar cerca de 9,72 kg no ponto mais distante do motor.

A velocidade angular máxima, ω' pode ser deduzida pela seguinte análise dimensional:

$$\omega' = \underbrace{24}_{\text{Tensão da bateria}} \cdot \underbrace{1}_{\text{rotação do motor}} \cdot \underbrace{\frac{340 \text{ rpm}}{1V}}_{\text{constante eletromotriz}} \cdot \underbrace{\frac{1 \text{ rotação do redutor}}{21 \text{ rotações do motor}}}_{\text{relação do redutor}} \cdot \underbrace{\frac{0.105 \text{ rad/s}}{1 \text{ rpm}}}_{\text{conversão de unidade}}$$

$$\boxed{\omega' \approx 40.8 \text{ rad/s}}$$

Em vista disso, 1 rotação do motor temos a velocidade máxima dada por ω' ela ultrapassa a velocidade do movimento humano, assim, o que precisará ser limitada através do *software*.

4.1.4 Bateria

A bateria Li-ion 18650 Sanyo 6S 2,2 Ah (Figura 8), com BMS de 15 A, fornece tensão nominal de 22,2 V e corrente suficiente para alimentar diretamente o motor via *moteus r4.11*, bem como o restante do circuito eletrônico, incluindo o microcontrolador.

Figura 8 – bateria.



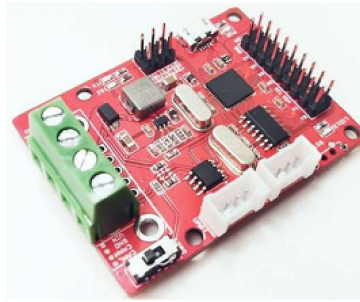
Fonte: (MERCADOLIVRE, 2025).

4.1.5 Microcontrolador

Como a placa *Moteus R4.11* realiza apenas comunicação do tipo CAN FD, foi necessário selecionar um microcontrolador compatível com esse protocolo. Para isso, optou-se pela *CANBed FD*, que é projetada especificamente para comunicação CAN FD e possui interface com o Arduino IDE, simplificando a programação.

O microcontrolador integrado na *CANBed FD* é o ATmega32U4 (8-bit AVR), com clock de 16 MHz, memória Flash de 32 KB, SRAM de 2,5 KB e EEPROM de 1 KB. Entre suas características, destaca-se o suporte ao protocolo CAN FD, a faixa de alimentação de 7 V a 28 V DC com regulador onboard de 5 V/1 A, 20 pinos digitais (GPIO) e 12 entradas analógicas (ADC de 10 bits).

As entradas analógicas são especialmente importantes para a conexão do sensor de EMG, permitindo a leitura do sinal amplificado. A resolução de 10 bits do ADC garante que variações do sinal muscular sejam captadas de forma suficiente para o acionamento do motor *brushless* do projeto. Dessa forma, as portas digitais e analógicas da *CANBed FD* possibilitam a integração completa do sistema, como mostrado na Figura 10.

Figura 9 – Microcontrolador *CANBed FD*.

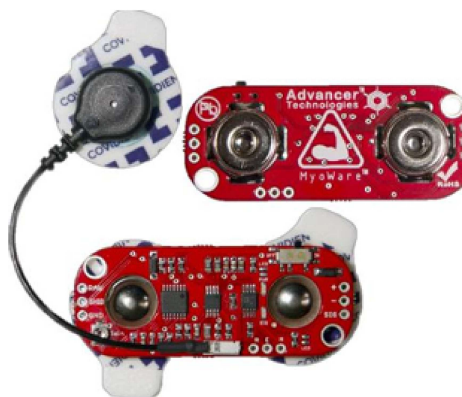
Fonte: (LABS, 2025).

4.1.6 Sensor de EMG

Esse sensor de EMG, projetado para detectar a atividade elétrica dos músculos, capta os sinais musculares por meio de eletrodos posicionados sobre a pele e os amplifica, permitindo que esses sinais sejam utilizados para controlar a ativação do motor *brushless* escolhido.

O *MyoWare* apresenta características técnicas que o tornam adequado para este propósito, incluindo tensão de operação de 2,9 V a 5,7 V DC, corrente típica de consumo de aproximadamente 9 mA, rejeição em modo comum de 110 dB, saída analógica para o sinal envoltório com faixa de 0 V até V_{cc} , saída adicional de sinal bruto (RAW EMG), ganho ajustável por potenciômetro integrado, amplificação diferencial embutida, impedância de entrada superior a 1 M Ω , conexão para três eletrodos de superfície e filtro passa-faixa com frequência de corte entre 20 Hz e 500 Hz (RAGUL et al., 2025; TECHNOLOGIES, 2025).

O sinal utilizado pelo dispositivo não será o EMG bruto, mas sim um sinal amplificado, retificado e integrado uma característica do *hardware* do *MyoWare* devido aos seus estágios internos. Essa forma de sinal condicionado simplifica o acionamento do motor e garante maior confiabilidade na resposta (TECHNOLOGIES, 2025).

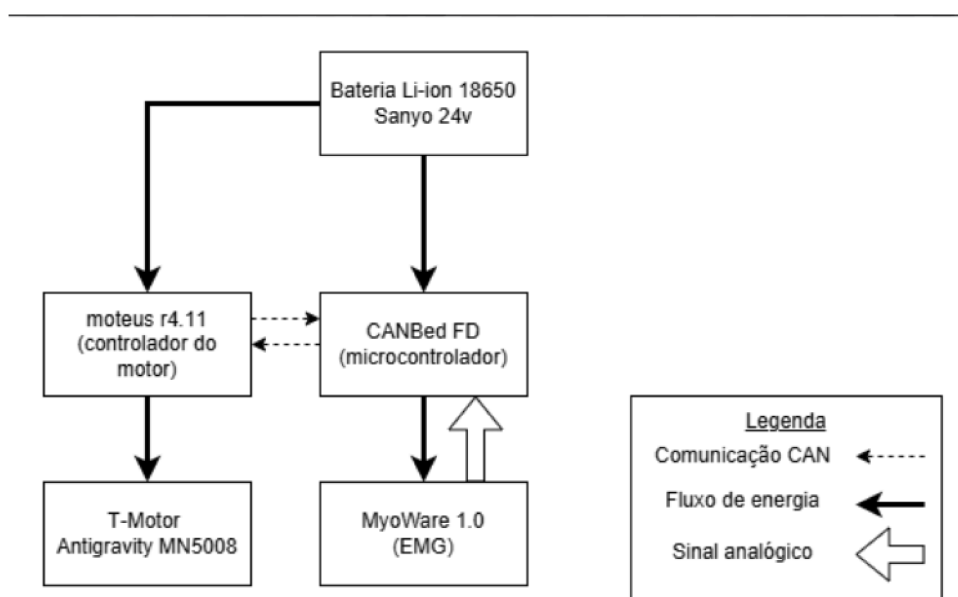
Figura 10 – *MyoWare* 1.0.

Fonte: (TECHNOLOGIES, 2025).

4.1.7 Fluxograma prévio do sistema

Com os componentes eletrônicos obtidos, foi possível realizar o diagrama do *hardware*, como representado pela Figura 11, nele a Bateria Li-Ion 18650 Sanyo 24V irá fornecer corrente elétrica tanto para o controlador do motor quanto para o microcontrolador e eles irão continuar fluxo, respectivamente, para o *T-Motor Antigravity MN5008* e para o *MyoWare 1.0*. Essas duas placas eletrônicas irão estar conectadas entre si por meio do protocolo CAN. Além disso, a EMG retornará o sinal analógico para a *CANBed FD* com o intuito do sinal biomédico ser pós-processado para o acionamento do motor.

Figura 11 – Diagrama do *hardware*.



Fonte: Autoria própria.

4.2 Análise de riscos

Realizou-se uma análise FMEA dos componentes que compõem o exoesqueleto, na qual cada elemento foi avaliado de forma isolada. Essa abordagem permitiu identificar possíveis modos de falha e riscos associados a cada parte do sistema, fornecendo uma visão detalhada que auxiliou durante a fase de montagem e na tomada de decisões sobre materiais e proteção de componentes, conforme apresentado no Anexo A.

Os maiores números de risco de prioridade identificados foram relacionados a superaquecimento, falha de carga da bateria e fragilidade da estrutura. Esses resultados evidenciam a necessidade de selecionar uma bateria com controle térmico adequado e proteção contra sobrecarga, além de escolher materiais suficientemente resistentes para evitar falhas estruturais que possam causar acidentes ou lesões ao usuário.

4.3 Protótipo

4.3.1 Levantamento de fatores humanos e usabilidade

Para o dimensionamento do exoesqueleto, consideraram-se fatores antropométricos humanos, como os comprimentos médios do braço e do antebraço, estimados em 34 cm e 26 cm, respectivamente, para adultos (STANDARDIZATION, 2017). No entanto, para a confecção das hastes, optou-se por valores ligeiramente menores, permitindo tamanhos reduzidos e compatíveis com peças produzidas em impressora 3D, além de possibilitar ajustes para diferentes usuários.

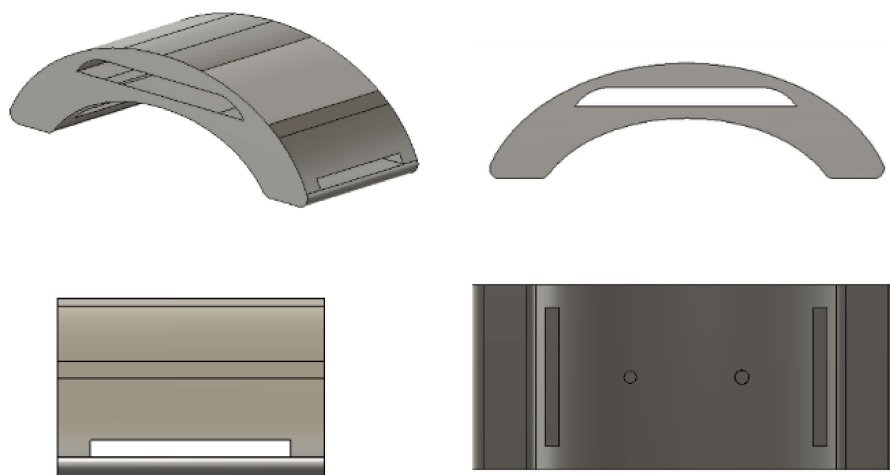
Em relação aos componentes eletrônicos, a seleção priorizou dispositivos leves, de modo a não sobrecarregar o braço do usuário durante o uso. O exoesqueleto também incorpora um botão *switch* posicionado na parte posterior, se o dispositivo experimental for utilizado para o braço esquerdo, que possibilita ligar ou desligar o sistema de forma rápida e segura, contribuindo para a usabilidade.

Para maximizar o conforto, todas as superfícies em contato com o braço do paciente são revestidas com espuma, reduzindo o atrito e melhorando a conformação do aparelho à anatomia do usuário. Além disso, a fixação é realizada por meio de fitas de velcro ajustáveis, permitindo adaptação à variação de espessura do braço e garantindo estabilidade sem comprometer a mobilidade.

4.3.2 Estrutura do protótipo e escolha dos materiais

Com base em medidas antropométricas, foram modeladas peças do exoesqueleto de forma a permitir ajustes conforme o tamanho do braço do usuário. Entre essas peças, destacam-se as representadas na Figura 12, que apresentam três módulos análogos com proporções diferentes, garantindo maior adaptabilidade. Todas as versões possuem vãos para a passagem das fitas de velcro e das hastes metálicas, garantindo fixação segura e possibilitando ajustes conforme a anatomia de cada usuário.

Figura 12 – Peça do antebraço proximal.



Fonte: Autoria própria.

Os arquivos desses modelos 3D em formato STL, estão disponibilizados em um repositório público no GitHub, permitindo que pesquisadores e desenvolvedores acessem, reproduzam e adaptem o dispositivo experimental conforme suas necessidades, sem fins comerciais (RODRIGUES, 2026a).

No meio da passagem dessas barras de alumínio, há dois furos para que o parafuso fixe entre a peça de polímero e o metal. Assim, com vários furos no metal, é possível ajustar o comprimento tanto do braço quanto do antebraço. A haste A difere da haste B devido à presença da conexão de chaveta com o redutor, enquanto a segunda haste não apresenta esse encaixe. Seguindo a orientação do técnico, foi realizado um furo passante na haste A; para facilitar a montagem, foi utilizada uma arruela para a fixação do parafuso M5.

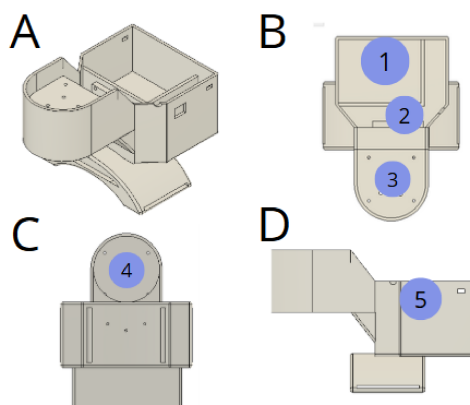
Figura 13 – (A) Haste do antebraço. (B) Haste do braço



Fonte: Autoria própria.

A peça que irá no bíceps distal, Figura 14, possui algumas diferenças, pois nela estarão todos os componentes eletrônicos. Na vista superior, é possível ver como a bateria, o microcontrolador e o controlador do motor foram posicionados, respectivamente, nas posições 1, 2 e 3. Na vista inferior, o motor será colocado na posição 4 e, por fim, o botão *switch* estará na posição 5. Como visto anteriormente, também há espaço para que passe a fita de velcro e furos para o ajuste de comprimento nas hastes.

Figura 14 – (A) Peça do bíceps distal. (B) Vista superior. (C) Vista inferior. (D) Vista lateral.



Fonte: Autoria própria.

Para o redutor cicloidal, foi elaborado um disco de saída que se encaixasse na haste, com o formato equivalente ao da Haste A. Além disso, os parâmetros dele foram alterados, como ilustrado pela Figura 15, dando destaque para a relação de 1:21 necessária para ter o torque suficiente no momento de levantar o braço.

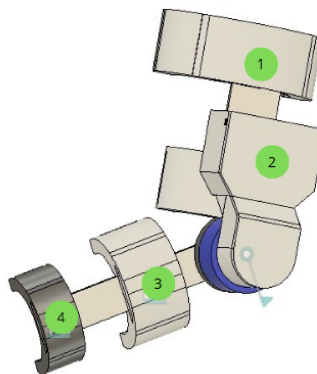
Figura 15 – Parâmetros redutor cicloidal.

Parâmetro	Nome	Unidade	Expressão	Valor	Comentários
★ Favoritos					
★ User Parameter	fixedpin_diam	mm	3 mm	3.00	INPUT
★ User Parameter	gear_ratio		21	21	INPUT
★ User Parameter	diam_multiplier		0.70	0.7	INPUT
★ User Parameter	thickness	mm	5 mm	5.00	INPUT
★ User Parameter	eccentricity	mm	15 mm	1.50	INPUT
★ User Parameter	eccentric_bearing...	mm	10 mm	10.00	INPUT
★ User Parameter	outputpin_diam	mm	5 mm	5.00	INPUT
★ User Parameter	pitch_roller_diam	mm	30 mm	30.00	INPUT
★ User Parameter	num_rollers		5	5	INPUT
✎ Parâmetros do usuário					
★ User Parameter	fixedpin_diam	mm	3 mm	3.00	INPUT
★ User Parameter	gear_ratio		21	21	INPUT
★ User Parameter	✘ diam_multiplier		0.70	0.7	INPUT
☆ User Parameter	cycloid_diam	mm	$\text{fixedpin_diam} * \text{gear_ratio} * \text{diam_multiplier}$	44.10	OUTPUT
★ User Parameter	thickness	mm	5 mm	5.00	INPUT
★ User Parameter	eccentricity	mm	15 mm	1.50	INPUT
★ User Parameter	eccentric_bearing...	mm	10 mm	10.00	INPUT
☆ User Parameter	outputpin_hole_di...	mm	$\text{outputpin_diam} + (2 * \text{eccentricity})$	8.00	OUTPUT
★ User Parameter	outputpin_diam	mm	5 mm	5.00	INPUT
★ User Parameter	pitch_roller_diam	mm	30 mm	30.00	INPUT
★ User Parameter	num_rollers		5	5	INPUT
☆ User Parameter	drawing_diam	mm	$\text{eccentricity} * 2$	3.00	
☆ User Parameter	max_eccentricity	mm	$\text{cycloid_diam} / (2 * \text{gear_ratio})$	1.05	
> ☐ Parâmetros do modelo					

Fonte: Autoria própria.

Com as peças descritas, espera-se que a montagem final do protótipo fique semelhante a Figura 16, na qual as partes 1,3 e 4 são semelhantes a primeira descrita nessa seção; a 2 é a peça do bíceps com a tampa e o redutor cicloidal está em azul.

Figura 16 – Exoesqueleto montado.



Fonte: (RODRIGUES; NAVES, 2025).

As peças 1,2,3 e 4 da Figura 16 serão feitas em polímeros principalmente por aqueles que são comuns para manufatura aditiva como PLA e PETG, porém esses materiais apresentam pequenas diferenças na hora da fabricação, tornando-se assim a necessidade de ver as diferenças a partir de uma análise estática.

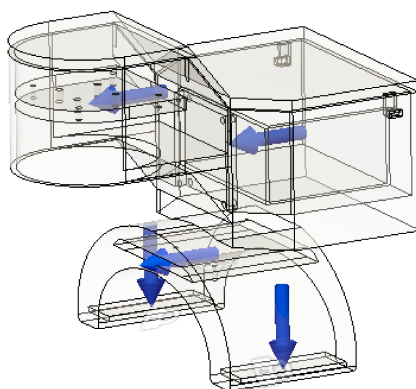
Já o redutor cicloidal será fabricado em *Tritan* para ser semelhante à peças metálicas. Para as hastes, foi escolhido o alumínio 6061-T6, pois ele apresenta alta relação

resistência peso, boa resistência mecânica, resistência à corrosão e facilidade de usinagem e fabricação (INTERNATIONAL, 2021).

4.3.3 Análise de Elementos Finitos nas peças

Na peça distal do bíceps, como a Figura 17, as forças relacionadas com os pesos da bateria e do motor são aplicadas na mesma direção na parte superior com magnitudes de 3N e 2N, respectivamente, para que seja realizada a AEF. Já o peso da barra metálica, 10N, ao centro da base, e as trações do velcro, 1N, foram colocados na parte inferior dessa peça para uma análise completa.

Figura 17 – Simulação com a peça do Bíceps distal.



Fonte: (RODRIGUES; NAVES, 2025).

As simulações foram realizadas tanto para peças em PLA quanto em PETG, na qual avaliou-se: fator de segurança mínimo, tensão máxima, deslocamento máximo, deformação e força de reação. Com esses dados foi elaborada a Tabela 1, que nota-se valores próximos para essas análises estáticas (RODRIGUES; NAVES, 2025).

Ao fazer essa comparação, o PETG se destaca por ser mais resistente e flexível, o que permite suportar cargas superior e se deformar mais sob pressão. Porém, por outra perspectiva, o PLA é mais rígido e tende a ser indeformável, o que pode ser preferível em situações em que a rigidez estrutural é mais importante 2025.

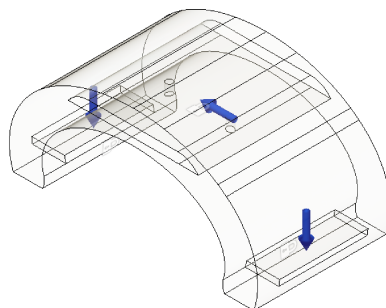
Tabela 1 – Resultados da AEF para a peça do bíceps distal (RODRIGUES; NAVES, 2025)

Material	Fator de Segurança	Tensão Máxima (MPa)	Deslocamento (mm)	Deformação	Força de Reação (N)
PLA	6,312	7,842	0,006	0,003	0,110
PETG	6,861	8,016	0,009	0,005	0,117

Na Figura 18, na peça proximal do antebraço, manteve-se o valor das trações dos velcros e no do peso da haste metálica. Além disso, como feito anteriormente, colocou-se a

restrição onde a peça entra em contato com o braço humano.

Figura 18 – Simulação com a peça do Antebraço proximal.



Fonte: (RODRIGUES; NAVES, 2025).

Ambas as peças possuem a mesma conclusão, pois os valores se apresentaram proporção semelhante, como notado na Tabela 2. Com isso, o fator que prevaleceu para definir o material escolhido foi a menor densidade para a confecção da peça. Assim, o PLA leva vantagem sobre o PETG, uma vez que o primeiro polímero tem uma densidade de $1,24 \text{ g/cm}^3$ e o segundo $1,27 \text{ g/cm}^3$, tornando essas partes mais pesadas (RODRIGUES; NAVES, 2025).

Tabela 2 – Resultados da AEF para a peça proximal do antebraço (RODRIGUES; NAVES, 2025)

Material	Fator de Segurança	Tensão Máx. (MPa)	Desloc. (mm)	Deformação	Força de Reação (N)
PLA	15	0,014	1,16E-04	7,45E-06	0,508
PETG	15	0,014	1,85E-04	1,16E-05	0,482

Duas forças, além disso, representadas pela Figura 19 foram simuladas para a análise estática da haste do antebraço. A da esquerda corresponde ao máximo de peso que o usuário poderá suportar (20 N) e a da direita são os pesos dos componentes eletrônicos mais a peça do bíceps distal (10 N). Restringiu-se, também, a face virada para o membro e colocado o alumínio 6061-T6 como material.

Figura 19 – Simulação com a haste do antebraço.



Fonte: (RODRIGUES; NAVES, 2025).

Ao analisar a Tabela 3, que traz informações sobre a AEF, podemos perceber que a peça tem dimensões um pouco maiores do que o necessário. Ela apresenta deformações pequenas e não apresentará falhas nessas condições.

Tabela 3 – Resultados da AEF para a haste do antebraço

Fator de Segurança	Tensão Máx. (MPa)	Desloc. Máx. (mm)	Deform. Máx.	Força Reação (N)
15	0,176	1,16E-05	4,30E-06	0,753

Para a simulação da haste do braço, Figura 20, a face posterior foi restringida, pois ela ficará apoiada às peças de impressão, já na face anterior colocou-se a força peso da caixa de eletrônicos de 20 N como feito na haste anterior.



Figura 20 – Simulação com a haste do antebraço.

Fonte: (RODRIGUES; NAVES, 2025)

A AEF para a haste do braço também teve bons resultados, Tabela 4, que indicam também que está superdimensionado e pode ser remodelada para ter menos peso, que o material não irá se romper.

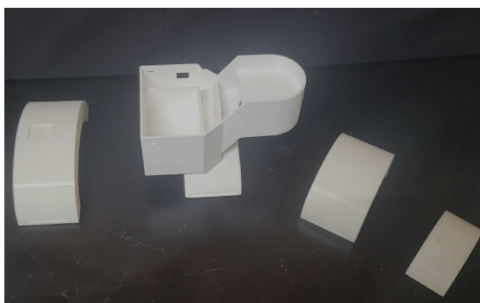
Tabela 4 – Resultados da AEF para a haste do braço

Fator de Segurança	Tensão Máx. (MPa)	Desloc. Máx. (mm)	Deform. Máx.	Força Reação (N)
15	0,009	7,423e-07	2,382e-07	0,056

4.3.4 Impressão 3D do material e usinagem das hastes

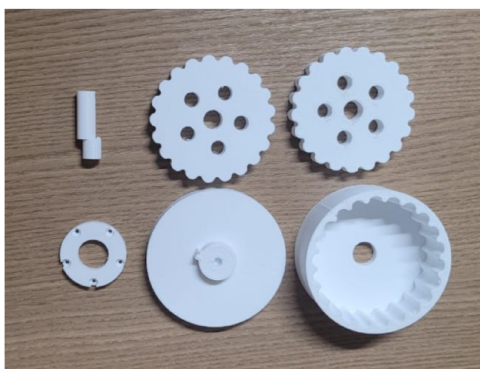
As peças impressas em PLA, da Figura 21, não apresentaram delaminação ou *warping*, problemas que foram discutidos no FMEA no Anexo A; isso garante que os outros problemas sejam menos prováveis de acontecerem, uma vez que foram testados em AEF, além da verificação das dimensões e da tolerância de cada uma delas.

Figura 21 – Peças de fixação no braço impressas em PLA.



Fonte: (RODRIGUES; NAVES, 2025).

O redutor feito em *Tritan*, conjunto de peças da Figura 22, não apresentou quaisquer alterações por delaminação ou empenamento. As peças demonstraram um bom encaixe entre si e executam o movimento conforme o esperado. Algumas medidas são mais complexas de serem aferidas com um paquímetro, devido às geometrias dos discos cicloidais (os dois discos na parte superior da imagem) e da placa de anel fixa (peça no canto inferior esquerdo).

Figura 22 – Peças do redutor cicloidal impressas em *Tritan*.

Fonte: (RODRIGUES; NAVES, 2025).

4.3.5 Exibição do controle do motor

O motor e o controlador *moteus r4.11* foram montados na peça do bíceps distal conforme o esperado e, com isso, foi possível calibrá-los, demonstrado no link da seguinte referência: (RODRIGUES, 2026b).

Após isso, verificou-se o controle de posição do motor, dado pelo seguinte vídeo: (RODRIGUES, 2026c). Nele é possível identificar o comando: ‘d pos 3.0 0 0.3 v3.0 e a2.0’, que correspondem, respectivamente, ao diagnóstico, ao modo de posição, à posição em número de voltas, à parada do motor ao chegar no ponto desejado, ao máximo de torque, à velocidade do motor e, por fim, à aceleração.

Com o intuito de limitar o motor aos ângulos máximos de flexão e extensão do cotovelo, calcularam-se os limiares. Considerando que o cotovelo humano tem um movimento típico de aproximadamente 0° a 140° , convertendo os graus em voltas, temos a seguinte equação, na qual Fv e $teta$ correspondem, respectivamente, à fração de volta e ao ângulo em graus.

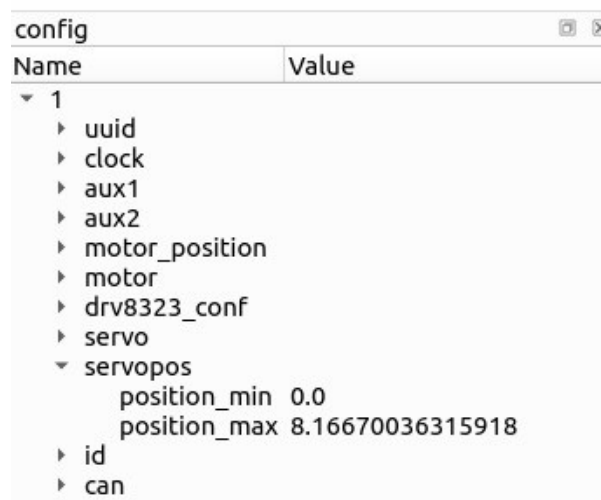
$$Fv = \frac{\theta}{360} \quad (4.10)$$

Portanto, para $\theta = 140^\circ$, $Fv = 0.3889$ voltas. Porém, o movimento completo se dá por conta da relação de redução de 1:21, ou seja, o motor precisa girar 21 vezes mais que o eixo de saída. Assim, o limite do motor será dado por:

$$\text{Limite do motor} = \text{Fração de voltas} \times 21 \quad (4.11)$$

Logo, para 140° : $0,3889 \times 21 = 8,1667$ voltas. Portanto, definiram-se os limites mínimos e máximos, respectivamente a 0 e 8,1667. Dessa forma, colocaram-se esses valores de posição mínima e máxima no *moteus r4.11* como indicado pela Figura 23.

Figura 23 – Parâmetros do controlador do motor.



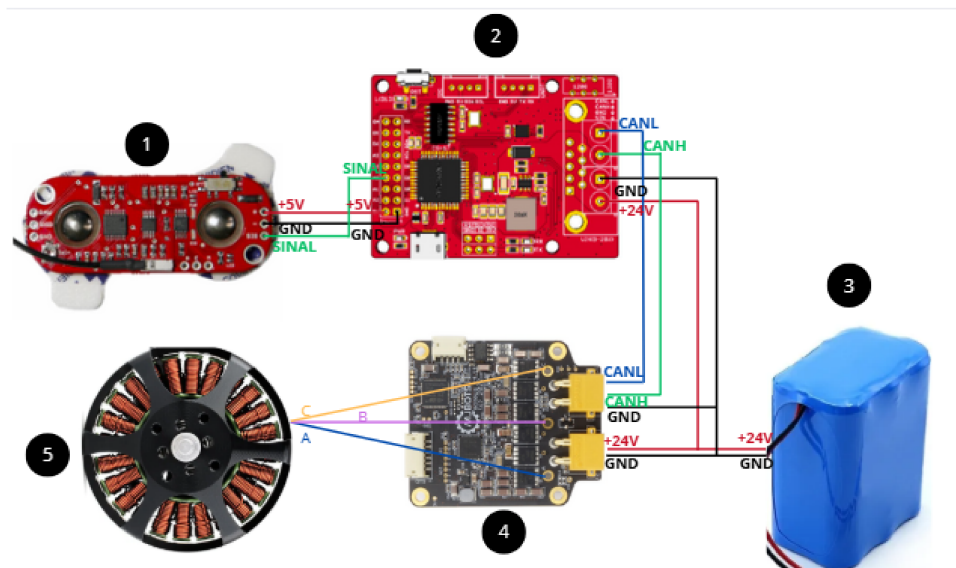
Name	Value
1	
▶ uuid	
▶ clock	
▶ aux1	
▶ aux2	
▶ motor_position	
▶ motor	
▶ drv8323_conf	
▶ servo	
▼ servopos	
position_min	0.0
position_max	8.16670036315918
▶ id	
▶ can	

Fonte: Autoria própria.

4.3.6 Esquemático eletrônico visual

O esquemático eletrônico visual representado pela Figura 24, mostra a conexão completa entre os componentes. Em que de 1 a 5 são, respectivamente, os dispositivos: *MyoWare 1.0*, *CANBed FD*, Bateria *Li-ion 18650 Sanyo 24V*, *Moteus r4.11* e *MN5008 Antigravity Type 6-12S UAV Motor KV340*.

Figura 24 – Esquemático eletrônico visual.



Fonte: Autoria própria.

Na ilustração, a alimentação é feita de +24V pela bateria, ligada diretamente na placa de controle do motor e no microcontrolador, no qual o GND é comum também para as conexões do protocolo CAN. Já o eletromiográfico é ligado a uma porta analógica da *CANBed FD*, pela linha SINAL, e alimentado com +5V e aterrado por outros dois pinos. Por sua vez, as três fases do motor são conectadas ao *moteus r4.11*.

4.3.7 Algoritmo

Os parâmetros são configurados conforme os valores encontrados na teoria, ajustados somente quando o resultado foi diferente durante o experimento. Assim, os dados empíricos resultam em medidas de segurança.

O algoritmo completo está no Anexo B, mas o fluxograma da Figura 25 para simplificar a visualização. No geral, o código consiste em uma máquina de estados para controlar quais movimentos devem ser feitos e como o *software* deve atuar.

STATE_HOLDING_MIN, responsável por manter o motor na posição mínima até que seja detectada atividade muscular.

Antes de entrar na máquina de estados, ele recebe a leitura do *MyoWare 1.0*, utilizando um filtro de mediana para que elimine os picos indesejáveis encontradas na envoltória do eletromiógrafo; essa solução foi tomada ao analisar essa placa isoladamente. Algo inesperado, pois, nas observações iniciais, não parecia ter a necessidade.

Em seguida, calcula-se a derivada do sinal, para saber qual deve ser a aceleração adotada, com ganho que ele receberá do redutor. Dessa forma, a ativação muscular é diretamente proporcional à aceleração do motor.

Assim, existem outros três estados para a atividade do motor: STATE_MOVING_TO_MIN, para mover o motor até o mínimo na ausência de contração muscular; STATE_MOVING_TO_MAX, para que o motor alcance a posição máxima; e, por fim, STATE_HOLDING_MAX, para manter o motor nessa posição até a detecção de relaxamento.

Durante esses estados, é salva a última posição do motor na memória EEPROM, que é não volátil, a cada 2s. Exceto quando ele está no STATE_HOMING, para não dar conflito no reposicionamento. Por fim, a frequência do loop é configurada em 0.005s para buscar ao máximo o controle em tempo real.

4.3.8 Demonstração do circuito eletrônico completo sem o sistema mecânico

Além disso, os principais resultados do projeto estão dispostos no vídeo referenciado (RODRIGUES, 2026d). Nesse sentido, a exibição do circuito eletrônico completo apresenta um *blur* do ambiente para amenizar informações desnecessárias. Contudo, a validação foi realizada sem que o sistema estivesse conectado ao sistema mecânico. Nesse sentido, esse trecho demonstrou que o motor era acionado quando houvesse a identificação do sinal muscular, tanto movendo para um lado quando era feita a flexão do braço quanto no sentido contrário para a extensão do cotovelo.

4.3.9 Exibição do travamento do redutor

Verificou-se que a saída do redutor não se movimenta quando submetida a uma força externa. Essa constatação indica que forças provenientes do braço do usuário, seja pelo próprio peso ou pela intenção de movimento, exercem influência mínima sobre o comportamento do dispositivo, contribuindo para maior estabilidade e previsibilidade do sistema.

No entanto, observa-se na gravação um pequeno deslocamento da haste do exoesqueleto. Esse efeito é atribuído à folga existente entre as engrenagens e o anel de redução

do redutor cicloidal, uma característica inerente ao processo de fabricação adotado, que pode impactar a precisão do posicionamento.

4.3.10 Vestimento do protótipo

Ele deve ser colocado com a ajuda de outra pessoa e deve-se atentar à alguns pontos:

1. identificar o comprimento necessário para se colocar no braço do usuário, assim, ajustando os parafusos em cada uma das hastes, seja ela a peça do antebraço distal ou do braço proximal;
2. Para a configuração com eletromiografia, recomenda-se raspar, com aparelho de barbear, as regiões onde serão posicionados os eletrodos. Em seguida, realizar a limpeza da pele com álcool e, se disponível, aplicar gel condutivo para reduzir a impedância de contato. Posteriormente, posicionar o MyoWare, já com os eletrodos acoplados, conforme as orientações do fabricante, sobre o ventre do músculo bíceps braquial, mantendo o conector de alimentação orientado em direção ao antebraço proximal.
3. O eixo do redutor deve estar fixo com o eixo do motor; caso não esteja, será necessário desparafusar todo o redutor da peça do bíceps distal, encaixar os dois eixos e apertar o parafuso sem cabeça entre os eixos. Em seguida, ajuste o alinhamento do redutor e da peça do bíceps distal, aperte os parafusos Philips e o sem cabeça que conecta as duas peças.
4. O eixo do cotovelo tem que ser concêntrico ao eixo do redutor; dessa forma, posicione o exoesqueleto na lateral do braço da pessoa e o eixo do redutor alinhado com o centro do cotovelo na lateral dele;
5. O velcro da peça do antebraço distal deve ser colado firme, e a saída do redutor deve se apresentar alinhada com o corpo do redutor;
6. o velcro da peça do antebraço proximal deve ser colado firme;
7. o velcro da peça do braço distal deve ser colado firme;
8. o velcro da peça do braço proximal deve ser colado firme;
9. conectar o cabo no *MyoWare*.

Segue como demonstração a Figura 26, note que o *MyoWare* está deslocado, porém ele deveria estar entre os velcros do braço e mais ao centro do bíceps.

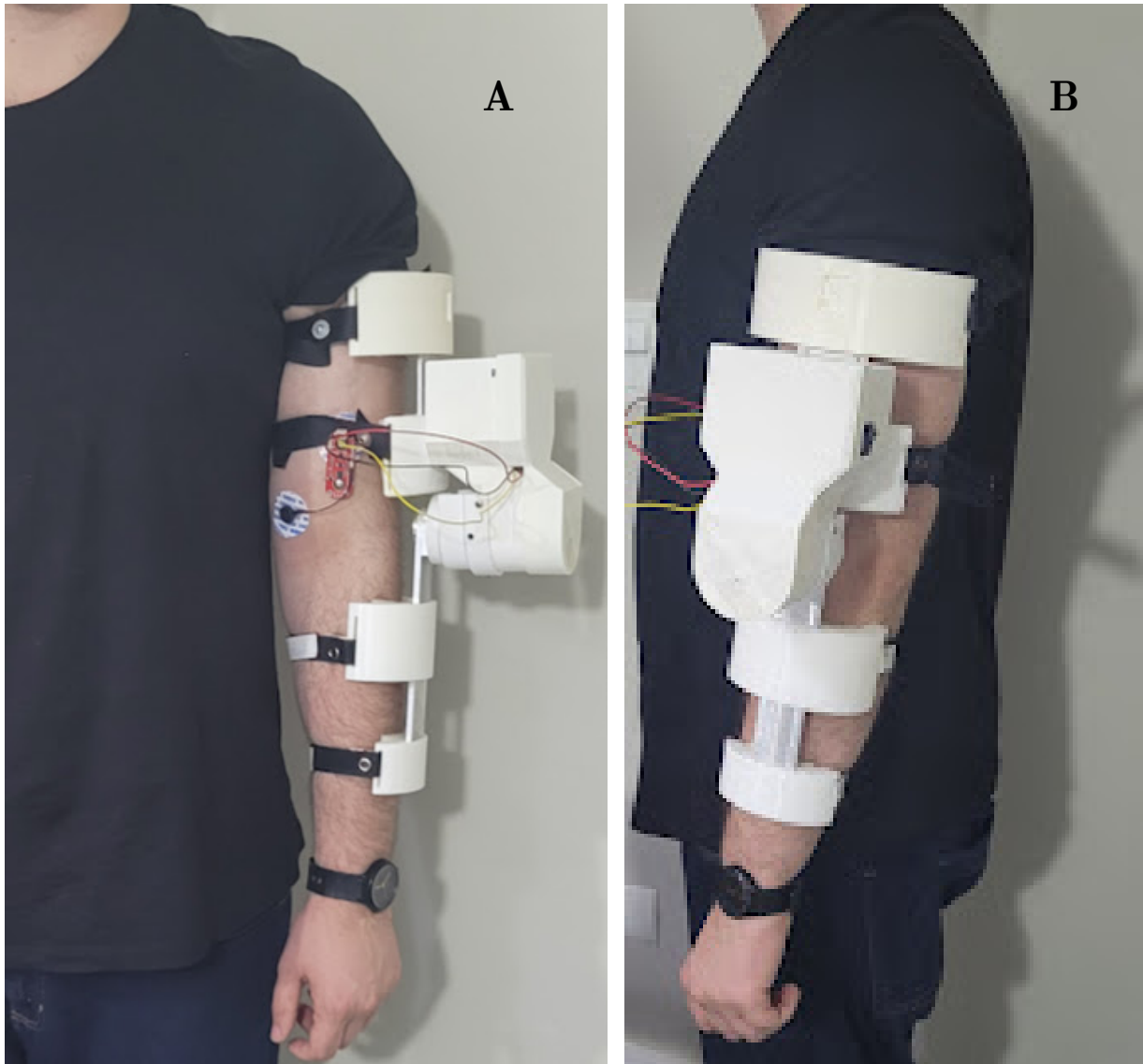


Figura 26 – Vista frontal (A) da vestimenta e vista lateral (B).

4.3.11 Procedimento do protótipo completo controlado pelo computador

Identificou-se que a saída do redutor não possui um encaixe adequado ao corpo da própria parte, o que pode causar desalinhamento do eixo caso não seja posicionada corretamente. Durante os testes, foram necessárias diversas tentativas até que o movimento desejado fosse alcançado, embora a causa exata do problema não tenha sido identificada.

Observou-se que o controlador desligava o motor, sugerindo que o desalinhamento do eixo do motor em relação ao redutor fosse a causa, já que a bateria estava completamente carregada.

No vídeo, observa-se o braço se deslocando por meio de dois comandos: `d pos 4.5 0 0.89 v10.0 e a8.0` e `d pos 0.0 0 0.89 v10.0 e a8.0`. Os parâmetros estão

expressos em unidades do Sistema Internacional, sendo ajustados pelo ganho do redutor de 1:21, o qual permite a realização do movimento. Entretanto, o exoesqueleto não alcança a flexão total, o que é intencional, já que a posição do motor foi limitada a 4,5 voltas para evitar danos ao dispositivo.

Dessa forma, a análise é qualitativa, pois não foi possível dimensionar o torque gerado pelo dispositivo. Apesar disso, observou-se que o sistema era capaz de levantar o braço de um adulto sem auxílio, uma vez que o redutor limita o movimento a partir do eixo de saída, garantindo segurança e controle durante a operação.

4.3.12 Demonstração do protótipo controlado pela eletromiografia

Inicialmente, o exoesqueleto foi testado sem ser vestido pelo usuário, com o objetivo de verificar se a atividade muscular seria capaz de provocar a flexão do protótipo e, na ausência dessa atividade, permitir o relaxamento. Conforme observado nas gravações, o dispositivo cumpriu essa função. Entretanto, não foi possível acompanhar com precisão o LED do *MyoWare* acendendo em resposta à atividade muscular e, em alguns momentos, o dispositivo vestível apresentou atraso no movimento de relaxamento.

Na etapa seguinte, o exoesqueleto foi utilizado como conjunto completo, vestindo-o no usuário. Durante esses testes, o motor desligou algumas vezes, levantando a hipótese de desalinhamento entre o eixo do redutor e o eixo do motor. Em uma das tentativas, o dispositivo conseguiu realizar o movimento de flexão, porém apresentou lentidão na extensão, possivelmente devido ao ajuste inadequado do ganho no eletromiógrafo. Foram realizadas tentativas de restaurar o ganho para o valor desejado, sem observar diferenças significativas, tanto para aumento quanto para redução. Ainda assim, neste trecho do vídeo, é possível identificar o LED do *MyoWare* acendendo e apagando, indicando que o sistema interpreta a presença e a ausência da atividade muscular, uma vez que ele fica indeciso em relação aos próximos movimentos.

4.3.13 Discussões

O protótipo não se configura como uma versão final para comercialização, nem está pronto para aplicação direta em pacientes, pois ainda carece de estratégias de segurança aprimoradas. Adequações fundamentais são necessárias antes de qualquer uso clínico. Alguns detalhes dessas considerações são apresentados nos tópicos seguintes.

4.3.13.1 Análise de riscos

Para projetos futuros, recomenda-se a realização de uma análise de riscos, considerando o conjunto completo do exoesqueleto, com foco especial nos perigos potenciais para o paciente. Essa avaliação integrada permitirá identificar interações entre componentes e

modos de falha que só se manifestam no sistema montado, garantindo maior segurança e confiabilidade do dispositivo. Reforçando que o protótipo poderia apresentar estratégias mecânicas para o travamento do motor, caso o movimento fosse indesejado.

4.3.13.2 Considerações estruturais

Quanto a estrutura, como visto anteriormente, algumas peças estão superdimensionadas e podem ser reduzidas ainda mais, o peso do conjunto completo varia entre 1,0 - 1,5 kg, necessitando de dado quantitativos em uma balança.

As peças do bíceps proximal e antebraço distal, possuem um encaixe para o sensor inercial MPU-6050, assim, dependendo da aplicação eles podem ser utilizados com a finalidade de obter dados ou até mesmo controle de alguma adaptação análoga.

Além disso, não foi realizada a confecção do eixo do redutor em *Tritan* para a última versão estrutural, mas sim em aço 1020 para garantir o funcionamento e acelerar o andamento do projeto; entretanto, esse material pode sofrer rápida oxidação, visando uma breve substituição.

4.3.13.3 Observações financeiras

O exoesqueleto EduExo Pro 2.0 é comercializado para fins educativos, possuindo 2 graus de liberdade (GL) e custo aproximado de US\$2.395,00 (STORE, 2026). Embora o dispositivo vestível desenvolvido neste trabalho apresente estrutura semelhante, ele se diferencia por precisar fazer as peças em impressão 3D e usar as hastes, dessa forma o pesquisador elabora melhor senso crítico para a produção de um exoesqueleto.

Além disso, o sistema implementa um protocolo de comunicação de alta velocidade (CAN FD), o que possibilita a integração de múltiplos motores com eficiência, permitindo futuras ampliações para articulações do punho, ombro e movimentos de pronação e supinação do antebraço. Ressalta-se que essas funcionalidades representam o potencial do protótipo, sendo sua implementação completa sujeita a testes futuros.

Os preços dos componentes foram levantados no primeiro trimestre de 2026, considerando a cotação de US\$1 = R\$6,00, servindo como parâmetro para análise de custo desse dispositivo assistencial. Esses valores podem variar conforme o mercado e foram obtidos diretamente de fornecedores ou plataformas de comércio eletrônico, conforme referências apresentadas na Tabela 5.

Alguns materiais consumíveis e de fixação, como cabos elétricos de 1,5 mm², *jumpers*, rebites de pressão, parafusos e barras de alumínio, não foram incluídos no orçamento detalhado, sendo considerados de baixo custo relativo. Além disso, não foi encontrado o Myoware 1.0 original disponível para venda, então o preço dele não foi considerado.

Item	Preço (R\$)	Referências
CANBed FD - Arduino Compatible CAN FD Dev Kit	143.40	(ELECROW, 2026)
Bateria Li-ion 24V 2200mAh c/ BMS	115.43	(MERCADOLIVRE, 2025)
Moteus r4.11 controller	564.00	(MJBOTS, 2025a)
Motor MN5008 Antigravity KV340	539.94	(T-MOTOR, 2025)
Filamento Tritan HT Branco White Milk 1,75mm	174.90	(3D Fila, 2026b)
Filamento PLA Matte Branco	108.97	(3D Fila, 2026a)
Eletrodos para Myoware 1.0	38.60	(KIWIELETRONICS, 2026)
Total Estimado Final	1685.24	

Tabela 5 – Orçamento de componentes com preços coletados de fornecedores, sem considerar frete e taxas de importação.

4.3.13.4 Otimização do protótipo

O protótipo apresenta algumas fontes de ruído. Uma delas está associada ao controle do motor, não completamente suprimido pela *Moteus r4.11*. Outra ocorre durante o funcionamento mecânico, devido à folga entre as engrenagens e o corpo do redutor, deixada para viabilizar o encaixe dos componentes. Diante disso, outras abordagens de prototipagem do redutor cicloidal podem ser consideradas como melhorias.

A segurança do dispositivo experimental poderia ser melhor trabalhada, uma vez que há apenas configurações em *software* para os limites de posição e não um mecanismo que trave completamente, caso o motor gire além do esperado.

Uma alternativa interessante em relação aos eletrodos seria integrá-los à própria estrutura do dispositivo, evitando a exposição da placa eletrônica e proporcionando maior proteção ao sistema.

Outro aspecto a ser aprimorado são as indecisões do sistema experimental na execução do movimento de extensão do braço, encontradas etapa de "Demonstração do protótipo controlado pela eletromiografia". A utilização de um sensor de EMG adicional no tríceps permitiria a comparação direta com a atividade do bíceps, tornando o controle do movimento mais preciso e fluido.

Por fim, o microcontrolador poderia ser substituído ou complementado por uma solução com maior capacidade de processamento, permitindo a implementação de algoritmos de inteligência artificial com o objetivo de aprimorar o controle do sistema.

5 Conclusão

5.1 Análise dos objetivos

Os resultados obtidos indicam que o objetivo geral do trabalho foi alcançado, uma vez que foi desenvolvido um protótipo vestível com um grau de liberdade capaz de realizar os movimentos de flexão e extensão do braço a partir da captação de sinais mioelétricos de superfície. Dessa forma, demonstrou-se a viabilidade do controle do movimento do membro superior por meio de sinais musculares, conforme proposto inicialmente.

Em relação aos objetivos específicos, o *hardware* desenvolvido mostrou-se funcional, permitindo a aquisição e processamento dos sinais mioelétricos. O *software* implementado foi capaz de interpretar esses sinais e convertê-los em comandos para o acionamento do atuador. Além disso, as etapas de modelagem, simulação e fabricação das peças foram concluídas com sucesso, resultando em um conjunto mecânico integrado e operacional.

A montagem do sistema evidenciou a integração entre as partes mecânicas e eletrônicas. Entretanto, mostrou-se ineficiente para a obtenção de resultados, uma vez que era necessário encontrar a posição correta do braço para o protótipo funcionar adequadamente. Ainda que algumas limitações tenham sido identificadas, especialmente relacionadas à precisão do controle e à presença de ruídos. Os resultados obtidos foram predominantemente qualitativos, apresentando, em alguns momentos, comportamento consistente com o esperado a partir da fundamentação teórica.

Adicionalmente, o protótipo, quando aprimorado em aspectos de segurança e otimização, demonstra potencial de aplicação em contextos de reabilitação e tecnologias assistivas. Para isso, são necessárias melhorias relacionadas à aquisição de sinais, ao controle do atuador e ao refinamento mecânico do dispositivo.

5.2 Contribuições para a área

As principais contribuições deste trabalho estão relacionadas ao desenvolvimento de um sistema para controle mioelétrico aplicado a exoesqueletos. Destaca-se o uso de impressão 3D na fabricação de componentes mecânicos complexos, especialmente no redutor cicloidial, que inicialmente seria produzido integralmente em alumínio.

Essa abordagem possibilitou a redução de custos e maior flexibilidade no desenvolvimento do protótipo, evidenciando que tecnologias assistivas podem ser desenvolvidas de forma mais acessível. Além disso, a integração entre a aquisição de sinais mioelétricos e

o acionamento mecânico contribui como base para futuros estudos na área de interfaces homem-máquina e reabilitação robótica.

5.3 Limitações e Sugestões

Uma das principais limitações do projeto foi a disponibilidade de componentes eletrônicos, muitos dos quais dependem de importação. Isso resultou em atrasos, custos adicionais e dificuldades logísticas no desenvolvimento do protótipo. Nesse sentido, a investigação de componentes nacionais pode ser mais aprofundada.

Como sugestão de melhoria, destaca-se a necessidade de reavaliação do projeto do redutor cicloidal, com o objetivo de reduzir folgas e aumentar a precisão do sistema. Alternativamente, pode-se investigar o uso de acoplamentos magnéticos como solução para a transmissão de torque.

No que se refere à aquisição de sinais, recomenda-se a utilização de sistemas de eletromiografia com maior sensibilidade, capazes de captar sinais musculares de menor intensidade, garantindo melhor detecção da intenção de movimento. Além disso, a integração dos eletrodos à estrutura do dispositivo pode contribuir para maior estabilidade na aquisição e proteção dos componentes eletrônicos.

No que se refere aos resultados quantitativos, recomenda-se a realização de análises voltadas à extração das características técnicas do protótipo, considerando variáveis como exatidão do peso, torque, velocidade, aceleração e potência.

Por fim, ajustes no projeto mecânico, especialmente na peça do bíceps distal e sua tampa, são necessários para acomodar adequadamente os componentes eletrônicos, como a *CANBed FD*, bem como para permitir melhor acesso ao sistema de alimentação, incluindo a implementação de um conector para recarga da bateria.

Referências Bibliográficas

3D Fila. *Filamento PLA Matte Branco*. 2026. Preço à vista R\$100,90 (sem frete); filamento PLA com acabamento fosco de 1 kg, diâmetro 1,75 mm, fabricado em Belo Horizonte, MG. Disponível em: <<https://3dfila.com.br/produto/filamento-pla-matte-branco/>>. Citado na página 52.

3D Fila. *Filamento Tritan HT Branco White Milk 1 kg*. 2026. Filamento Tritan HT Branco White Milk para impressão 3D, material copoliéster de alta resistência térmica e mecânica, 1,75 mm. Preço consultado em março de 2026. Disponível em: <https://3dfila.com.br/produto/filamento-tritan-ht-branco/?attribute_pa_quantidade=1kg>. Citado na página 52.

Allami Sanjani, M.; TAHAMI, E.; VEISI, G. A review of surface electromyography applications for the jaw muscles characterization in rehabilitation and disorders diagnosis. *Medicine in Novel Technology and Devices*, v. 20, p. 100261, 2023. ISSN 2590-0935. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2590093523000565>>. Citado na página 17.

ARDUINO. *Arduino IDE*. 2025. Ambiente de desenvolvimento integrado para placas Arduino. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/software>>. Citado na página 25.

ATHANI, V. *Stepper motors: fundamentals, applications and design*. [S.l.]: New Age International, 1997. Citado na página 19.

AUTODESK. *Fusion 360*. 2025. Software de modelagem 3D e CAD. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://www.autodesk.com/products/fusion-360>>. Citado na página 25.

AUTSOU, S. et al. Principles and methods of servomotor control: Comparative analysis and applications. *Applied Sciences*, MDPI, v. 14, n. 6, p. 2579, 2024. Citado na página 18.

BARKHAUS, P. E. et al. Revisiting the compound muscle action potential (cmap). *Clinical Neurophysiology Practice*, v. 9, p. 176–200, 2024. ISSN 2467-981X. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2467981X24000167>>. Citado na página 17.

BENGLER, K.; HARBAUER, C. M.; FLEISCHER, M. Exoskeletons: A challenge for development. *Wearable Technologies*, v. 4, p. e1, 2023. Citado na página 14.

BLAGOJEVIĆ, M. et al. Analysis of cycloid drive dynamic behavior. *Scientific Technical Review*, v. 59, n. 1, p. 52–56, 2009. Citado na página 20.

CHEN, C.-T. et al. Dynamic modeling and motion control of a cable-driven robotic exoskeleton with pneumatic artificial muscle actuators. *IEEE Access*, v. 8, p. 149796–149807, 2020. Citado na página 13.

DAVIS, K. G. et al. Introduction to the human factors special issue on user-centered design for exoskeleton. *Human Factors*, v. 62, n. 3, p. 333–336, 2020. PMID: 32357809. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/0018720820914312>>. Citado na página 22.

ELECROW. *CANBed FD — Arduino Compatible CAN FD Dev Kit*. 2026. Placa de desenvolvimento CAN FD (MCP2517FD/MCP2542FD) compatível com Arduino, preço consultado em 2026. Disponível em: <<https://www.elecrow.com/canbed-fd-arduino-can-fd-dev-kit.html>>. Citado na página 52.

ETO, M. et al. Motion simulation of the human upper limb based on optimal control. In: *Proceedings of the International Conference on Emerging Trends in Information Systems and Informatics (ICETISI)*. Jakarta: IEEE, 2025. p. 1–5. Citado na página 23.

FILA, D. *Filamento PLA Branco para Impressora 3D*. 2025. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://3dfila.com.br/produto/filamento-pla-branco/>>. Citado na página 24.

FILA, D. *Filamento Tritan HT para Impressora 3D*. 2025. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://3dfila.com.br/categoria-produto/filamento-3d-para-impressora-3d/filamento-tritan-ht/>>. Citado na página 24.

FRASER, G. D. et al. Detection of adc clipping, quantization noise, and amplifier saturation in surface electromyography. In: *2012 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications Proceedings*. [S.l.: s.n.], 2012. p. 1–5. Citado na página 20.

GOHEL, V.; MEHENDALE, N. Review on electromyography signal acquisition and processing. *Biophysical reviews*, Springer, v. 12, n. 6, p. 1361–1367, 2020. Citado na página 17.

GULL, M. A.; BAI, S.; BAK, T. A review on design of upper limb exoskeletons. *Robotics*, v. 9, n. 1, 2020. ISSN 2218-6581. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/2218-6581/9/1/16>>. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.

HALL, S. J. *Biomecânica Básica*. 8ª edição. ed. [S.l.]: Grupo GEN, 2020. Disponível em: Minha Biblioteca. Citado na página 16.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. *Fundamentals of Physics, Volume 1: Mechanics*. 6th. ed. New York, USA: Wiley, 2001. Volume 1, Mecânica, Torque e Movimento Rotacional. ISBN 0471332356. Citado na página 29.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. *Fundamentals of Physics, Volume 2: Electromagnetism and Related Topics*. 6th. ed. New York, USA: Wiley, 2001. Volume 2, Eletromagnetismo e outras áreas. ISBN 0471360376. Citado na página 29.

HERRON, C. W. et al. Design and validation of a low-level controller for hierarchically controlled exoskeletons. *Sensors*, v. 23, n. 2, 2023. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/23/2/1014>>. Citado na página 20.

HUSSAIN, S.; FICUCIELLO, F. Advancements in soft wearable robots: A systematic review of actuation mechanisms and physical interfaces. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, v. 6, n. 3, p. 903–929, 2024. Citado na página 13.

- INSTRUMENTS, T. *Understanding the Controller Area Network (CAN) Bus*. [S.l.], 2025. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/an/sloa101b/sloa101b.pdf>>. Citado na página 21.
- INTERNATIONAL, A. *ASTM B0221-21 - Standard Specification for Aluminum and Aluminum-Alloy Extruded Bars, Rods, Wire, Profiles, and Tubes*. 2021. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://compass.astm.org/document/?contentCode=ASTM%7CB0221-21%7Cen-US>>. Citado na página 40.
- JEON, J. M. et al. An analysis of network-based control system using can (controller area network) protocol. In: *Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.01CH37164)*. [S.l.: s.n.], 2001. v. 4, p. 3577–3581 vol.4. Citado na página 21.
- KHAN, J. S. et al. A review on the design of assistive cable-driven upper-limb exoskeletons and their experimental evaluation. In: *2022 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. [S.l.: s.n.], 2022. p. 59–64. Citado na página 13.
- KIWIELETRONICS. *Muscle Sensor Surface EMG Electrodes – H124SG Covidien (Pack of 6)*. 2026. Pacote de eletrodos de superfície EMG com conector snap compatíveis com sensores de atividade muscular como o MyoWare; preço consultado em 2026. Disponível em: <<https://www.kiwi-electronics.com/en/muscle-sensor-surface-emg-electrodes-h124sg-covidien-pack-of-6-4220>>. Citado na página 52.
- KOSAKI, T. et al. Torque estimation of elbow joint using a mechanomyogram signal based biomechanical model. In: *2018 12th France-Japan and 10th Europe-Asia Congress on Mechatronics*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 260–265. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 32.
- LABS, L. *CANBed - Arduino CAN Bus Development Kit*. 2025. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://www.longan-labs.cc/1030009.html>>. Citado na página 34.
- LIMTHONGTHANG, R. et al. Adult brachial plexus injury: Evaluation and management. *Orthopedic Clinics of North America*, v. 44, n. 4, p. 591–603, 2013. ISSN 0030-5898. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030589813000886>>. Citado na página 16.
- LIN, H. et al. A fault-tolerant two-permanent magnet synchronous motor drive with field-oriented control scheme. *Proceedings of the IEEE Advanced Information Management, Communicates, Electronic and Automation Control Conference (IMCEC)*, IEEE, v. 2, p. 1029–1033, 2018. Citado na página 19.
- LIU, C.; WEN, J.; ZHU, P. Upper limb and back rehabilitation exoskeleton. In: *2023 IEEE International Conference on Electrical, Automation and Computer Engineering (ICEACE)*. [S.l.: s.n.], 2023. p. 206–213. Citado na página 13.
- MERCADOLIVRE. *Bateria Li-Ion 18650 Sanyo 24V 2200mAh com BMS 6S 24V 15A*. 2025. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-3952424225-bateria-li-ion-18650-sanyo-24v-2200mah-c-bms-6s-24v-15a-JM>>. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 52.

METWLY, M. Y. et al. A review of robotic arm joint motors and online health monitoring techniques. *IEEE Access*, v. 12, p. 128791–128809, 2024. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.

MJBOTS. *Moteus R4.11*. 2025. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://mjbots.com/products/moteus-r4-11>>. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 52.

MJBOTS. *Moteus Reference Documentation*. 2025. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://github.com/mjbots/moteus/blob/main/docs/reference.md>>. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

MOHANRAJ, D. et al. A review of bldc motor: State of art, advanced control techniques, and applications. *IEEE Access*, v. 10, p. 54833–54869, 2022. Citado na página 19.

NATALE, M. D. et al. *Understanding and using the controller area network communication protocol: theory and practice*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2012. Citado na página 21.

RAGUL, S. et al. Biotrack: Wireless bioelectric signal acquisition and classification using machine learning. In: *Proceedings of the 6th International Conference on Inventive Research in Computing Applications (ICIRCA)*. Coimbatore, India: IEEE, 2025. p. 521–527. Citado na página 34.

RODRIGUES, R. N. *Elbow Exoskeleton EMG Project Repository*. 2026. <https://github.com/raulnrodrigues/Elbow_Exoskeleton_EMG>. Acesso em: 29 mar. 2026. Citado na página 37.

RODRIGUES, R. N. *Modo posição do motor antigravity com a placa moteus R4*. 2026. Disponível em: <<https://youtube.com/shorts/yc5StrI13L4>>. Citado na página 43.

RODRIGUES, R. N. *Modo posição do motor antigravity com a placa moteus R4*. 2026. Acessado em: 17 de janeiro de 2026. Disponível em: <https://youtube.com/shorts/c_k5mUBYbPQ>. Citado na página 43.

RODRIGUES, R. N. *Protótipo de Exoesqueleto de Membro Superior - TCC*. 2026. Acessado em: 30 de março de 2026. Disponível em: <https://youtu.be/P5_lmPA08GI>. Citado na página 47.

RODRIGUES, R. N.; NAVES, E. L. M. Seleção de atuador elétrico para exoesqueleto de articulação do cotovelo: Método e considerações. *Anais do XV Simpósio de Engenharia Biomédica*, 2023. ISSN 2358-3568. Disponível em: <<https://zenodo.org/records/10173560>>. Citado 3 vezes nas páginas 16, 23 e 32.

RODRIGUES, R. N.; NAVES, E. L. M. Structural evaluation of materials using finite element analysis for exoskeleton 3d printing. In: *XXII Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica (XXII CEEL)*. Uberlândia, MG, Brasil: [s.n.], 2025. Citado 10 vezes nas páginas 9, 13, 15, 16, 27, 39, 40, 41, 42 e 43.

SIMMONS, Z. Electrodiagnosis of brachial plexopathies and proximal upper extremity neuropathies. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, v. 24, n. 1, 2012. Accessed on August 21, 2024, at: <<https://doi.org/10.1016/j.pmr.2012.08.021>>. Citado na página 16.

- SIMPLIFY3D. *Build Preparation Software*. 2026. Acessado em: 18 de janeiro de 2026. Disponível em: <<https://www.simplify3d.com/>>. Citado na página 25.
- SINHA, A. K.; SAURABH, S. Can fd: Performance reality. p. 1–6, 2017. Citado na página 31.
- SRIREKHA, A.; BASHETTY, K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, Medknow, v. 21, n. 3, p. 425–432, 2010. Citado na página 22.
- STANDARDIZATION, I. O. for. *ISO 7250-1:2017 - Basic human body measurements for technological design – Part 1: Body measurement definitions and landmarks*. 2017. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://compass.astm.org/document/?contentcode=ISO%7CISO%207250-1%3A2017%7Cen-US>>. Citado na página 36.
- STMICROELECTRONICS. 3-phase field oriented control (foc). 2020. Disponível em: <<https://www.st.com/en/applications/industrial-motor-control/3-phase-field-oriented-control-foc.html>>. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 20.
- STORE, T. E. *EduExo Pro 2.0 - Educational Exoskeleton For Education, Colleges/Universities*. 2026. Acessado em: 17 de janeiro de 2026. Disponível em: <<https://www.theexoskeletonstore.com/products/eduexo-pro?>> Citado na página 51.
- T-MOTOR. *Antigravity MN5008 KV340*. 2025. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://store.tmotor.com/goods-999-Antigravity+MN5008+KV340.html>>. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 52.
- TANKISI, H. et al. Standards of instrumentation of emg. *Clinical Neurophysiology*, v. 131, n. 1, p. 243–258, 2020. ISSN 1388-2457. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245719311782>>. Citado na página 18.
- TECHNOLOGIES, A. *MyoWare Muscle Sensor Datasheet*. 2025. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/4/9/1/MyoWareDatasheet.pdf>. Citado na página 34.
- ULTIMAKER. *Ultimaker Cura*. 2025. Software de fatiamento para impressão 3D. Acessado em: 13 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://ultimaker.com/software/ultimaker-cura>>. Citado na página 25.
- WANG, Y. et al. Extracting human-exoskeleton interaction torque for cable-driven upper-limb exoskeleton equipped with torque sensors. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 27, n. 6, p. 4269–4280, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 32.
- YANJUN, Z. et al. Finite element simulation of soldier lower extremity exoskeleton. *Journal of Multimedia*, Citeseer, v. 8, n. 6, 2013. Citado na página 22.

ANEXO A – FMEA do protótipo

A tabela está nas páginas seguintes.

	Possível problema	D	Efeito da Falha	O	Causa da Falha	Como evitar	Riscos	S	NPR (Número de prioridade de riscos)
Pegas impressão 3D	Fragilidade estrutural	5	Quebra da peça durante o uso	6	Camadas mal aderidas, material inadequado	Melhorar a adesão das camadas, usar materiais reforçados	Lesões no usuário, falha do exoesqueleto	8	340
	Delaminação (separação de camadas)	6	Perda de resistência, rachaduras	5	Temperatura de extrusão inadequada, resfriamento excessivo	Ajustar temperatura, reduzir velocidade de impressão, usar câmara fechada	Comprometimento estrutural	7	210
	Warping (empenamento da peça)	7	Desalinhamento em encaixes	4	Resfriamento rápido, adesão ruim à mesa	Usar mesa aquecida, fita adesiva ou cola para aderência	Peças mal encaixadas, falha funcional	6	168
	Fadiga do material	7	Rachaduras e falhas ao longo do tempo	5	Uso repetitivo, material inadequado	Escolher materiais resistentes à fadiga, realizar testes de ciclo de carga	Falha estrutural, perda de funcionalidade	9	315
	Medidas imprecisas	6	Problemas nos encaixes e articulação	5	Contração do material, calibração ruim	Revisar parâmetros da impressora, usar compensação de retração no fatiador	Movimentos travados, necessidade de retrabalho	5	150
	Redutor Cicloidal (desgaste das engrenagens)	6	Perda de precisão, falha na movimentação, excesso de folga	4	Desgaste das engrenagens, lubrificação inadequada	Realizar manutenção periódica, usar engrenagens de alta durabilidade e lubrificação apropriada	Falha na movimentação do exoesqueleto	9	216
	Redutor Cicloidal (desalinhamento das engrenagens)	5	Desalinhamento, movimento irregular ou travado	5	Ajuste inadequado das engrenagens, falta de calibragem	Realizar ajustes finos nas engrenagens e verificar	Perda de funcionalidade, necessidade de recalibração	7	175
Haste metálica	Distorção ou quebra por sobrecarga	5	Quebra ou deformação, afetando integridade estrutural	4	Material fraco, sobrecarga excessiva	Utilizar materiais de alta resistência, realizar testes de carga	Perda de funcionalidade, risco de lesão	8	160
	Corrosão	7	Perda de resistência, falha mecânica prematura	4	Exposição a umidade, material inadequado	Usar materiais resistentes à corrosão, tratamento antioxidante	Falha estrutural, risco de falha crítica	7	140
Motor	Superaquecimento	6	Perda de desempenho, falha do motor	6	Falta de dissipação de calor, alto consumo de corrente elétrica	Melhorar dissipação de calor, monitorar consumo de corrente	Parada do movimento, falha crítica	9	324
	Perda de torque	5	Movimentos lentos ou imprecisos, falha na transmissão	5	Falha nos sensores, desgaste dos componentes internos	Realizar manutenção regular e calibragem nos sensores	Comprometimento da mobilidade e precisão	8	200
lor do motor	Falha no circuito de controle	6	Interrupção no controle do movimento, falha elétrica	4	Circuitos danificados, falha no fornecimento de energia	Monitorar a alimentação e usar proteções contra curto-circuito	Perda total do controle, falha no exoesqueleto	9	216

Controlador	Erro no firmware	7	Movimento incorreto ou falha no sistema	5	Software com bugs, falta de atualização	Garantir que o firmware seja atualizado e testado adequadamente	Falha nos movimentos, risco de erro em tarefas críticas	8	280	
	Falha no processamento	5	Congelamento do sistema, falha no processamento	4	Sobrecarga de processamento, falhas de comunicação	Otimizar o código e implementar redundância	Perda de controle, falha em tarefas críticas	8	160	
Microcontrolador	Falha na comunicação	6	Interrupção na comunicação entre componentes	5	Cabo solto, erro no protocolo de comunicação	Usar conectores robustos, verificar conexões regularmente	Falha na comunicação entre componentes	7	210	
	Desgaste ou falha de carga	6	Diminuição da autonomia, falha abrupta	6	Desgaste, falta de controle de carga	Usar baterias de alta qualidade, implementar gerenciamento de carga	Interrupção do funcionamento, risco de parada inesperada	10	360	
Bateria	Superaquecimento	7	Danos à bateria, falha no fornecimento de energia	6	Falha no controle de temperatura, sobrecarga	Implementar controle de temperatura, usar baterias de lítio com proteção térmica	Risco de incêndio, falha de alimentação crítica	10	420	
ÍNDICE DE GRAVIDADE (S)					OCORRÊNCIA(O)		ÍNDICE DE DETECÇÃO (D)	ÍNDICE DE RISCO		
1. Efeito imperceptível no produto/processo. 2. Clientes exigentes percebem o fracasso, mas não se importam muito. 3. Causa pequena insatisfação e retrabalho em algumas peças. 4. Pode exigir seleção e retrabalho em todas as peças. 5. Causa insatisfação, desempenho reduzido e retrabalho total. 6. Cliente insatisfeito, desconforto, raspagem de peças. 7. Cliente insatisfeito, desconforto, desempenho fraco, várias peças descartadas. 8. Alta insatisfação, máquinas inoperacionais, quase totalmente desmanteladas, sem afetar segurança. 9. Afeta segurança ou viola a lei, causa danos, com aviso prévio. 10. Afeta segurança ou viola a lei, causa danos, sem aviso prévio.					1. Remota: uma peça em cada 1.500.000 produzidas. 2. Muito baixa: uma peça em cada 150.000 produzidas. 3. Baixa: uma peça em cada 150.000 produzidas. 4. Moderado: uma peça em cada 2000 produzidas. 5. Moderado: uma peça por cada 400 produzidas. 6. Moderado: uma peça por cada 80 produzidas. 7. Elevada: uma peça por cada 20 produzidas. 8. Elevado: uma peça por cada 8 produzidas. 9. Muito elevado: uma peça por cada 3 produzidas. 10. Muito elevado: uma peça por cada 2 produzidas.		1. Quase certo: 95 - 100%. 2. Muito elevada: 85 - 94%. 3. Elevada: 75 - 84%. 4. Moderadamente alto: 65 - 74%. 5. Moderado: 55 - 64%. 6. Baixo: 45 - 54%. 7. Muito baixo: 35 - 44%. 8. Remoto: 25 - 34%. 9. Muito remoto: 15 - 24%. 10. incerteza absoluta: 0 -14%		1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	

ANEXO B – Algoritmo do exoesqueleto de tecnologia assistiva

```

1 #include <ACAN2517FD.h>
2 #include <Moteus.h>
3 #include <EEPROM.h>
4
5 // Definições do sensor muscular
6 #define EMG_SENSOR_PIN A1
7 #define WINDOW_SIZE 10
8 #define ACTIVATION_THRESHOLD 500
9 #define RELEASE_THRESHOLD 350
10 #define PULSE_TIMEOUT 400
11 #define RELAX_DETECTION_TIME 800
12
13 // Configuração do movimento
14 #define MIN_POSITION 0.0f
15 #define MAX_POSITION 4.5f
16 #define LOOP_FREQUENCY 200
17 #define ZERO_TOLERANCE 0.3f // Reduzido para 30cm
18
19 // EEPROM
20 #define EEPROM_POSITION_ADDR 0
21 #define EEPROM_VALID_FLAG_ADDR sizeof(float)
22 #define EEPROM_VALID_VALUE 0xA5
23
24 // Estados do sistema
25 enum SystemState {
26     STATE_HOMING,
27     STATE_HOLDING_MIN,
28     STATE_MOVING_TO_MAX,
29     STATE_HOLDING_MAX,
30     STATE_MOVING_TO_MIN
31 };
32
33 // Variáveis para controle
34 int emgReadings[WINDOW_SIZE];
35 int emgIndex = 0;
36 bool bufferFilled = false;
37 float currentPosition = MIN_POSITION;
38 SystemState currentState = STATE_HOMING;
39
40 // Variáveis para detecção de INTENÇÃO

```

```
41 unsigned long lastPulseTime = 0;
42 unsigned long relaxStartTime = 0;
43 bool relaxIntentDetected = false;
44 int lastEMGValue = 0;
45 float emgDerivative = 0.0;
46
47 // Variáveis de controle de movimento
48 float currentVelocity = 0.0;
49 float currentAcceleration = 0.0;
50 unsigned long lastTime = 0;
51
52 // Variáveis EEPROM
53 unsigned long lastSaveTime = 0;
54 const unsigned long SAVE_INTERVAL = 2000;
55
56 // Pinagem CAN-FD
57 static const byte MCP2517_CS = 17;
58 static const byte MCP2517_INT = 7;
59
60 ACAN2517FD can(MCP2517_CS, SPI, MCP2517_INT);
61
62 Moteus moteus1(can, []() {
63     Moteus::Options options;
64     options.id = 1;
65     return options;
66 }());
67
68 // EEPROM
69 void saveCurrentPosition(float position) {
70     EEPROM.put(EEPROM_POSITION_ADDR, position);
71     EEPROM.write(EEPROM_VALID_FLAG_ADDR, EEPROM_VALID_VALUE);
72 }
73
74 float loadSavedPosition() {
75     if (EEPROM.read(EEPROM_VALID_FLAG_ADDR) == EEPROM_VALID_VALUE) {
76         float savedPosition;
77         EEPROM.get(EEPROM_POSITION_ADDR, savedPosition);
78         return savedPosition;
79     }
80     return MIN_POSITION;
81 }
82
83 void setup() {
84     pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
85     pinMode(EMG_SENSOR_PIN, INPUT);
86
87     SPI.begin();
```

```
88
89 ACAN2517FDSettings settings(
90     ACAN2517FDSettings::OSC_20MHz, 1000ll * 1000ll, DataBitRateFactor
91     ::x1);
92
93 settings.mArbitrationSJW = 2;
94 settings.mDriverTransmitFIFOSize = 1;
95 settings.mDriverReceiveFIFOSize = 2;
96
97 const uint32_t errorCode = can.begin(settings, [] { can.isr(); });
98
99 while (errorCode != 0) {
100     digitalWrite(LED_BUILTIN, !digitalRead(LED_BUILTIN));
101     delay(100);
102 }
103
104 // Carrega posição da EEPROM
105 float savedPosition = loadSavedPosition();
106
107 // Verifica se a posição salva é válida
108 if (savedPosition >= MIN_POSITION && savedPosition <= MAX_POSITION) {
109     currentPosition = savedPosition;
110
111     // Se está longe de 0, faz homing COMPLETO
112     if (currentPosition > MIN_POSITION + 0.1f) {
113         currentState = STATE_HOMING;
114     } else {
115         // Já está perto de 0
116         currentPosition = MIN_POSITION;
117         currentState = STATE_HOLDING_MIN;
118         currentVelocity = 0.0f;
119     }
120 } else {
121     // EEPROM corrompida, começa do 0
122     currentPosition = MIN_POSITION;
123     currentState = STATE_HOLDING_MIN;
124     currentVelocity = 0.0f;
125 }
126
127 // Para o motor inicialmente
128 Moteus::PositionMode::Command stopCmd;
129 stopCmd.position = NaN;
130 stopCmd.velocity = 0.0f;
131 stopCmd.velocity_limit = 10.0f;
132 stopCmd.feedforward_torque = 0.89f;
133 moteus1.SetPosition(stopCmd);
```

```
134     lastTime = micros();
135     lastSaveTime = millis();
136 }
137
138 int calculateMedian(int newValue) {
139     emgReadings[emgIndex] = newValue;
140     emgIndex = (emgIndex + 1) % WINDOW_SIZE;
141     if (emgIndex == 0) bufferFilled = true;
142
143     int temp[WINDOW_SIZE];
144     int count = bufferFilled ? WINDOW_SIZE : emgIndex;
145
146     for (int i = 0; i < count; i++) temp[i] = emgReadings[i];
147
148     for (int i = 0; i < count - 1; i++) {
149         for (int j = i + 1; j < count; j++) {
150             if (temp[i] > temp[j]) {
151                 int t = temp[i];
152                 temp[i] = temp[j];
153                 temp[j] = t;
154             }
155         }
156     }
157
158     return (count % 2 == 0) ? (temp[count/2 - 1] + temp[count/2]) / 2 :
159         temp[count/2];
160 }
161 float calculateEMGDerivative(int currentEMG, unsigned long currentTime)
162     {
163     unsigned long deltaTime = currentTime - lastTime;
164     if (deltaTime == 0) return 0.0;
165
166     float deltaEMG = currentEMG - lastEMGValue;
167     float derivative = deltaEMG / (deltaTime / 1000000.0);
168
169     lastTime = currentTime;
170     lastEMGValue = currentEMG;
171
172     return derivative;
173 }
174 bool detectActivationPulse(int emgMedian, unsigned long currentTime) {
175     bool isCurrentlyActive = emgMedian > ACTIVATION_THRESHOLD;
176
177     if (isCurrentlyActive) {
178         if (currentTime - lastPulseTime > PULSE_TIMEOUT) {
```

```
179     lastPulseTime = currentTime;
180     relaxIntentDetected = false;
181     return true;
182 }
183 }
184
185 return false;
186 }
187
188 bool detectRelaxIntent(int emgMedian, unsigned long currentTime) {
189     bool signalBelowRelease = emgMedian < RELEASE_THRESHOLD;
190
191     if (signalBelowRelease) {
192         if (!relaxIntentDetected) {
193             relaxStartTime = currentTime;
194             relaxIntentDetected = true;
195         }
196
197         if (currentTime - relaxStartTime > RELAX_DETECTION_TIME) {
198             return true;
199         }
200     } else {
201         relaxIntentDetected = false;
202     }
203
204     return false;
205 }
206
207 void updateStateMachine(int emgMedian, unsigned long currentTime) {
208     if (currentState == STATE_HOMING) {
209         // Para apenas quando chegar MUITO perto de 0
210         if (currentPosition <= MIN_POSITION + 0.02f) {
211             currentState = STATE_HOLDING_MIN;
212             currentPosition = MIN_POSITION;
213             currentVelocity = 0.0f;
214         }
215         return;
216     }
217
218     bool pulse = detectActivationPulse(emgMedian, currentTime);
219     bool relaxIntent = detectRelaxIntent(emgMedian, currentTime);
220
221     switch (currentState) {
222         case STATE_HOLDING_MIN:
223             if (pulse) {
224                 currentState = STATE_MOVING_TO_MAX;
225             }
226     }
```

```
226     break;
227
228 case STATE_MOVING_TO_MAX:
229     if (relaxIntent) {
230         currentState = STATE_MOVING_TO_MIN;
231     }
232     else if (currentPosition >= MAX_POSITION) {
233         currentState = STATE_HOLDING_MAX;
234     }
235     break;
236
237 case STATE_HOLDING_MAX:
238     if (relaxIntent) {
239         currentState = STATE_MOVING_TO_MIN;
240     }
241     break;
242
243 case STATE_MOVING_TO_MIN:
244     if (pulse) {
245         currentState = STATE_MOVING_TO_MAX;
246     }
247     else if (currentPosition <= MIN_POSITION) {
248         currentState = STATE_HOLDING_MIN;
249     }
250     break;
251 }
252 }
253
254 void updateMotionControl(float derivative, float deltaTime) {
255     if (currentState == STATE_HOMING) {
256         float distanceToZero = currentPosition - MIN_POSITION;
257
258         // HOMING GARANTIDO - não para no caminho
259         if (distanceToZero <= 0.02f) {
260             currentState = STATE_HOLDING_MIN;
261             currentPosition = MIN_POSITION;
262             currentVelocity = 0.0f;
263             return;
264         }
265
266         // Velocidade constante para garantir que chega
267         if (distanceToZero > 1.0f) {
268             currentVelocity = -2.0f; // Mais rápido no início
269         } else {
270             currentVelocity = -1.0f; // Constante até o fim
271         }
272     }
```

```
273     currentPosition += currentVelocity * deltaTime;
274
275     // Não deixa ficar negativo
276     if (currentPosition < MIN_POSITION) {
277         currentPosition = MIN_POSITION;
278     }
279
280     return;
281 }
282
283 currentAcceleration = calculateAccelerationFromDerivative(derivative)
    ;
284
285 float baseVelocity = 0.0f;
286
287 if (currentState == STATE_MOVING_TO_MAX) {
288     baseVelocity = 3.0f;
289 } else if (currentState == STATE_MOVING_TO_MIN) {
290     baseVelocity = -3.0f;
291 }
292
293 if (currentState == STATE_MOVING_TO_MAX || currentState ==
    STATE_MOVING_TO_MIN) {
294     currentVelocity = baseVelocity + (currentAcceleration * deltaTime *
        10.0f);
295
296     // MAX_VELOCITY = 10
297     float maxVelocity = 10.0f;
298     currentVelocity = constrain(currentVelocity, -maxVelocity,
        maxVelocity);
299
300     if (currentState == STATE_MOVING_TO_MAX && currentVelocity < 1.5f)
301     {
302         currentVelocity = 1.5f;
303     }
304     if (currentState == STATE_MOVING_TO_MIN && currentVelocity > -1.5f)
305     {
306         currentVelocity = -1.5f;
307     }
308
309     currentPosition += currentVelocity * deltaTime;
310 } else {
311     currentVelocity = 0.0f;
312     currentAcceleration = 0.0f;
313 }
314
315 // Limites
```

```
314     if (currentPosition >= MAX_POSITION) {
315         currentPosition = MAX_POSITION;
316         if (currentState == STATE_MOVING_TO_MAX) currentState =
            STATE_HOLDING_MAX;
317         currentVelocity = 0.0f;
318     }
319
320     if (currentPosition <= MIN_POSITION) {
321         currentPosition = MIN_POSITION;
322         if (currentState == STATE_MOVING_TO_MIN) currentState =
            STATE_HOLDING_MIN;
323         currentVelocity = 0.0f;
324     }
325 }
326
327 float calculateAccelerationFromDerivative(float derivative) {
328     float accelerationGain = 1.0f;
329     float acceleration = derivative * accelerationGain;
330     float maxAcceleration = 8.0f;
331     return constrain(acceleration, -maxAcceleration, maxAcceleration);
332 }
333
334 void controlMotor() {
335     Moteus::PositionMode::Command cmd;
336
337     if (currentState == STATE_HOMING) {
338         cmd.position = NaN;
339         cmd.velocity = currentVelocity;
340         cmd.velocity_limit = 10.0f;
341         cmd.feedforward_torque = 0.89f;
342
343     } else {
344         cmd.position = NaN;
345         cmd.velocity = currentVelocity;
346         cmd.velocity_limit = 10.0f;
347         cmd.feedforward_torque = 0.89f;
348
349
350         if (currentPosition > (MAX_POSITION - 0.1f) && currentVelocity > 0)
            {
351             cmd.velocity = currentVelocity * 0.5f;
352             cmd.feedforward_torque = 0.89f;
353         }
354         if (currentPosition < (MIN_POSITION + 0.1f) && currentVelocity < 0)
            {
355             cmd.velocity = currentVelocity * 0.5f;
356             cmd.feedforward_torque = 0.89f;
```

```
357     }
358 }
359
360     moteus1.SetPosition(cmd);
361 }
362
363 void loop() {
364     unsigned long currentTime = micros();
365     float deltaTime = (currentTime - lastTime) / 1000000.0f;
366
367     if (deltaTime >= (1.0f / LOOP_FREQUENCY)) {
368         int signalEMG = analogRead(EMG_SENSOR_PIN);
369         int currentMedian = calculateMedian(signalEMG);
370         emgDerivative = calculateEMGDerivative(currentMedian, currentTime);
371
372         updateStateMachine(currentMedian, millis());
373         updateMotionControl(emgDerivative, deltaTime);
374         controlMotor();
375
376         //Salva posição apenas durante operação normal
377         if (currentState != STATE_HOMING && (millis() - lastSaveTime >
378             SAVE_INTERVAL)) {
379             saveCurrentPosition(currentPosition);
380             lastSaveTime = millis();
381         }
382
383         lastTime = currentTime;
384     }
385 }
```