

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**Escola de Engenharia Mecânica**  
**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica**

Arthur Torres Caetano

**PROJETO DE FREIO MAGNETO REOLÓGICO OTIMIZADO PARA APLICAÇÃO  
EM ÓRTESE HÍBRIDA DE MEMBRO SUPERIOR**

Belo Horizonte  
2025

Arthur Torres Caetano

**PROJETO DE FREIO MAGNETO REOLÓGICO OTIMIZADO PARA APLICAÇÃO  
EM ÓRTESE HÍBRIDA DE MEMBRO SUPERIOR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro

Belo Horizonte  
2025

C128p	<p>Caetano, Arthur Torres. Projeto de freio magneto reológico para aplicação em órtese híbrida de membro superior [recurso eletrônico] / Arthur Torres Caetano. – 2025. 1 recurso online (100 f. : il., color.) : pdf.</p> <p>Orientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro.</p> <p>Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.</p> <p>Inclui bibliografia.</p> <p>1. Engenharia mecânica – Teses. 2. Acidentes vasculares cerebrais – Pacientes – Reabilitação – Teses. 3. Órtese – Teses. 4. Magneto – Teses. 5. Reologia – Teses. 6. Membros superiores – Teses. I. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 621(043)</p>
-------	--



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

FOLHA DE APROVAÇÃO

**"PROJETO DE FREIO MAGNETO REOLÓGICO OTIMIZADO PARA APLICAÇÃO EM ÓRTESE  
HÍBRIDA DE MEMBRO SUPERIOR"**

**ARTHUR TÔRRES CAETANO**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica-UFMG), Dr. Jánes Landre Júnior (Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais-PUC-Minas) e Dr. Rafael Milanezi de Andrade (Universidade Federal do Espírito Santo-UFES), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de **"Mestre em Engenharia Mecânica"**, na área de concentração de **"Bioengenharia"**.

Tese aprovada no dia 25 de fevereiro de 2025.

Por:



Documento assinado eletronicamente por **Claysson Bruno Santos Vimieiro, Professor do Magistério Superior**, em 05/03/2025, às 17:03, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Jánes Landre Júnior, Usuário Externo**, em 06/03/2025, às 20:48, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Rafael Milanezi de Andrade, Usuário Externo**, em 07/03/2025, às 21:42, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://sei.ufmg.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador 4016010 e o código CRC E9A48A05.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente a todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho. À minha família, sobretudo aos meus pais, Olicio e Shirlei, e aos meus irmãos, Allonso e Agnes, por todo o amor, apoio, compreensão e incentivo. Vocês foram a minha base durante toda a jornada, sempre acreditando em mim e me motivando a seguir em frente. À minha noiva, Ana Clara, por todo seu amor, carinho, apoio, compreensão, companheirismo, pela sua ajuda indispensável e por estar ao meu lado em todos os momentos, celebrando minhas conquistas e auxiliando a superar estes anos de jornada dupla: mestrado e trabalho.

Agradeço, em especial, ao meu orientador, Claysson, pela confiança depositada em mim, pela paciência, pelos ensinamentos e pela dedicação que sempre me proporcionou desde a graduação na PUC-Minas, tanto nas disciplinas que cursei como seu aluno, quanto nas disciplinas isoladas da Pós-graduação. Agradeço também pelo incentivo para que eu participasse do processo seletivo do mestrado nesta nova instituição da qual agora faço parte, a UFMG. Sua orientação foi essencial para o meu desenvolvimento acadêmico e profissional.

Aos meus colegas do Laboratório de Bioengenharia (LabBio), agradeço pela colaboração, pelas discussões enriquecedoras, pelas excelentes conversas durante o café. Em especial, agradeço o apoio do Guilherme, João, Mateus, Franciele, Saulo, Rina e Gabriel que cada qual à sua maneira contribuiu para a realização deste trabalho. A Maria Aparecida da equipe do LabBio, pela ajuda em todos os temas administrativos e pelas excelentes festas de confraternização. Agradeço, também, aos professores Ricardo Poley e Maria Lucia pelas disciplinas ministradas, que foram essenciais para a minha formação e para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço a toda a equipe do Programa de Pós-graduação em Engenharia mecânica (PPGMEC) pelo empenho em tornar todo o processo mais fácil. Em especial a Marina Costa, por sua extrema competência nas resoluções de problemas que surgiram nesta caminhada. As agências de fomento brasileiras, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) – código de financiamento 001, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP), pelas bolsas de estudo concedidas no Brasil e no exterior e pelo financiamento deste projeto.

## RESUMO

Este trabalho apresenta o projeto e a otimização de um freio magneto reológico (FMR) aplicado em uma órtese híbrida de membro superior voltada à reabilitação de pacientes pós acidente vascular encefálico (AVE), que frequentemente são acometidos por sequelas motoras nos membros superiores. A reabilitação destes indivíduos geralmente envolve uso de órteses associadas a técnicas terapêuticas. Dentre elas, destaca-se a robótica, que incorpora mecanismos à órtese com o para melhorar a mobilidade membro afetado. Neste contexto, propõe-se o projeto de um FMR otimizado, integrado a uma órtese híbrida de membro superior, que possui atuação muscular via estimulação elétrica funcional (FES). O FMR atua na dissipação de energia durante a extensão do cotovelo e na imobilização do antebraço quando necessário. Para obter os torques atuantes no movimento do cotovelo, desenvolveram-se modelos biomecânicos estático e dinâmico, considerando a massa do antebraço, da mão, da órtese com o FMR e de um objeto de 0,5 kg preso à mão. Obteve-se como resultado torque estático de 5,6 Nm e dinâmico de 9,96 Nm. A otimização do FMR, baseada em algoritmo genético, visou minimizar a massa e potência dissipada. O projeto do FMR foi parametrizado por 5 variáveis - 3 geométricas e 2 magnéticas. As principais restrições de projeto foram: massa máxima de 0,5 kg, potência dissipada de até 15 W e torque de frenagem superior ao do modelo biomecânico dinâmico. Como resultado, obteve-se um FMR que fornece um torque de frenagem de até 11,08 Nm, massa de 0,453 kg e potência dissipada de 2,2 W. A validação do projeto foi realizada por análises pelo método elementos finitos (FEM) - magnéticas, térmicas, estruturais e mecânicas, por análises estáticas na posição de maior torque. A análise magnética indicou ausência de saturação nos componentes do FMR, com densidades de campo magnético ( $B$ ) máximas de 1,64 T em peças de AISI 1030 e 0,54T no fluido magneto reológico (MR). A análise térmica apresentou temperatura máxima de 26,7°C, segura para a operação do fluido MR e também para o usuário. Na análise estrutural verificaram-se tensões de 21,75 MPa na haste inferior da órtese e de 11,46 MPa nos discos de freio, indicando que a estrutura da órtese e os discos são capazes de suportar os esforços máximos impostos. Assim, os resultados confirmam a viabilidade e a eficácia do FMR para uso na órtese de membro superior, oferecendo uma solução mais leve, compacta, e energeticamente eficiente em comparação com atuadores convencionais, e que pode contribuir para a melhora da reabilitação em indivíduos pós-AVE.

Palavras-chave: freio magneto reológico; otimização; terapia robótica; órtese híbrida.

## ABSTRACT

This study presents the design and optimization of a magnetorheological brake (MRB) applied to a hybrid upper limb orthosis aimed at the rehabilitation of post-stroke patients, who are frequently affected by motor impairments in the upper limbs. The rehabilitation of these individuals generally involves the use of orthoses combined with therapeutic techniques. Among them, robotic therapy stands out, incorporating mechanisms into the orthosis to improve the mobility of the affected limb. In this context, an optimized MRB is proposed, integrated into a hybrid upper limb orthosis with muscular actuation via functional electrical stimulation (FES). The MRB is responsible for dissipating energy during elbow extension and immobilizing the forearm when necessary. To determine the torques involved in elbow movement, static and dynamic biomechanical models were developed, considering the mass of the forearm, hand, the orthosis with the MRB, and a 0.5 kg object held by the user. The resulting torques were 5.6 Nm (static) and 9.96 Nm (dynamic). The MRB optimization, based on a genetic algorithm, aimed to minimize both mass and dissipated power. The MRB design was parameterized using five variables - three geometric and two magnetic. The main design constraints included a maximum mass of 0.5 kg, maximum power dissipation of 15 W, and a braking torque greater than that required by the dynamic biomechanical model. As a result, an MRB capable of delivering up to 11.08 Nm of braking torque was achieved, with a mass of 0.453 kg and power dissipation of 2.2 W. Design validation was performed through finite element method (FEM) analyses - magnetic, thermal, structural, and mechanical — conducted under the condition of maximum torque. Magnetic analysis showed no saturation in the MRB components, with maximum magnetic flux densities ( $B$ ) of 1.64 T in AISI 1030 steel parts and 0.54 T in the magnetorheological (MR) fluid. Thermal analysis showed a maximum temperature of 26.7°C, safe for MR fluid operation and user contact. Structural analysis revealed stresses of 21.75 MPa in the lower rod of the orthosis and 11.46 MPa in the brake discs, indicating that both the orthosis and the brake discs withstand the maximum imposed loads. These results confirm the feasibility and effectiveness of the MRB for use in upper limb orthoses, offering a lighter, more compact, and energy-efficient solution compared to conventional actuators, with the potential to enhance rehabilitation outcomes in post-stroke patients.

Keywords: magnetorheological brake; optimization; robotic therapy; hybrid orthosis.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Posição comum do membro superior pós-AVE. ....	19
Figura 2 - (a) Movimento de flexão/extensão e pronação/supinação e (b) articulações que compõem o cotovelo. ....	20
Figura 3 - Cúbito valgo. ....	21
Figura 4 - Tipos de órteses de membro superior: (a) passiva, (b) ativa e (c) semiativa. ....	24
Figura 5 - Comportamento do fluido MR quando exposto a campo magnético. ....	27
Figura 6 - Comparação de Taxa de cisalhamento x Tensão de cisalhamento em fluidos. ....	29
Figura 7 - Esquema do FMR operando no modo cisalhamento. ....	30
Figura 8 - Fluxograma da metodologia. ....	33
Figura 9 - Desenho da órtese com FMR. ....	35
Figura 10 - Estrutura da órtese com sensor e limitador angular. ....	36
Figura 11 - Bucha utilizada na articulação da órtese. ....	37
Figura 12 - Elementos de fixação da órtese com o braço: (a) tala e (b) invólucro de Neoprene®. ....	38
Figura 13 – Fixadores da órtese ao antebraço: (a) tala ventral, (b), tala dorsal e (c) invólucro. ....	38
Figura 14 - Canaletas da tala: (a) ventral e (b) dorsal. ....	39
Figura 15 - Suporte da canaleta dorsal. ....	39
Figura 16 - Ombreira. ....	40
Figura 17 - Posicionamento do FMR na órtese. ....	40
Figura 18 - Limitador angular do cotovelo. ....	41
Figura 19 - Porção superior da órtese ....	42
Figura 20 - Porção inferior da órtese. ....	43
Figura 21 – Corte sagital da articulação úmero radial durante o movimento do cotovelo. ....	45
Figura 22 - Amplitude me movimento do cotovelo em atividades diárias. ....	45
Figura 23 - Amplitude me movimento do complexo do antebraço em atividades diárias. ....	46
Figura 24 - Diagrama de corpo livre dos torques do cotovelo. ....	48
Figura 25 - Modelo 3D desenvolvido em Simulink. ....	49
Figura 26 - Diagrama de blocos da simulação dinâmica. ....	50
Figura 27 - Configuração multidisco do FMR. ....	51
Figura 28 - Enrolamento ortocíclico. ....	55

Figura 29 - Montagem multidisco do FMR. ....	63
Figura 30 - Fixação do rotor do FMR (a) e fixação do estator do FMR à órtese (b).....	64
Figura 31 - Geometria da simulação magnética. ....	65
Figura 32 - Excitação aplicada na Bobina. ....	65
Figura 33 – Isolamento da bobina. ....	66
Figura 34 - Fontes térmicas aplicadas. ....	67
Figura 35 - FEM estrutural: (a) malha e (b) materiais aplicados. ....	69
Figura 36 - Condições de contorno aplicadas. ....	70
Figura 37 – (a) seção de pares de discos de freios, (b) regiões de contato e (c) aplicação de torque nos discos de freio.....	71
Figura 38 - Malha aplicada nos pares de disco de frenagem. ....	71
Figura 39 - Torque do cotovelo por ângulo de flexão. ....	73
Figura 40 - Posições finais dos movimentos: (a) equilíbrio a 90° e (b) equilíbrio a 10°. ....	73
Figura 41 – Ângulo do cotovelo durante extensão passiva. ....	74
Figura 42 – Torque dinâmico durante extensão do cotovelo.....	75
Figura 43 – Velocidade angular durante a extensão do cotovelo. ....	76
Figura 44 – Aceleração angular durante a extensão do cotovelo. ....	76
Figura 45 - Convergência de resultados da otimização. ....	77
Figura 46 - Dimensões externas do FMR. ....	79
Figura 47 - Simulação magnetostática do FMR. ....	80
Figura 48 - Direção das linhas do campo magnético gerado na bobina.....	81
Figura 49 - Temperatura do FMR no momento de maior torque. ....	81
Figura 50 - Tensões nas hastes inferiores da órtese. ....	82
Figura 51 - Deformação das hastes inferiores da órtese. ....	83
Figura 52 - Tensão e deslocamento nos elementos de frenagem. ....	83
Figura 53 - Deslocamento dos elementos devido ao carregamento do <i>TFMR</i> .....	84
Figura 54 - Curvas de histerese magnética do (a) aço AISI 1020, (b) aço AISI 1030 e (c) fluido MR 140-CG. ....	99
Figura 55 – Curvas $\mu_r(H)$ e $B(H)$ para os aços (a) AISI 1020 e (b) AISI 1030.....	100

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Antropometria de massa e CG dos membros.....	44
Tabela 2 - Dados dos componentes da cadeia cinemática da simulação estática. ....	47
Tabela 3 - Dados dos componentes da cadeia cinemática da simulação dinâmica. ....	49
Tabela 4- Intervalo das variáveis. ....	58
Tabela 5 - Restrições da otimização .....	60
Tabela 6 - Parâmetros de projeto.....	61
Tabela 7 – Propriedades térmicas dos materiais.....	68
Tabela 8 – Propriedades mecânicas dos materiais. ....	68
Tabela 9 – Comparação de torque final do modelo estático e dinâmico. ....	75
Tabela 10 – Resultados da otimização. ....	78

## LISTA DE ABREVIACOES E SIGLAS

AVE	Acidente Vascular Encefálico
CAD	Desenho Assistido por Computador
CG	Centro de Gravidade
DCL	Diagrama de Corpo Livre
EC	Esternoclavicular
FEA	Finite Element Analysis (Análise em Elementos Finitos)
FES	Estimulao Elétrica Funcional
FMR	Freio Magneto Reológico
GA	Genetic Algorithm (Algoritmo Genético)
GU	Glenoumeral
LabBio	Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais
OMS	Organizao Mundial da Saúde
PD	Proporcional-Derivativo
PSO	Particle Swarm Optimization (Otimizao por Enxame de Partículas)
MR	Magneto Reológico
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
1.1. Objetivo .....	16
1.1.1. <i>Objetivos específicos</i> .....	16
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>17</b>
2.1. Acidente vascular encefálico.....	17
2.2. Anatomia do membro superior.....	18
2.2.1. Anatomia e biomecânica da articulação do cotovelo.....	19
2.3. Órteses e terapia robótica assistida .....	22
2.3.1. Órtese para membro superior – estado da arte.....	25
2.4. Fluido magneto reológico.....	27
2.4.1. Dispositivos magneto reológico .....	29
2.4.2. Aplicação de FMR em órteses e próteses .....	31
<b>3. METODOLOGIA .....</b>	<b>33</b>
3.1. Especificações do projeto da órtese .....	34
3.1.1. Avaliação dos projetos das versões anteriores da órtese .....	35
3.1.1.1. Estrutura da órtese existente .....	36
3.1.1.2. Modificações para implementação do FMR .....	40
3.2. Modelagem biomecânica dos movimentos cotovelo .....	41
3.2.1. Esforços atuantes e cinemática do movimento .....	42
3.2.2. Cálculo dos torques atuantes no cotovelo .....	46
3.2.2.1. Torque estático .....	47
3.2.2.2. Torque dinâmico.....	48
3.3. Projeto do FMR.....	50
3.3.1. Dimensionamento do FMR .....	51
3.3.1.1. Torque desenvolvido pelo FMR.....	52
3.3.1.2. Potência do FMR .....	53

3.3.1.3.	Massa do FMR .....	56
3.3.2.	Otimização do freio magneto reológico .....	57
3.3.2.1.	Variáveis de otimização .....	57
3.3.2.2.	Restrições da otimização.....	58
3.3.2.3.	Valores parametrizados do FMR.....	60
3.3.2.4.	Métodos de otimização .....	61
3.4.	Validação por análise pelo método dos elementos finitos .....	62
3.4.1.	Desenho e fixação do FMR à órtese .....	62
3.4.2.	Análise magnética .....	64
3.4.3.	Análise térmica .....	66
3.4.4.	Análises estruturais mecânicas.....	68
3.4.4.1.	Análise estrutural da órtese .....	68
3.4.4.2.	Análise dos discos de frenagem do FMR .....	70
<b>4.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>72</b>
4.1.	Resultados das simulações de solicitações estáticas e dinâmicas .....	72
4.1.1.	Valores do torque estático .....	72
4.1.2.	Valores do torque dinâmico.....	73
4.2.	Resultados da otimização e integração à órtese .....	77
4.2.1.	Otimização do FMR .....	77
4.3.	Análise eletromagnética do FMR .....	79
4.4.	Análise térmica do FMR .....	81
4.5.	Resultados das simulações estruturais mecânicas .....	82
4.5.1.	Análise estrutural da órtese.....	82
4.5.2.	Análise mecânica do FMR .....	83
<b>5.</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>85</b>
<b>6.</b>	<b>TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>87</b>
	<b>REFERÊNCIAS: .....</b>	<b>89</b>

<b>APÊNDICE A .....</b>	<b>99</b>
-------------------------	-----------

## 1. INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é, de acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS) a segunda causa de morte mais comum entre doenças não transmissíveis, com registro de 6 milhões de óbitos em 2019 (WHO, 2024). Sendo que, mais de 50% dos sobreviventes apresentam disfunções crônicas, devido aos danos nos tecidos cerebrais (AZZOLLINI; DALISE; CHISARI, 2021). Entre os indivíduos com sequelas, há um grande grupo que apresenta limitações de movimento do membro superior, o que afeta sua capacidade de realizar atividades diárias simples, como vestir-se ou alimentar-se (LAWRENCE et al., 2001). Nesse cenário, há uma crescente demanda por tratamentos direcionados a estes pacientes, visando a promoção de sua reabilitação e, conseqüentemente, sua qualidade de vida.

Uma abordagem terapêutica que tem se mostrado eficaz na recuperação funcional de membros afetados pelo AVE é a terapia robótica assistiva (FERREIRA et al., 2022; LEE; SARAGIH; BATUBARA, 2023). Entretanto, tais métodos exigem dispositivos assistivos, como por exemplo o uso de órteses. Órteses são dispositivos biomecânicos projetados para auxiliar indivíduos com sequelas temporárias ou permanentes, com objetivo de restaurar os movimentos de um membro afetado (BRASIL, 2019). As órteses podem ser classificadas em três principais tipos: passivas, semiativas e ativas, de acordo com o seu princípio de funcionamento, e cada uma delas se adequa às diferentes necessidades terapêuticas e níveis de mobilidade do paciente (DERESHGI et al., 2021; BHAT; RAO; JAYALAKSHMI, 2023)

Órteses passivas são aquelas que auxiliam o membro imobilizando-o ou fornecendo suporte para o mesmo, geralmente utilizam componentes mecânicos passivos como gesso, talas, tipóias, (BRASIL, 2019). Por outro lado, as órteses ativas utilizam atuadores mecânicos, elétricos, hidráulicos ou pneumáticos para realizar um movimento no membro afetado, e são recomendadas à pacientes que possuem algum controle motor (RÚBIO, 2020) Já as órteses semiativas combinam a flexibilidade do controle ativo e a segurança do controle passivo (CHIGAN; CHEN; JING, 2024) sendo indicadas à pacientes que ainda precisam de assistência para controlar o movimento do membro afetado. Esses equipamentos semiativos utilizam dispositivos reativos, i.e., que não realizam trabalho físico no sistema, mas sobre os quais pode-se exercer controle mecânico, como molas, freios e amortecedores ajustáveis (RÚBIO et al., 2021).

Quando comparadas com órteses passivas as órteses ativas e semiativas são mecanismos que implicam em equipamentos com maior massa. Esse fator resulta em problemas de usabilidade e conseqüente comprometimento de sua dinâmica de movimento, devido à

disparidade na distribuição de massa provocada (BADARI; BAPAT, 2024), especialmente em pacientes pós-AVE. Outro ponto importante a ser considerado diz respeito ao consumo de energia, que determina a mobilidade dos dispositivos ativos e semiativos, que precisam ser desenvolvidos de modo a reduzir a dependência do uso constante de energia elétrica ou de grandes baterias (BHAT; RAO; JAYALAKSHMI, 2023). Assim, a otimização da massa e da eficiência energética são aspectos essenciais no desenvolvimento desses dispositivos assistivos.

Uma estratégia promissora para redução de peso e diminuição da potência necessária em sistemas assistivos é o uso conjunto da estimulação elétrica funcional (FES) que aciona a musculatura e movimenta o membro superior (LOPES, 2021), juntamente com um freio magneto reológico (FMR), e destinado para o controle deste movimento, principalmente na prevenção da fadiga muscular e atuação em momentos de isometria do membro superior, substituição aos atuadores elétricos tradicionalmente empregados (BHAT; RAO; JAYALAKSHMI, 2023; GAO; LIU; LIAO, 2017). Os FMR são dispositivos nos quais um fluido magneto reológico (MR) é posto entre superfícies paralelas ou concêntricas, que ao se aplicar um campo magnético tensão limite de cisalhamento aumenta, intensificando o atrito viscoso, aumentando a resistência ao deslocamento relativo das superfícies (GHAFFARI; HASHEMABADI; ASHTIANI, 2015).

Os fluidos MR são classificados como materiais inteligentes, ou seja, são capazes de alterar sua taxa de deformação através de uma exposição a um campo magnético (CHEN; LIAO, 2010; ZUBIETA et al., 2009). Esse fenômeno é possível dada a dispersão de partículas ferromagnéticas no fluido MR que são sensíveis à variação de campo magnético. Essas partículas se alinham com as linhas do campo, levando a um aumento do arraste do fluido – que pode ser percebido como aumento de viscosidade – até atingir um estado semissólido em milissegundos (BHAT; RAO; JAYALAKSHMI, 2023; ROSSI et al., 2018).

A aplicação de FMR em sistemas assistivos tem demonstrado alto desempenho dado seu grande torque de frenagem aliado a proposta de baixo peso e pouco gasto energético (KUBÍK et al., 2022; QUAMAR; SARKAR, 2022; TURABIMANA; SOHN, 2023). Contudo, projetar um FMR traz consigo grandes desafios, que são relacionados, principalmente, ao dimensionamento do equipamento estar atrelado a equações com múltiplas variáveis e restrições, além da sua grande não-linearidade, tornando impraticável a otimização do FMR por meio de tentativa e erro. Assim, a otimização por um método baseado em algoritmo genético (GA) como o realizado por (QUAMAR; SARKAR, 2022; TURABIMANA; SOHN, 2023), apresenta uma abordagem robusta para otimizar as variáveis relativas aos parâmetros do FMR, tornando viável a utilização de um FMR nos dispositivos.

Em conclusão, o AVE continua como uma das principais causas de mortalidade em todo o mundo, com grande parte dos sobreviventes apresentando sequelas motoras que impactam significativamente sua qualidade de vida. Nesse contexto, as órteses assistivas desempenham um papel crucial na reabilitação de pacientes pós-AVE, oferecendo suporte à mobilidade e promovendo a recuperação funcional. No entanto, a maior massa e o consumo energético dessas órteses ainda representam desafios significativos, limitando sua usabilidade e eficiência. Assim, a utilização de freios magneto reológicos (FMR), com seu potencial de otimização em termos de peso e consumo energético, surgem como uma alternativa inovadora e eficaz para superar esses obstáculos.

Considerando esses fatores, o objetivo geral desta pesquisa de mestrado é propor um sistema que reduza a massa e aumente a eficiência energética de uma órtese de punho semiativa. Para isso, o estudo foca na otimização de um FMR, que será incorporado a uma órtese híbrida, projetada para combinar o FMR no controle da flexão e extensão do braço, juntamente com a estimulação elétrica funcional (FES) para ativação muscular (LOPES, 2021). Dessa maneira, esse trabalho visa contribuir para o desenvolvimento e evolução das órteses semiativas, para a melhora da mobilidade e a qualidade de vida de indivíduos pós-AVE.

## **1.1. Objetivo**

Este estudo tem por objetivo, melhorar a performance mecânica de uma órtese híbrida para membro superior, aplicada à terapia robótica, por meio da implementação de um freio magneto reológico otimizado. Este objetivo será alcançado através dos seguintes objetivos específicos.

### *1.1.1. Objetivos específicos*

- Projetar uma órtese com massa menor ou igual à versão anterior, porém que suporte maiores carregamentos;
- Reduzir os torques que o mecanismo oferece ao usuário durante seu uso;
- Validar o projeto por meio de simulações da estrutura da órtese e do freio magneto reológico.

## **2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

Para dar início ao trabalho proposto, foi fundamental realizar uma revisão da literatura existente, com intuito de identificar estudos que contribuíssem para a construção do conhecimento necessário e oferecessem uma base sólida para o entendimento dos temas abordados. Assim, neste capítulo, será apresentada uma introdução ao AVE, seguida de uma revisão da anatomia e biomecânica do membro superior, terapia robótica assistida. Em sequência, serão abordados o estado da arte de órteses semiativas e, por fim, uma breve discussão de fluido MR e o uso de equipamentos magneto reológicos em dispositivos assistivos.

### **2.1. Acidente vascular encefálico**

Popularmente conhecido como “derrame”, o AVE é a principal causa de incapacitação motora e uma das principais causas de mortes no mundo (DONKOR, 2018;WHO, 2024). O AVE decorre da redução de irrigação de sangue em estruturas cerebrais, podendo se manifestar de dois modos: isquêmico, onde há a obstrução de um vaso sanguíneo ou por via hemorrágica, quando há rompimento de um vaso sanguíneo (LAWRENCE et al., 2001). A forma mais comum de AVE – correspondendo a 85% dos casos (MURPHY; WERING, 2020) – é isquêmica, tem origem na redução do fluxo sanguíneo dos vasos encefálicos, resultando em redução da irrigação do tecido cerebral e, conseqüentemente, morte de grandes quantidades de neurônios. A outra forma de AVE é hemorrágica, causada por rompimento de vasos sanguíneos cerebrais, o que aumenta a pressão intracraniana e, como resultado, danifica o tecido cerebral, impedindo o fluxo de sanguíneo. Esta última forma de AVE é a maior responsável pelo número de óbitos e incapacitações (AZZOLLINI; DALISE; CHISARI, 2021).

O impacto do AVE vai além das conseqüências imediatas, resultando em comprometimento neuromusculares de longo prazo, que causam déficits sensoriais, cognitivos, motores e de equilíbrio e afetam a qualidade de vida dos indivíduos, exigindo cuidados contínuos e reabilitação eficazes, que foquem não apenas no sistema nervoso central, mas também nas alterações musculares periféricas (WHO, 2021). A seqüela neurológica mais comum em indivíduos pós AVE é a hemiparesia, que neste caso é caracterizada pela paralisia parcial muscular em um lado do corpo (ARBOIX; MARTÍ-VILALTA, 2012). Também em função desta paralisia, o indivíduo apresenta alterações significativas posturais, que prejudicam sua locomoção, podendo levar à perda de estabilidade, ocasionando desequilíbrio e, conseqüentemente, quedas (KAMINISHI et al., 2022). Ainda, demonstram dificuldade de

controlar de forma independente um membro, de modo que a ativação de um músculo de um dado grupo muscular desencadeia no movimento de todos os demais, sendo limitados a padrões de movimento estereotipados conhecidos como padrões de sinergias anormais (LI et al., 2022).

Em relação aos comprometimentos musculares periféricos, esses se manifestam como: alterações na morfologia muscular, observada pelo encurtamento dos sarcômeros e alterações da matriz extracelular, que afetam a função do músculo; sarcopenia (atrofia muscular), que devido a perda de massa muscular, contribui para perda de força muscular e limitações funcionais; e alterações metabólicas musculares, que impactam na utilização de energia pelo músculo, ocasionando mais fadigas musculares (AZZOLLINI; DALISE; CHISARI, 2021).

Uma das principais anormalidades musculares é o acometimento de paralisia flácida (hipotonia), que afeta o controle dos movimentos voluntários no lado afetado pelo AVE, fazendo que o posicionamento do membro seja prejudicado (MAREK et al., 2023). Posteriormente, pode ser observado aumento da rigidez muscular (hipertonia), que provoca redução na amplitude de movimento, dores nas articulações e mudança postural (GRUMANN et al., 2017). Associada à hipertonia, ocorre a espasticidade - às vezes chamada de rigidez ou tensão muscular - resultante de uma hiperatividade dos reflexos de estiramento, também conhecidos como reflexos tendinosos (RIVELIS; ZAFAR; MORICA, 2023). Esse aumento no tônus muscular pode levar à rigidez e resistência ao movimento, causando dificuldade para mover os músculos afetados, resultando em perda da capacidade de realizar atividades cotidianas.

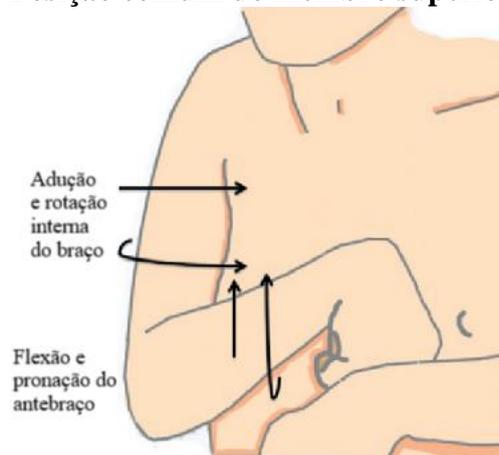
Como a maioria dos AVEs envolvem a lesão da artéria cerebral média, os membros superiores tendem a ser mais afetados do que os membros inferiores, uma vez que essa artéria irriga regiões do cérebro responsáveis pelo controle motor e sensorial dos membros superiores (SHELTON; REDING, 2001). Nesses membros, os comprometimentos de um AVE podem alterar à medida que a recuperação motora avança, bem como os indivíduos podem apresentar múltiplos comprometimentos simultaneamente (RAGHAVAN, 2015). Assim, esses pacientes exigem um esforço terapêutico bem planejado para que as demandas da reabilitação possam ser atendidas com êxito, visando a restauração da função do membro afetado ao longo de todo o tratamento.

## **2.2. Anatomia do membro superior**

Os membros superiores são responsáveis pela interação do ser humano com o ambiente, através da manipulação de objetos e movimentos gestuais, o que demanda movimentos precisos

das regiões do membro superior (FREEMAN et al., 2009). Assim, são responsáveis pela execução de atividades cotidianas importantes como alimentação, comunicação gestual, higiene pessoal, além da realização de atividades profissionais como uso de ferramentas e máquinas (TARAVATI et al., 2022). E, embora essas atividades sejam realizadas, primariamente, pelas mãos, o controle da posição destas é realizado pelas articulações dos ombros e cotovelos (HUNTER; CROME, 2002). Após um acidente vascular encefálico é comum que o membro superior apresente espasticidade nos flexores, levando a uma postura de adução e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo e pronação do antebraço, como ilustrado na Figura 1 (TEIVE; ZONTA; KUMAGAI, 1998). Se não corrigida, essa postura pode causar deformidades e prejudicar a recuperação funcional.

**Figura 1 - Posição comum do membro superior pós-AVE.**



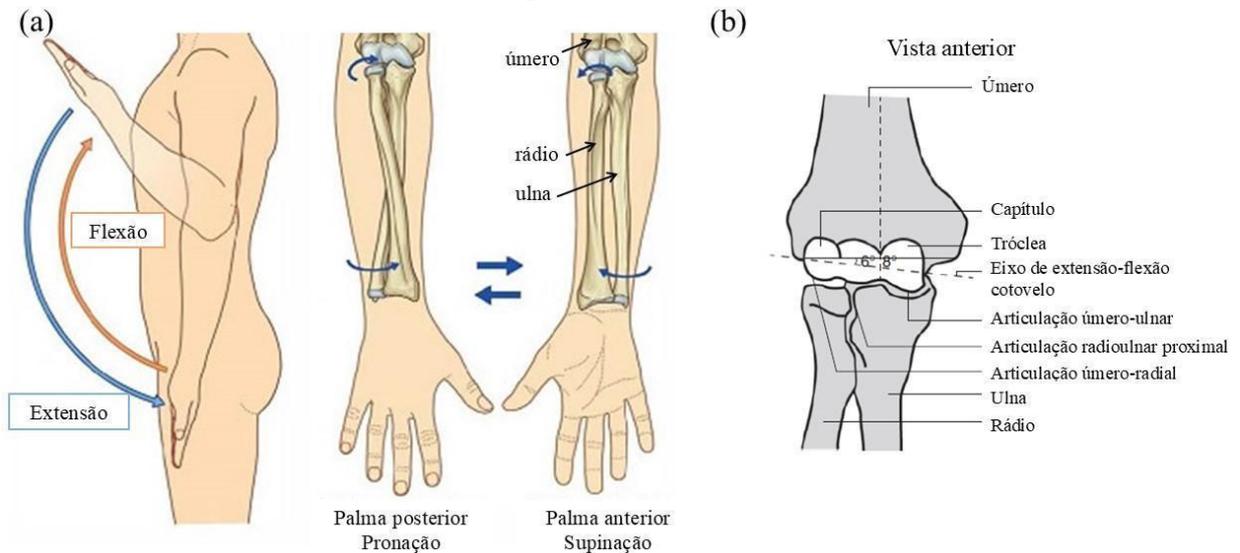
Fonte: Adaptada de (SELZER et al., 2014).

### 2.2.1. Anatomia e biomecânica da articulação do cotovelo

Os membros superiores são compostos por estruturas articuladas que proporcionam uma ampla gama de movimentos, fundamentais para diversas funções. Este estudo, em particular, concentrou-se na articulação do cotovelo. De maneira geral, o cotovelo é considerado uma articulação sinovial, i.e., realiza a comunicação e movimento entre as extremidades ósseas, sendo composto por revestimento cartilaginoso, cápsula articular, ligamentos e o líquido sinovial que lubrifica a articulação (NEUMANN, 2011). O cotovelo é considerado uma das articulações mais complexas do corpo humano, sendo descrito como uma articulação do tipo tronco-gínglimo (dobradiça) e promove o movimento em dois eixos, que são independentes entre si: de flexão/extensão (movimento da ulna em relação ao úmero) e pronação/supinação (rotação relativa da ulna ao úmero), como mostrado na Figura 2 (a) (DRAKE et al., 2010). Suas

principais articulações são as do úmero distal e da ulna proximal, mas existem articulações entre o rádio proximal e o úmero e, também, o rádio proximal e a ulna. Assim, pode ser descrita como junção das articulações úmero-ulnar, úmero-radial e radioulnar proximal que são envolvidas pela mesma cápsula, como pode ser visto na Figura 2 (b) (MALIK; MALIK, 2015).

**Figura 2 - (a) Movimento de flexão/extensão e pronação/supinação e (b) articulações que compõem o cotovelo.**



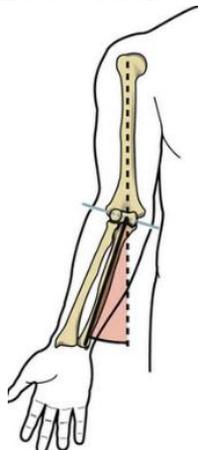
Fonte: Adaptada de (a) (DRAKE et al., 2010) e (b) (MALIK; MALIK, 2015).

A parte distal do úmero é composta por colunas medial e lateral e formam duas superfícies articulares no cotovelo: o capítulo e a tróclea (NEUMANN, 2011). A articulação úmero-ulnar é do tipo dobradiça, formada pela tróclea, que tem formato de ampulheta, se encaixando na cavidade troclear da ulna, que tem a forma de uma sela (NEUMANN, 2011). Essa estrutura oferece estabilidade natural e limita movimentos excessivos entre as superfícies articulares, permitindo o movimento em um só plano (NEUMANN, 2011). Por outro lado, a articulação úmero-radial, do tipo esférica, ocorre entre o capítulo (que possui formato esférico) e a cabeça do rádio, sendo também importante para os movimentos de flexão/extensão do cotovelo e, também, pronação/supinação (MALIK; MALIK, 2015). Já a articulação radioulnar proximal é do tipo pivô, sendo formada pela interação das superfícies adjacentes do rádio e da ulna, apresentando um movimento mais restrito e possibilitando a rotação do antebraço (MALIK; MALIK, 2015). A Figura 2 (b) ilustra essas três principais articulações que compõem o cotovelo.

Do ponto de vista funcional, além do cotovelo contribuir para a maior mobilidade do membro superior, também, desempenha o papel de transmitir forças entre o braço e o antebraço, funcionando como o ponto de apoio para o sistema de alavanca do antebraço (MALIK; MALIK,

2015). Durante o movimento de flexão-extensão, o eixo de rotação do cotovelo não é fixo e nem perpendicular ao plano sagital do úmero, possuindo uma inclinação medial-lateral, devido às características anatômicas do olécrano, úmero e tróclea. Assim, essas partes executam um movimento tipo rosca, formando o que é denominado de ângulo cúbito valgo ou ângulo de carregamento, mostrado na Figura 3 (LOPES, 2021; MALIK; MALIK, 2015). Esse ângulo possibilita o afastamento entre o antebraço e o quadril quando o membro superior está balançando (MALIK et al., 2015). Neumann (2011) apresenta valores médios do ângulo valgo de 13° a 15°, com desvio padrão de 5° e 6°, em casos de homens e mulheres, respectivamente, sendo maiores em mulheres devido à menor proporção entre ombros e quadril (MALIK et al., 2015).

**Figura 3 - Cúbito valgo.**



Fonte: Adaptada de (NEUMANN, 2011).

O complexo da articulação do cotovelo é estabilizado tanto por componentes ósseos quanto por tecidos moles, equilibrando movimento e dando estabilidade. Embora cada articulação seja restrita, o conjunto oferece uma boa amplitude de movimento, tornando o cotovelo geralmente estável (NEUMANN, 2011). Os estabilizadores estáticos incluem a articulação úmero-ulnar e os ligamentos colaterais medial e lateral (estabilizadores primários) e a cápsula articular, tendões dos flexores e extensores e a membrana interóssea entre a ulna e o rádio (estabilizadores secundários) (MALIK; MALIK, 2015). Por outro lado, os estabilizadores dinâmicos são músculos que atravessam as articulações para gerar forças compressivas e auxiliar na estabilização do complexo do cotovelo, como por exemplo o bíceps, tríceps e braquial (MALIK; MALIK, 2015). Durante a flexão o braquial e o bíceps são os principais músculos ativados, enquanto na extensão o tríceps é o músculo mais requisitado (DRAKE et al., 2010; MALIK; MALIK, 2015).

Para compreender a dinâmica do membro superior humano, modelos matemáticos são amplamente utilizados, sendo alguns destes modelos concebidos baseados na extração de medidas antropométricas, com uso de marcadores, câmeras e outros, que são empregados para tornar o modelo mais fidedigno à realidade (THOMAS; ZENI; WINTER, 2023). Entretanto, há fatores dificultadores na obtenção de dados dinâmicos das articulações dos usuários, pela complexidade das articulações musculoesqueléticas humanas, coordenação do movimento desejado, antropometria das populações estudadas (Hu et al., 2021) e, em alguns casos, pelo comprometimento da coordenação motora como é o caso do AVE (WHO, 2021). Esses desafios destacam a importância da busca contínua por métodos mais precisos e adaptáveis, capazes de melhorar a compreensão e a modelagem dos movimentos humanos, especialmente em contextos clínicos e de reabilitação.

### **2.3. Órteses e terapia robótica assistida**

Órteses são dispositivos biomecânicos aplicados externamente a segmentos do corpo, projetados para auxiliarem alguma disfunção neuromuscular que necessite de suporte (BRASIL, 2019). Têm o objetivo de restaurar os movimentos saudáveis dos membros e/ou imobilizá-los durante processo regenerativo, podendo ser aplicadas por tempo determinado ou de forma permanente. São geralmente diferenciadas em três tipos: órteses passivas, semiativas e ativas.

As órteses passivas são, em geral, estruturas fixadas a alguma porção de um membro humano que necessita de auxílio para exercer o movimento ou que precisa ficar imobilizado durante um processo de cicatrização e/ou regeneração de algum tecido do membro (BRASIL, 2019). Possuem como aspectos positivos, simplicidade de construção, leves, de baixo custo e fáceis de adequação para atividades simples. Exemplos desta categoria são talas, gessos, tipóias, bengalas, dentre outros (BHAT; RAO; JAYALAKSHMI, 2023). Como aspectos limitantes, têm-se que as órteses passivas não se adaptam às mudanças na dinâmica do movimento do membro, oferecem restrições em atividades complexas e mais exigentes, além do fato de que pessoas com complicações graves apresentam perda da capacidade muscular e as órteses passivas requerem certo grau de força muscular e controle do movimento (GANDOLLA et al., 2022). Por outro lado, as órteses ativas são mecanismos dinâmicos que aplicam forças sobre um segmento do corpo e produzem seu movimento por meio da aplicação de atuadores mecânicos, elétricos, pneumáticos, hidráulicos com a finalidade de contribuir ou substituir a força muscular ausente ou diminuta (OCHIEZE; ZARE; SUN, 2023). São indicadas

em casos que requerem mobilidade nas articulações e podem ajudar na redução de adesões, contraturas e deformidades, além de manter a função articular. Essas órteses também auxiliam no suporte de músculos fracos e no equilíbrio dinâmico das estruturas ósseas e musculares (BRASIL, 2019). Além disso, essas tecnologias auxiliam o usuário na realização de movimentos ao captarem sinais de intenção, como imagética motora, eletromiografia (EMG), estimulação elétrica funcional (FES), entre outros (FU; CHEN; JIA, 2023; HU et al., 2021). Entretanto, as desvantagens associadas a este modelo de órtese são o aumento da massa do atuador e de suportes necessários, além do maior consumo de energia e necessidade de controladores para funcionamento correto dos atuadores.

Ao contrário das anteriores, as órteses semiativas possuem componentes que atuam na resistência e/ou dissipação da energia de forma controlada em segmentos corporais, para auxiliarem a musculatura durante o movimento do membro (DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020). Estas possuem elementos dissipadores e/ou conversores de energia – molas, amortecedores, freios – que proporcionam controle do movimento, melhor ajustagem do equipamento ao membro e absorção de irregularidades causados por seu uso (DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020). Essas órteses possuem os benefícios de não precisarem de atuadores fixados às mesmas para seu funcionamento correto, além disso, permitem que a ativação muscular ocorra por meio externo, como o caso do uso de FES. Nesta abordagem o movimento muscular é realizado pelo próprio usuário, o que é considerado desejável nos processos de reabilitação muscular, pois promove a ativação e fortalecimento dos músculos, incentivando a recuperação da mobilidade e funcionalidade dos mesmos.

Exemplos de cada um dos tipos de órteses estão mostrados na Figura 4, ilustrando como esses dispositivos podem ser aplicados em diferentes contextos de reabilitação. O uso de cada tipo de órtese varia significativamente, dependendo do nível de mobilidade do paciente, das necessidades específicas de suporte ou correção e do objetivo final do tratamento proposto. Ainda, dependem do nível de mobilidade do paciente e do objetivo da reabilitação. Assim, cada uma é indicada para uma etapa de tratamento e desempenham papel fundamental para alcançar os objetivos terapêuticos de maneira eficaz e personalizada.

**Figura 4 - Tipos de órteses de membro superior: (a) passiva, (b) ativa e (c) semiativa.**



Fontes: Adaptada de (a) (REH4MAT, 2025), (b) (EDUXO ROBOTICS, 2023) e (c) (ORTHOTICS, 2025).

A terapia assistida por robótica utilizando órteses demonstra maior eficácia quando comparado com tratamentos convencionais (FERREIRA et al., 2018). As pesquisas de (BERTANI et al., 2017; PRANGE et al., 2006) mostraram que a terapia robótica aplicada à reabilitação de membros superiores melhorou o controle motor da extremidade proximal (ombro e cotovelo) tanto a curto quanto a longo prazo em pacientes em estágio agudo e crônico pós-AVE. No entanto, não encontraram evidências de que essa técnica impactasse significativamente as habilidades motoras funcionais. Por outro lado, Ferreira et al., 2022 demonstrou que, embora o uso de terapias robóticas apresente pequenos efeitos no controle motor, há um impacto significativo na força muscular em comparação com outras intervenções a curto prazo. Dessa maneira, a aplicação combinada de terapias robóticas, minimamente supervisionadas por profissionais de saúde, com terapias convencionais se mostrou a estratégia mais eficaz na reabilitação dos membros superiores. Nesta abordagem foi verificada a melhora na suavidade do movimento e redução o tempo e o número de erros na realização das tarefas (BUDHOTA et al., 2021). Com essa combinação, os ganhos na reabilitação foram mantidos até 12 semanas após o tratamento, sem efeitos colaterais associados à terapia robótica (WRIGHT et al., 2021). Além de proporcionar benefícios aos pacientes, essa estratégia também reduziu a sobrecarga dos profissionais de saúde envolvidos no tratamento.

Além disso, algumas outras necessidades devem ser atendidas em futuras aplicações de terapia robótica. Uma delas é a sua adaptação para uso residencial, que tem grande potencial de aprimorar a reabilitação, aumentando o conforto para o paciente e reduzindo o tempo de cuidado médico (FERREIRA et al., 2022). Todavia, a adoção de órteses fora do ambiente clínico é uma tarefa que demanda estruturas mais leves, seguras, com maior conforto, melhor estética e diminuição de custos (BARDI et al., 2022). Outro ponto de melhoria, é o acréscimo de mecanismos que suportem seu próprio peso e não gerem carregamento no indivíduo pós-AVE, pois este já apresenta baixa força muscular (BARDI et al., 2022).

Um modo de auxiliar o paciente durante o movimento é obtido com emprego de dispositivos ativos ou semiativos que utilizam atuadores mecânicos ou incorporam molas e amortecedores para controle (RÚBIO et al., 2021). Esses dispositivos são projetados para oferecer suporte adicional ao usuário, permitindo uma recuperação mais eficiente em processos de reabilitação. Entretanto, o desenvolvimento de órteses ativas e semiativas envolve lidar com o aumento de peso do dispositivo que pode dificultar o uso, o movimento dos membros e perturbar a dinâmica dos membros, devido a disparidades na distribuição de massa, especialmente em pacientes pós-AVE. Ainda, o uso de energia é a segunda consideração chave, determinando a mobilidade do dispositivo, que pode reduzir ou aumentar a dependência de redes elétricas ou extensas baterias. Dessa forma, há uma demanda crescente por projetar órteses ativas e semiativas que possam otimizar tanto a massa quanto o consumo de energia.

### *2.3.1. Órtese para membro superior – estado da arte.*

Ao longo dos anos, os estudos voltados para órteses de cotovelo apresentaram um crescimento significativo, refletindo numa transformação marcante no desenvolvimento desses dispositivos, que evoluíram de modelos rudimentares para soluções mais sofisticadas e personalizadas, incorporando materiais modernos - em virtude dos avanços na ciência dos materiais - e apresentando avanços tecnológicos em biomecânica (DERESHGI et al., 2024). Neste contexto, um exemplo importante de melhorias na década de 90, foi o desenvolvimento de uma tala dinâmica que incorporava uma unidade de força torsional bidirecional para suporte de extensão/flexão, com características de força ajustável, design compacto e leve (DEHARD; PATCHEL, 1997).

Em relação aos avanços na estrutura dos dispositivos, Johnson et al. (2001) desenvolveram uma órtese motorizada com cinco graus de liberdade, capaz de realizar movimentos no ombro, cotovelo e em pronação/supinação, além de oferecer suporte a programas terapêuticos. Em sequência, (VANDERNIEPEN et al., 2008) conduziram um estudo com uma órtese motorizada que apresentava atuadores com conformidade ajustável e posição de equilíbrio configurável, seguidos por, Schulz et al. (2009) que se dedicaram na reabilitação de pacientes com lesão medular cervical, através do projeto de uma órtese híbrida modular, não invasiva, combinada com FES. Ainda, em 2012 foi patenteada uma órtese que facilitava o movimento dos ossos da mão e do braço (BONUTTI et al., 2012), que em 2019 foi aperfeiçoada focando nos ajustes para pronação/supinação, a partir de uma base rotatória (BONUTTI et al.,

2014). Por fim, um importante estudo com análise de tensões realizado para otimizar o desempenho de uma órtese de cotovelo (LAVRENKO; LEBEDYNSKYI, 2022).

Além disso, outros avanços relevantes foram reportados, como é caso do trabalho de (CEMPINI et al., 2013) que utilizaram atuadores sofisticados, embreagem de segurança e um inovador sistema elástico para aprimorar um exoesqueleto portátil (NEUROExos) para cotovelos paréticos/espásticos, que posteriormente, foi otimizado focado na reabilitação de pacientes com AVC nas fases aguda e subaguda (VITIELLO et al., 2016). Também, na literatura são apresentados: um projeto de uma órtese de cotovelo, com um grau de liberdade para suprimir tremores - controlada por velocidade-, reduzindo-os sem prejudicar movimentos voluntários; e uma órtese utilizando controle pneumático, baseado em sinais bioelétricos, promovendo movimentos naturais aos usuários (DINDORF; WOS, 2020).

No contexto de autonomia dos pacientes, algumas órteses foram projetadas permitindo exercícios dinâmicos e reabilitação em domicílio, como é o caso das pesquisas de Bancud, Kitilek e Krivanek, (2019) de uma órtese motorizada portátil para espasticidade e contraturas, que forneciam dados para os médicos, e Minh et al. (2020) de uma órtese mecatrônica de baixo custo para reabilitação de lesões no cotovelo, com controle adaptativo preciso, bem como, Rodriguez et al. (2022) com uma sofisticada órtese mecatrônica de 3 graus de liberdade. Ainda, Said et al. (2022) propuseram uma órtese inteligente, visando reduzir a rigidez do cotovelo com exercícios interativos e Petrov et al. (2023) criaram um controlador autônomo para uma órtese ativa de cotovelo, permitindo personalização. Já no aspecto de melhorias no conforto e custos envolvidos, Murugan et al., 2018) desenvolveram uma órtese ergonômica personalizada para hiperextensão, usando manufatura aditiva.

No campo das interfaces que facilitam a interação entre usuários e profissionais com órteses, diversos avanços têm sido alcançados. (NIKOLAEV et al., 2020) projetaram uma órtese adaptativa para o cotovelo, operada remotamente por meio de um aplicativo Android, que integra controle via aplicativo com elementos elásticos e fontes de energia externas, otimizando a eficácia da reabilitação. Já (DEMÍRSOY; KUTLU; MANSOUR, 2022) introduziram um sistema remoto para monitoramento de reabilitação, utilizando sinais EMG armazenados na nuvem, permitindo que fisioterapeutas acompanhem o progresso dos pacientes de maneira eficiente.

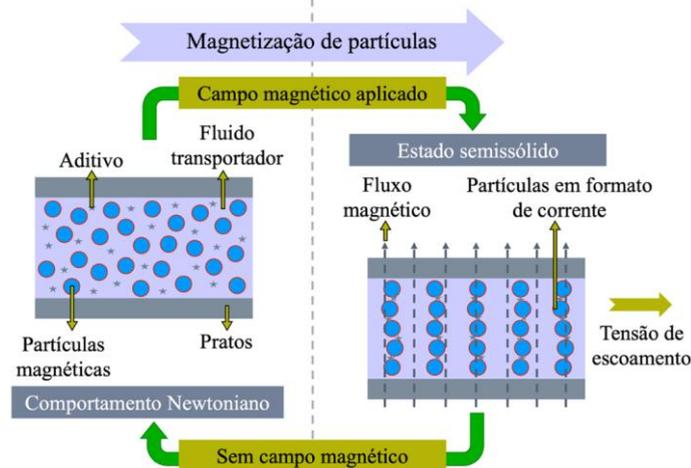
Em conclusão, os avanços nas órteses de reabilitação de cotovelo mostram uma tendência crescente em incorporar tecnologias inovadoras, como sistemas motorizados e sensores bioelétricos, para melhorar a eficácia e a personalização do tratamento. No entanto, desafios como conforto, consumo energético, peso do dispositivo e portabilidade ainda

persistem. Assim, a utilização de um freio magneto reológico em uma órtese semiativa pode oferecer uma solução promissora, proporcionando controle dinâmico, resistência variável e ajustes em tempo real, sem comprometer o conforto.

#### 2.4. Fluido magneto reológico

Os fluidos magneto reológicos (MR) pertencem à categoria de fluidos não newtonianos e possuem a capacidade de modificar sua tensão de escoamento quando submetidos a um campo magnético (CHEN; LIAO, 2010). Esses fluidos são constituídos por uma base líquida não magnética (fluido de base e aditivos para estabilização) em que partículas magneticamente responsivas estão dispersas (DUTRA et al., 2024). Sob a influência de um campo magnético, essas partículas se organizam ao longo das linhas do campo, provocando um aumento no arrasto do fluido, que se manifesta como uma elevação na tensão de escoamento. Esse fenômeno pode levar o fluido a atingir um estado quase sólido, sem apresentar escoamento, em questão de milissegundos (ASHTIANI; HASHEMABADI; GHAFARI, 2015). Na ausência desse campo, porém, as partículas estão dispersas aleatoriamente e exibem comportamentos similares aos de fluidos newtonianos (OLABI; GRUNWALD, 2007), como ilustrado na parte esquerda da Figura 5.

**Figura 5 - Comportamento do fluido MR quando exposto a campo magnético.**



Fonte: Dutra (2024).

As partículas dispersas no fluido são ferromagnéticas e, geralmente, são fabricadas em carbonila de ferro ligas de ferro como óxidos, carbetos, nitratos (NGUYEN; BAPAT; WANG, 2016). Ainda, existem outros exemplos de fluidos MR com partículas constituídas em cobalto ou níquel (HOANG; BUI; TRAN, 2023). Normalmente, as partículas apresentam geometria

esféricas com diâmetro que variam entre 20 e 50  $\mu\text{m}$  (DUTRA et al., 2024). Entretanto, partículas fibrilares podem ser adicionadas ou usadas no lugar das esféricas, devido maior área superficial, aumentando o empuxo, conseqüentemente, reduzindo a precipitação e, ainda, aumentando o arraste e diminuindo a necessidade de estabilizadores (KUMAR et al., 2021). O fluido carreador deve ser paramagnético, sendo comum a aplicação de óleos lubrificantes, a base de silicone ou de hidrocarbonetos e polietileno glicol ou em solução óxida, além do uso de aditivos a base de argila natural (DUTRA et al., 2024).

Para a caracterização do comportamento dinâmico do escoamento do fluido MR em condições de cisalhamento, são amplamente empregados modelos paramétricos não lineares que avaliam as relações de tensão e deformação no fluido. Eles se aplicam à modelagem de fluidos não newtonianos e, devido à sua precisão e robustez, alguns modelos matemáticos descritivos mais utilizados para dispositivos assistivos, são: Bingham e Herschel-Bulkley, sendo o primeiro amplamente utilizado em virtude da sua simplicidade (GHAFARI; HASHEMABADI; ASHTIANI, 2015; ROSSA et al., 2014; ROSSI et al., 2018). A tensão de cisalhamento total de um fluido MR, conforme o modelo proposto por Herschel e Bulkley (1926) pode ser descrito pela equação (1) (HERSCHEL; BULKLEY, 1926; MITSOULOW; ABDALI; MARKATOS, 2016)

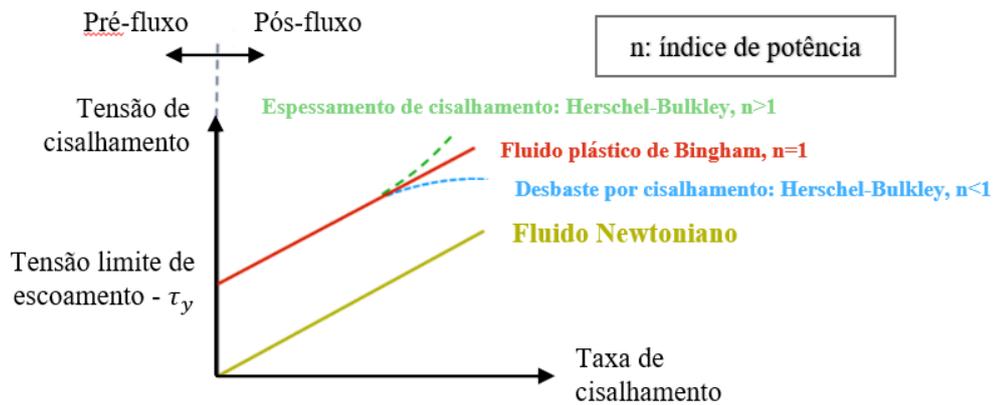
$$\tau_{MR} = \tau_y + K_{HB}\dot{\gamma}^n \quad \text{para } |\tau_{MR}| > \tau_y \quad (1)$$

em que,  $\tau_y$ ,  $K_{HB}$ ,  $\dot{\gamma}$  e  $n$  correspondem à tensão limite de escoamento do fluido (varia com o campo magnético aplicado), índice de consistência (indica o grau de resistência ao escoamento), taxa de cisalhamento e índice do fluxo (grau de comportamento não-newtoniano do fluido), respectivamente. Para os fluidos com índice  $n < 1$ , a viscosidade aparente decrescente conforme  $\tau_{MR}$  cresce, sendo nomeados pseudoplásticos. Por outro lado, os denominados fluidos dilatantes são aqueles nos quais tanto a viscosidade aparente e a taxa de deformação apresentam o comportamento crescente,  $n > 1$ . Por fim, no caso  $n = 1$  e  $\tau_{MR} > \tau_y$  o fluido apresenta um comportamento linear, conhecida como plástico de Bingham, descrito pela equação (ARTEAGA et al., 2017; FOX et al., 2011):

$$\tau_{MR} = \tau_y + \mu_{MR}\dot{\gamma} \quad \text{para } |\tau_{MR}| > \tau_y \quad (2)$$

em que  $\mu$  representa viscosidade dinâmica do fluido MR. A Figura 6 ilustra graficamente cada um dos comportamentos supracitados.

**Figura 6 - Comparação de Taxa de cisalhamento x Tensão de cisalhamento em fluidos.**



Fonte: Dutra (2024).

#### 2.4.1. Dispositivos magneto reológico

Os dispositivos magneto reológicos (MR) têm ganhado destaque em diversas aplicações devido às suas propriedades únicas, que permitem ajustes rápidos e precisos em resposta a estímulos externos. Esses dispositivos utilizam fluido MR, cuja viscosidade pode ser controlada instantaneamente pela aplicação de um campo magnético, proporcionando flexibilidade e eficiência em sistemas semiativos. Dada a grande capacidade de controle de escoamento do fluido MR por meio da aplicação do campo magnético, uma gama de equipamentos semiativos foi desenvolvida utilizando estes benefícios (CHOI, 2023). Além disso, eles apresentam alta eficiência energética, operando com menor consumo de energia em comparação a dispositivos totalmente ativos (ARTEAGA et al., 2020b).

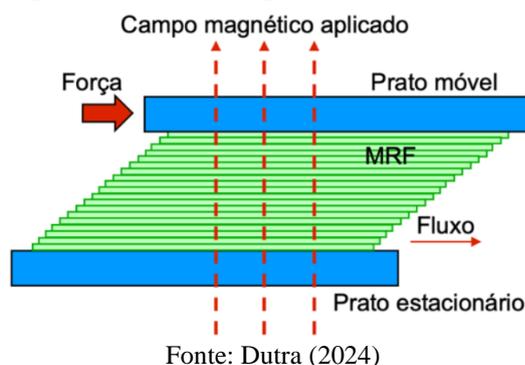
A rápida resposta do fluido MR ao campo magnético aplicado, permite ajuste em tempo real da rigidez e amortecimento do dispositivo (DUTRA et al., 2024), possibilitando fácil implementação de diferentes estratégias de controle, pela fácil resposta do fluido MR ao campo magnético aplicado (LI et al., 2024). Outra vantagem é a simplicidade de design, que reduz custos de fabricação e manutenção, aliado à sua robustez, tornando-os adequados para condições operacionais extremas (CHOI, 2023). Entretanto, também apresentam desvantagens que impactam seu desempenho e aplicação. As propriedades dos fluidos MR são sensíveis à temperatura, resultando em variações de desempenho em ambientes extremos e exigindo sistemas de controle térmico adicionais (ANDRADE et al., 2021; CHOI, 2023). Os custos iniciais de implementação são frequentemente altos devido ao uso de materiais especializados, em especial o fluido MR, e a força máxima gerada por dispositivos MR pode ser limitada em certas aplicações (LIU et al., 2022). Há a necessidade de otimizar o dimensionamento do

aparelho, pois aplicações assistivas exigem miniaturização para garantir ergonomia e portabilidade (DUTRA et al., 2024; LIU et al., 2022).

Em uma recente revisão cronológica, Choi (2023) apresenta os diversos usos destes dispositivos, como amortecedores MR, usados em suspensões automotivas semiativas e controle de vibrações em estruturas civis; freios e embreagens MR para sistemas industriais e veículos; montagens MR para reduzir vibrações em motores marítimos e veículos de construção, que são expostos a condições extremas; sistemas de polimento MR para precisão em componentes ópticos, eletrônicos e biomédicos; dispositivos médicos e de reabilitação, incluindo próteses, órteses e exoesqueletos, além disso também há uso em displays hápticos para cirurgia robótica com sistemas táteis e *grippers* deformáveis.

Os equipamentos MR possuem comportamento e desempenho dependentes de seu modo de uso. A escolha do modo depende das exigências específicas de cada aplicação, como por exemplo, força, torque e o tipo de movimento desejado, fornecendo flexibilidade e adaptabilidade, especialmente quando empregados em tecnologias assistivas como próteses e órteses (MA et al., 2017). Recentemente, identificou-se que existem 4 modos de operação de dispositivos MR: válvula, modo cisalhamento, modo compressão e modo pinçamento (DUTRA et al., 2024).

**Figura 7 - Esquema do FMR operando no modo cisalhamento.**



O modo de cisalhamento, que é de interesse desta pesquisa e está ilustrado na Figura 7, é caracterizado pelo movimento paralelo entre as placas, com o campo magnético aplicado perpendicularmente. Neste modo, o fluido fica localizado entre dois polos magnéticos e a aplicação de uma força externa provoca um deslocamento relativo entre os mesmos. As estruturas em cadeia formadas no fluido geram uma força que resiste ao movimento (ARTEAGA et al., 2020a). Normalmente, modo de cisalhamento é ideal para dispositivos que exigem forças menores e um design mais compacto, como freios e embreagens. Como medidas de desempenho desses dispositivos, geralmente calcula-se, dentre outros, a densidade de torque,

que é definida como o torque máximo dividido pelo volume total, e a eficiência, que é dada pela razão entre o torque máximo e a potência fornecida (ROSSA et al., 2014).

Assim, a utilização de um FMR otimizado, operando no modo de cisalhamento permite o desenvolvimento de dispositivos compactos e de alto desempenho, com potencial significativo para melhorar a funcionalidade de tecnologias assistivas, como órteses de membro superior, ampliando sua aplicabilidade e eficácia em cenários terapêuticos. Entretanto, um grande desafio reside em otimizar as dimensões do FMR, em virtude à não linearidade e às múltiplas variáveis das equações que dimensionam o freio, bem como às restrições de massa máxima, potência consumida, torque solicitado, saturação magnética, intervalo de temperatura operacional e resistência mecânica do dispositivo. O método tradicional de dimensionamento baseado em tentativas e erro é inviável (ANDRADE et al., 2018), mas ferramentas de otimização podem encontrar valores que minimizam a massa e o uso de energia, ao mesmo tempo em que aderem às restrições supracitadas.

#### *2.4.2. Aplicação de FMR em órteses e próteses*

Os amortecedores, embreagens e freios são os aparelhos MR mais usados em dispositivos assistivos neuromusculares como órteses, próteses e exoesqueletos (LIU et al., 2022). A maior aplicação se concentra no uso de amortecedores MR em próteses e órteses para tornozelo e pé, pois proporcionam movimentos estáveis e controlados, por meio da absorção de impacto e resistência variável durante as etapas da marcha, evitando quedas e aumentando a estabilidade (CHOI, 2023; LIU et al., 2022). Nos outros casos, os freios e as embreagens MR são utilizados em próteses e exoesqueletos especialmente nas articulações do joelho e punho para fornecer movimento adaptável e natural, reduzindo o esforço do usuário (DUTRA et al., 2024), e possibilitando a integração com dispositivos híbridos, através de ajuste automático da assistência ou resistência durante o movimento (LIU et al., 2022). Em sua revisão de próteses com uso de fluido MR, Dutra et al. (2024) descrevem que a maioria das aplicações ocorrem em próteses destinadas aos membros inferiores, com poucos trabalhos dedicados à aplicação em membros superiores.

Um exemplo de aplicação em membro superior, é a embreagem magneto reológica (EMR) de Clemente et al. (2011), projetada para auxiliar na reabilitação de pacientes com distúrbios motores no cotovelo, transmitindo torque assistido de forma eficiente, evitando lesões durante espasmos involuntários. Ainda neste contexto, Onozuka et al. (2018), reportam um exoesqueleto de 4 graus de liberdade (4-DOF) combinando EMR e músculos artificiais

pneumáticos, projetado para interação em realidade virtual (VR) e reabilitação, com rigidez da mão ajustável e torque eficiente com tempos de resposta rápidos.

No caso dos amortecedores MR (AMR), seu emprego mais comum é em órteses e exoesqueletos de membros superiores, como as órteses de punho para supressão do tremor essencial (CHIGAN; CHEN; JING, 2024; YI et al., 2019; ZAHEDI et al., 2021), por apresentarem alta capacidade de atenuação das oscilações, na ordem de 30 a 99,8% (BHAT; RAO; JAYALAKSHMI, 2023). Outrossim, Yi et al. (2019) desenvolveram um exoesqueleto com AMR, proporcionando torque de 8 Nm e baixo consumo energético, além de leve e eficiente, demonstrando redução significativa nos tremores, melhorando a qualidade de vida dos pacientes. Uma outra aplicação, é um AMR rotativo em uma articulação flexível de um robô destinado a reabilitação de membros superiores, obtendo um sistema de segurança flexível por meio de um controle da impedância da articulação, posicionando o membro afetado na posição desejada de forma segura Li et al. (2024).

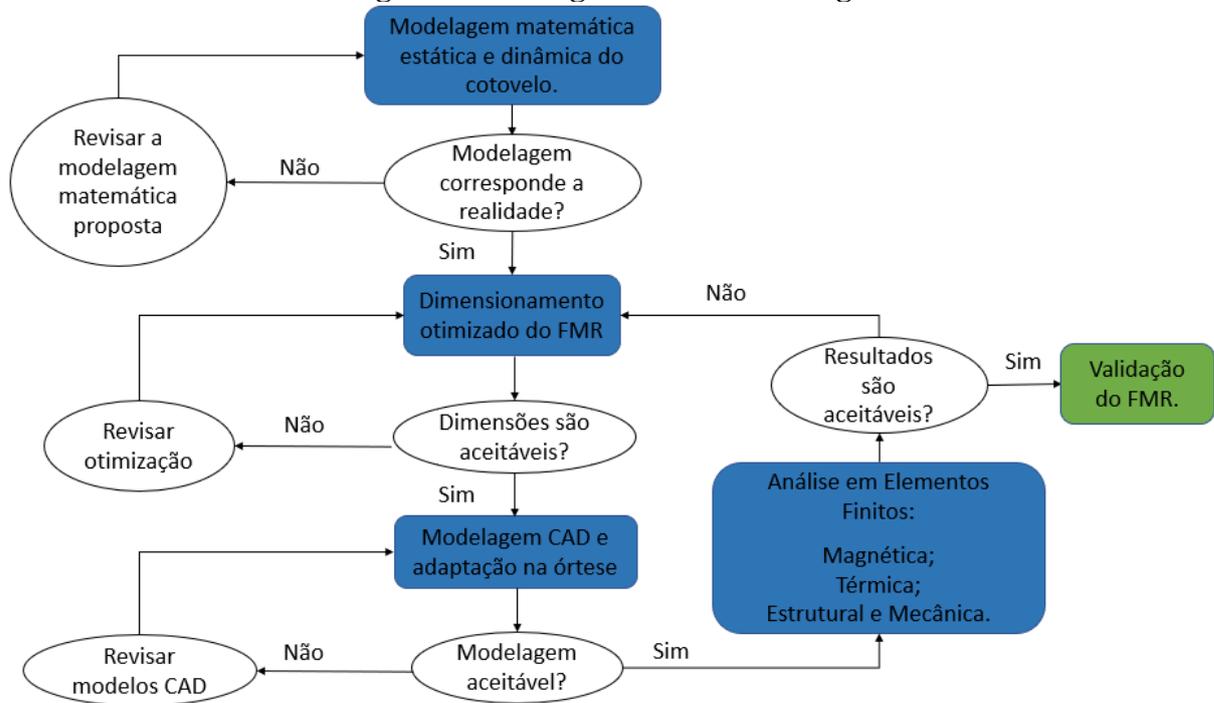
Em relação aos FMR, a sua aplicação em dispositivos assistivos tem demonstrado notável adequação, devido a combinação de alto torque de frenagem, leveza e baixo consumo energético em comparação com atuadores elétricos (CHOI, 2023; GAO; LIU; LIAO, 2017). Neste cenário, (DUTRA et al., 2022) propuseram o design otimizado de um freio para próteses de membro superior, focando na rotação do punho para melhorar a capacidade de manuseio. Para isso, foi utilizado um motor EC, drive harmônico e FMR, resultando em torque resistivo de 7,4 Nm, peso reduzido e oferecendo alta eficiência com baixo consumo energético e dimensões compactas. Além disso, muitos outros trabalhos na literatura reportam o uso de FMR para órteses de joelho e tornozelo-pé (AHMADKHANLOU; ZITE; WASHINGTON, 2007; LIU et al., 2022; MA et al., 2017), focando no emprego desta tecnologia para membros inferiores. Contudo, ainda existe uma grande necessidade de estudos para a utilização de freios magneto reológicos em dispositivos para membros superiores, principalmente órteses.

### 3. METODOLOGIA

A órtese híbrida proposta neste trabalho está sendo desenvolvida desde 2005 no Laboratório de Bioengenharia (LabBio) do Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG. Ao longo desse período até o presente momento, diversas melhorias foram/serão implementadas para seu aprimoramento, sendo uma delas a integração do FMR apresentada neste estudo. A estrutura da órtese em questão é modular, o que permite a adaptação e implementação de diferentes mecanismos de controle e ativação. Assim, possibilita a aplicação de um FMR para o controle e frenagem do movimento de extensão do cotovelo, em conjunto com a ativação por meio de FES, que promove o movimento de flexão do cotovelo.

Neste capítulo, são apresentadas e detalhadas as etapas de elaboração do projeto da órtese híbrida, que segue os seguintes passos: modelagem matemática do membro superior com a base em sua biodinâmica, determinação dos esforços que atuaram durante os movimentos, dimensionamento otimizado do FMR com base nos esforços existentes, confecção do projeto tridimensional digital, simulações pelo método dos elementos finitos (FEM), mecânicas, magnéticas e térmicas considerando os carregamentos aplicados para validação do FMR projetado. Esta metodologia é apresentada na Figura 8.

**Figura 8 - Fluxograma da metodologia.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Como este estudo é dedicado a melhoria de um equipamento assistivo existente, inicialmente foi realizada a análise do estado atual e abordadas as estratégias empregadas nos projetos anteriores, a fim de verificar as limitações encontradas e os desafios a serem superados na nova versão da órtese. Posteriormente, desenvolveu-se um modelo biomecânico que representa a dinâmica da flexão do cotovelo em um plano bidimensional. Para desenvolvimento do modelo consideraram-se: o controle do posicionamento estático do membro para posicionamentos isométricos de longa duração, com intuito de evitar o acometimento de fadiga muscular no usuário; e o controle da velocidade angular durante a extensão do cotovelo.

Com os dados de torque dinâmico que atuam no cotovelo durante seu movimento, foi projetado um FMR otimizado. Para isso, o projeto do FMR teve sua geometria e potência consumida parametrizados em uma função objetivo, que buscou: o menor valor de massa e potência consumida, entregando o torque de frenagem requerido, em acordo os esforços obtidos pelo modelo matemático. Os valores obtidos na otimização foram utilizados no projeto, no programa de CAD *SolidWorks*<sup>®</sup>, e posteriormente, nas validações estrutural mecânica, térmica e magnética. Para esta finalidade utilizou-se programa *Ansys* em seus modos *Mechanical* e *Electronics*. Após aprovação dos resultados de FEM, o modelo será encaminhado para fabricação e montagem, para a realização dos futuros testes de bancada e integração à órtese híbrida.

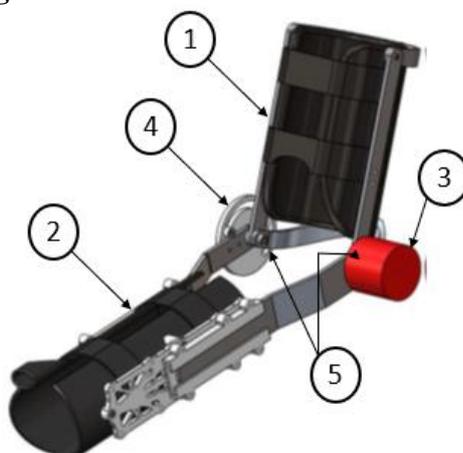
### **3.1. Especificações do projeto da órtese**

Primeiramente, Rúbio (2020), desenvolveu uma órtese para membro superior com atuadores mecânicos que movimentam o cotovelo, a mão e os dedos. Posteriormente (LOPES, 2021), substituiu os atuadores por ativação da musculatura por meio FES, para assim realizar os movimentos do membro superior. Com tais considerações, este trabalho apresenta uma melhoria da órtese atual pela implementação de um FMR atuando sobre o cotovelo do usuário, para agir juntamente com o FES, fornecendo melhor controle do movimento, estabilização do antebraço, atenuando a ocorrência de fadiga muscular e sustentando o membro em posições de isometria prolongadas.

Como visto na Figura 9, o equipamento é composto por dois módulos – superior e inferior – detalhados nas seções seguintes, que são conectados, respectivamente ao braço e ao antebraço do usuário. O FMR é acoplado externamente à articulação do cotovelo, sendo representado em vermelho na Figura 9. No lado da órtese voltado ao corpo do usuário, é inserido um limitador angular ajustável. A fixação entre os módulos é realizada por meio de parafusos

de aço e buchas impressas em PLA, que são descritos posteriormente, e que permitem a rotação entre os módulos.

**Figura 9 - Desenho da órtese com FMR.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Legenda: (1) módulo superior da órtese; (2) módulo inferior da órtese; (3) FMR; (4) limitador angular e (5) elementos de fixação em ambos os lados dos módulos da órtese, FMR e limitador angular.

### 3.1.1. Avaliação dos projetos das versões anteriores da órtese

A órtese anteriormente desenvolvida por Rúbio (2020), apresentava 2,78 kg, nela a flexão do cotovelo era realizada por um motor elétrico acoplado a um sistema de pinhão e sem-fim, responsável pela movimentação do antebraço. Este atuador era capaz de fornecer torque de 12 Nm, com consumo energético de 15 W. Além deste atuador, um sistema adicional, também com atuadores elétricos foi destinado para o módulo de mão, que controlava o movimento dos dedos por meio de cordas, conectadas às falanges e aos motores, conforme a intenção do usuário. Em análise estática, este estudo concluiu que o torque máximo solicitado durante o movimento é de 4,8 Nm e que ocorre a 90° – paralelo ao horizonte. O tempo para realizar a flexão do cotovelo foi de 5s. Neste movimento, o antebraço iniciou em extensão de 170° e flexionou até 50°. Contudo, este sistema apresentava como um aspecto negativo a necessidade de estruturas de fixação dos atuadores, limitadores de movimento uso de muitos fios para acionamento.

Lopes (2021) submeteu esta versão da órtese a testes com pacientes pós-AVE, conforme autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da Universidade Federal de Minas Gerais (Registro CAAE:202207213.5.0000.5449), e verificou que o dispositivo atendeu os requisitos estruturais, de movimentação do membro superior, instalação, instalação e operação. Contudo, notou-se que os movimentos dos usuários ocorriam de forma passiva, sem esforço muscular,

acompanhando movimento realizado pelos atuadores mecânicos. Outras desvantagens apontadas nos testes foram em relação a complexidade mecânica e grande volume dos componentes, que dificultava a portabilidade do dispositivo.

Em uma nova versão do equipamento, também testado em pacientes utilizando o mesmo protocolo do COEP, Lopes (2021) tornou a órtese híbrida. Substituiu os atuadores mecânicos por FES, ativando diretamente a musculatura flexora e extensora do cotovelo, da mão e dos dedos para realizar os movimentos propostos, potencializando a terapia robótica aplicada. Esta nova configuração proporcionou redução da massa da versão anterior pela exclusão do módulo de mão e dos atuadores mecânicos responsáveis pela flexão e extensão do cotovelo, obtendo uma órtese com 1,3 kg. Entretanto, algumas limitações envolvidas no uso do FES foram a perda de mensuração do torque atuante no cotovelo e a indução de fadiga na musculatura, principalmente, quando o usuário do dispositivo desejava manter uma posição isométrica por muito tempo.

#### 3.1.1.1. Estrutura da órtese existente

No trabalho atual, foi utilizada a estrutura da órtese anterior, sendo que esta possui estrutura metálica feita com hastes de alumínio 1100 H14 parafusadas entre si, e elementos anatômicos que prendem a órtese ao membro do usuário. É composta por dois módulos: um destinado a ancoragem do dispositivo no braço, acima da articulação estudada; e o segundo módulo, abaixo do cotovelo, destinado a estabilizar o antebraço durante o movimento de rotação entre os módulos, que é permitido por uma junta articulada com um grau de liberdade (GDL) de rotação, como visto na Figura 10.

**Figura 10 - Estrutura da órtese com sensor e limitador angular.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

A parte superior da órtese, é fixada no braço do usuário (porção proximal do membro superior) por duas hastes paralelas medial e lateralmente e uma haste posterior. As hastes são

parafusadas entre si gerando maior rigidez na região de ancoragem do dispositivo, permitindo a fixação de atuadores, instrumentação de controle e limitadores de movimento. A parte inferior do equipamento é constituída estruturalmente por duas hastes paralelas ao antebraço (porção distal do membro superior), ambas as barras são fixadas ao módulo do braço por parafusos, que são separados por buchas produzidas em poliácido láctico (PLA) por manufatura aditiva, como mostrado na Figura 11. As buchas permitem a rotação relativa dos módulos sem que exista contato dos parafusos de aço com as hastes de alumínio, reduzindo o atrito da junta rotativa e o desgaste destas estruturas (RÚBIO, 2020).

**Figura 11 - Bucha utilizada na articulação da órtese.**

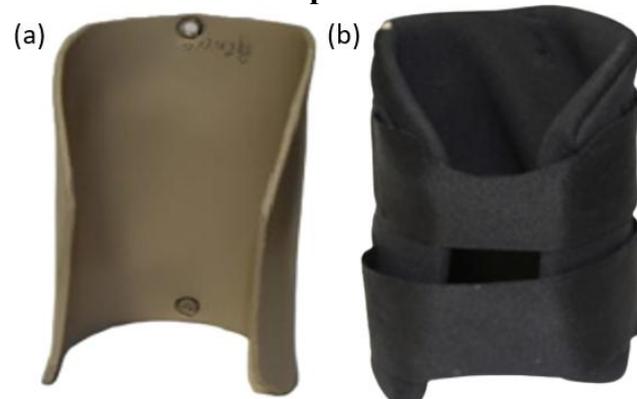


Fonte: Desenvolvida pelo autor.

A fixação do segmento do membro do usuário à órtese é feita por meio de talas de policloreto de vinila (PVC) e são parafusadas na estrutura da órtese. O PVC foi o termoplástico escolhido devido sua baixa densidade, custo, facilidade de manuseio e moldagem, pois possuem grande plasticidade quando aquecidos a temperaturas acima de 50°C (PULNGERN et al., 2016). Isso possibilita a moldagem sobre o membro do indivíduo (aplicando-se proteção térmica no processo) e adequação da geometria do membro do usuário, facilitando o posicionamento correto dos segmentos do membro superior, exemplificado na Figura 12 (a) (LOPES, 2021). As talas são colocadas em um invólucro de Neoprene<sup>®</sup> que fornece maior ergonomia e conforto ao paciente evitando o contato da pele com a tala de PVC, visto na Figura 12 (b). Além disso, elas possuem fitas de velcro costuradas, que são utilizadas para atar rigidamente o membro do usuário à órtese (RÚBIO, 2020).

Na porção superior da órtese a tala é posta sobre o tríceps do usuário, que não sofre muita alteração de seção transversal durante a flexão e extensão do cotovelo e, assim, não gera perturbações no movimento(LOPES, 2021). Por outro lado, há grande variação geométrica no bíceps durante a flexão e extensão do cotovelo e, deste modo, é necessário deixar esta musculatura livre, ou seja, sem contato com a tala (RÚBIO, 2020), como pode ser observado na Figura 12 (a).

**Figura 12 - Elementos de fixação da órtese com o braço: (a) tala e (b) invólucro de Neoprene®.**

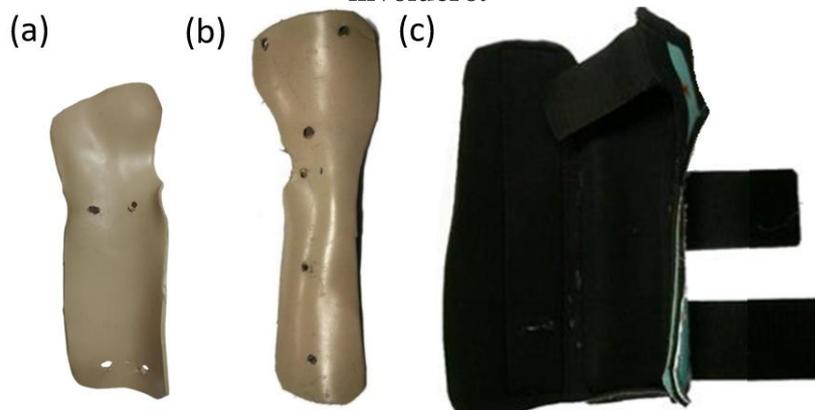


Fonte: (LOPES, 2021).

A tala da parte inferior da órtese é dividida em duas partes: uma componente ventral e uma dorsal. A primeira, mostrada na Figura 13 (a), é ligada à porção ventral do antebraço que estabiliza e mantém tanto o antebraço como o punho na posição funcional. Isso proporciona a máxima capacidade funcional da mão na execução dos movimentos diários, de modo que sejam o mais próximo possível dos movimentos fisiológicos (FERREIRA et al., 2022; NEUMANN, 2011). Além disso, esta parte age passivamente, contendo a hipertonia dos típicos de indivíduos pós-AVE que possuem grande espasticidade nos músculos flexores desta articulação (RÚBIO, 2020).

O componente dorsal da tala do antebraço, ilustrado na Figura 13 (b), é apoiada na área posterior do antebraço estendendo-se até o fim do metacarpo. Este componente, atua contendo a espasticidade dos músculos flexores do punho. Além disso, o invólucro mostrado na Figura 13 (c) serve para que os ossos do punho não entrem em contato direto com tala, evitando pressões excessivas nestas áreas. Por fim, nessas talas são parafusadas as peças que conectam as hastes estruturais da órtese ao antebraço do indivíduo.

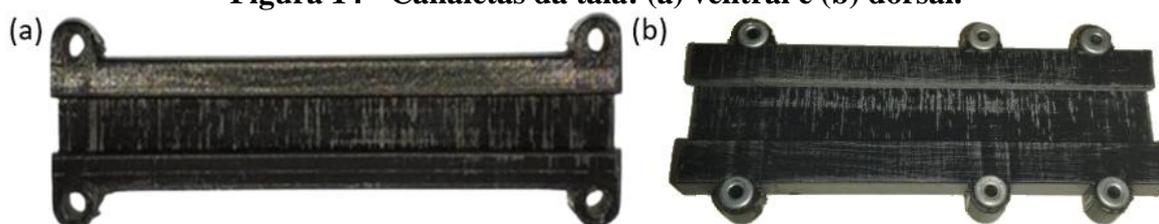
**Figura 13 – Fixadores da órtese ao antebraço: (a) tala ventral, (b), tala dorsal e (c) invólucro.**



Fonte: Adaptada de (LOPES, 2021).

A junção do módulo inferior – tanto ventral quanto dorsal – com as hastes do antebraço é realizada por meio de conexões impressas em PLA que se são parafusados nas talas anteriormente descritas, como exposto na Figura 14. Essas conexões foram construídas em forma de canaleta, assim agem como guia prismática propiciando pequeno deslocamento do antebraço pela órtese, considerando a influência do ângulo valgo no movimento (RÚBIO, 2020; LOPES, 2021).

**Figura 14 - Canaletas da tala: (a) ventral e (b) dorsal.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Para facilitar a intercambialidade do módulo inferior para diferentes indivíduos e permitir a implementação de sensores destinados ao antebraço e a mão – que caso implementados estarão externos à órtese – é utilizado um suporte feito em PLA por manufatura aditiva em forma de treliça, apresentado na Figura 15. A canaleta dorsal, vista na Figura 14 (b) é parafusada neste componente e, portanto, alterações de tamanho das talas podem ser realizadas sem necessidade de modificar as conexões da órtese com as mesmas (RÚBIO, 2020). Ainda, levando em consideração a ergonomia e o conforto do usuário da órtese, as uniões parafusadas da estrutura metálica, talas e suportes foram feitas com parafusos do tipo Allen escareados ou abaulados, as porcas e os parafusos sempre que possível foram embutidos.

**Figura 15 - Suporte da canaleta dorsal.**



Fonte: (RÚBIO, 2020).

Por último, uma ombreira produzida em Neoprene, como vista na Figura 16, é usada para ligar o módulo superior do equipamento ao tronco do indivíduo por meio de velcros. A ombreira possui duas faixas elásticas com velcro, sendo que uma passa pelo ombro e a outra

diagonalmente pelo tronco do indivíduo. Esta possui as funções de fixar a órtese ao membro superior, impedindo que o equipamento deslize pelo braço e antebraço durante o uso, distribuindo o peso da órtese pelo tronco e diminuindo o desequilíbrio gerado pelo dispositivo (RÚBIO, 2020; LOPES, 2021).

**Figura 16 - Ombreira.**

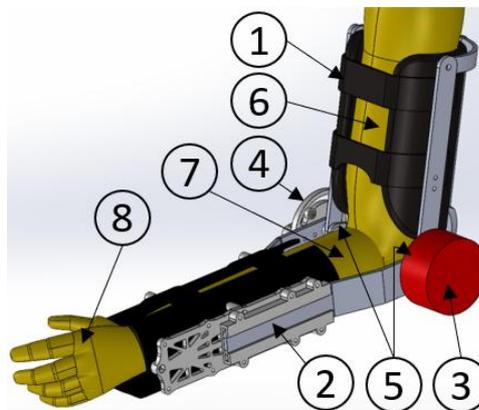


Fonte: (LOPES, 2021)

### 3.1.1.2. Modificações para implementação do FMR

A adição do FMR na articulação rotativa da órtese, que une os módulos superior e inferior, exigiu a necessidade de adaptação da estrutura da órtese existente. Visando minimizar tais alterações no equipamento atual, o FMR foi alocado na haste externa do módulo inferior que se conecta a região dorsal do antebraço, devido a maior seção transversal desta barra e, que ainda está voltada lateralmente – externa ao corpo – como mostrado pelo cilindro vermelho da Figura 17. Os detalhes de fixação do FMR na órtese serão detalhados posteriormente, pois a junção será realizada em conformidade aos resultados geométricos que serão definidos na otimização deste componente.

**Figura 17 - Posicionamento do FMR na órtese.**

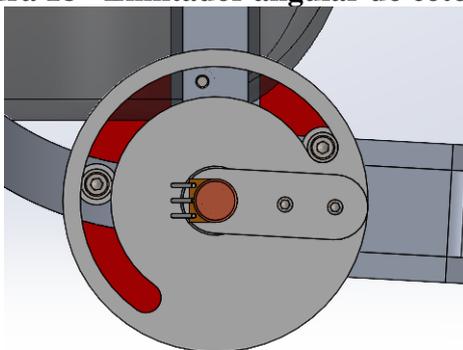


Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Legenda: A fixação do membro superior do usuário à órtese é feita no módulo superior da órtese (1) com o braço (6) e no módulo inferior (2) com o antebraço (7), que também imobiliza a mão (8) em posição neutra. A movimentação da órtese ocorre pelos elementos de fixação (4), o movimento é restringido pelo limitador angular (4) e controlado pelo FMR (5).

O intervalo angular de flexão e extensão permitida para cada usuário é realizada por um limitador angular que estabelece um intervalo máximo da junta rotativa da órtese. Por isso, eles foram projetados para serem facilmente regulados à mobilidade articular de cada indivíduo. O corpo do limitador e as buchas são impressas em PLA, sendo o limitador unido à haste ventral do antebraço. Cada bucha contém uma porca interna presa por parafuso e arruela externos, fixando-a ao corpo do limitador e postas uma anterior e outra posterior a um pino batente, que limita respectivamente o ângulo de flexão e extensão máximas. O limitador foi desenhado com intervalo de ajuste de até 200°, considerando a adaptação para diferentes tamanhos de membros dos usuários que utilizarem a órtese. Para mensurar o ângulo do cotovelo, será utilizado um potenciômetro, cujo corpo é posicionado com interferência no corpo do limitador, e seu eixo será fixado na bucha de rotação da órtese, solidária ao módulo superior do equipamento. O esquema do limitador angular está disposto na Figura 18.

**Figura 18 - Limitador angular do cotovelo.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

### **3.2. Modelagem biomecânica dos movimentos cotovelo**

Um importante passo no desenvolvimento de dispositivos assistivos é a modelagem biomecânica, essencial para compreender os movimentos do membro estudado e obter informações das forças, cargas e torques atuantes. Modelar movimentos de membros humanos pode ter grande complexidade, dependendo do detalhamento das articulações, ossos e grupos musculares envolvidos e equipamentos assistivos associados, que podem causar problemas em determinar solução analítica para o problema (ÖZKAYA et al., 2017). Os modelos também auxiliam na identificação de riscos de lesões neuromusculares, possibilitando a simulação de dispositivos assistivos (LIANG et al., 2023).

Na modelagem o braço foi mantido estático, alinhado verticalmente com o plano coronal. Deste modo, a cadeia cinemática é construída por: antebraço, mão, módulo inferior da

órtese e objetos manuseados durante a terapia de reabilitação robótica. O movimento é permitido é a rotação das articulações do cotovelo, executadas por sua flexão e extensão. O FMR foi desenhado para operar em dois cenários:

1 – Postura isométrica: neste caso o indivíduo deseja realizar uma atividade onde o cotovelo deve ser mantido em um ângulo específico por longos períodos e, neste caso, o FMR deve atuar para minimizar a ativação do FES na musculatura flexora e extensora da articulação.

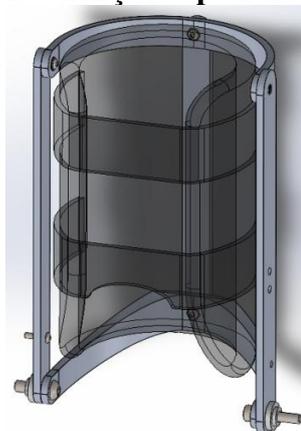
2 – Controle de movimento: neste modo o FMR deve atuar freando dinamicamente a extensão do cotovelo até uma posição prevenindo arrancos ou em caso de extensão passiva do cotovelo, que produza um movimento de queda livre.

Com os modos de funcionamento definidos, nas seções a seguir serão apresentados os esforços atuantes, as características do movimento e, em sequência, os cálculos dos torques para cada modo de operação descrito.

### *3.2.1. Esforços atuantes e cinemática do movimento*

A modelagem biomecânica foi iniciada pela determinação dos esforços atuantes no movimento da articulação, pois desta maneira o FMR é corretamente projetado. Como descrito na Seção 3.1.1, a órtese foi dividida em dois módulos conectados por uma junta rotativa. O módulo superior da órtese mostrado na Figura 19 possui 0,592 kg. A carga gerada pela massa é suportada pela ombreira e pelo próprio ombro do indivíduo, e por estarem na porção anterior ao cotovelo, não causam carregamento nesta articulação (NEUMANN, 2011).

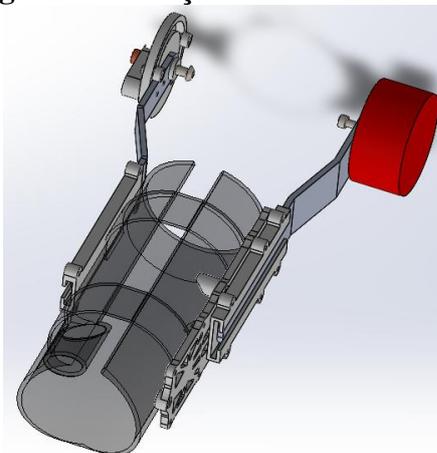
**Figura 19 - Porção superior da órtese**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Os esforços gerados pelo movimento de flexão e extensão do cotovelo são devidos às massas dos elementos que compõem a cadeia cinemática, sendo eles: o peso da seção inferior da órtese, do antebraço, da mão e do objeto usado na reabilitação. Todos esses elementos, são produzidos carregamentos, portanto, devem ser integralmente sustentados pelo FMR. Este por sua vez, deverá suportar os esforços da cadeia cinemática nas situações em que o paciente necessite manter o antebraço em isometria por períodos prolongados, realizando atividades somente com a mão, ou em caso de fadiga muscular. Os valores das massas e momento de inércia da órtese foram obtidos pelo modelo tridimensional desenvolvido no programa SolidWorks®. Para calcular a carga gerada pelo FMR, admitiu-se que este deverá possuir no máximo 0,5 kg de massa, para que toda a órtese possua massa máxima de 1,3 kg, igual à sua versão anterior desenvolvida por Lopes (2021). Além disso, com base nas proporções de diâmetro-largura para FMR disponíveis em literatura (ANDRADE et al., 2018; DUTRA et al., 2022) e para obter um perfil esbelto, foram estipulados que o FMR apresentasse 40 mm de largura e 70 mm de diâmetro. Com esta configuração o módulo inferior da órtese, ilustrado na Figura 20, possui massa de 0,693 kg, centro de gravidade (CG) deslocado 60,55 mm distalmente do cotovelo e momento de inércia de 683,97 kg/m<sup>2</sup>.

**Figura 20 - Porção inferior da órtese.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Conforme Rúbio (2020), o torque gerado no cotovelo é proporcional ao tamanho do membro superior do usuário da órtese, independente da espasticidade presente. Conforme Thomas, Zeni e Winter (2023), medir tridimensionalmente o centro de massa de uma porção de um membro diretamente in vivo é uma tarefa complexa, exigindo atividades dinâmicas dos voluntários ou com usos de marcadores postos sobre as articulações que são rastreados por sistema de imageamento 3D. Assim, o mais adequado é utilizar o CG do sistema. Ainda segundo o autor, um segmento de membro tem seu comprimento ( $C_m$ ) proporcional à altura do

indivíduo ( $H_I$ ), o CG em relação a junta imediatamente proximal é dado em função do comprimento deste segmento e a massa do membro é proporcional a massa do indivíduo ( $M_I$ ). Os valores do comprimento, CG proximal e massa para a mão e antebraço estão presentes na Tabela 1.

**Tabela 1 - Antropometria de massa e CG dos membros.**

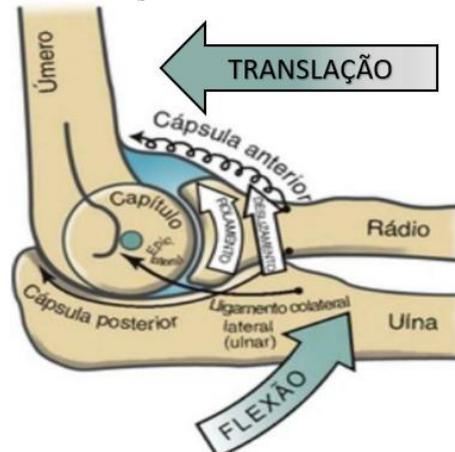
<b>Membro</b>	<b>Comprimento</b>	<b>CG proximal</b>	<b>Massa</b>
Mão	0,108 $H_I$	0,506 $C_m$	0,006 $M_I$
Antebraço	0,146 $H_I$	0,430 $C_m$	0,016 $M_I$

Fonte: Adaptado de Thomas, Zeni e Winter (2023).

Rúbio et al., (2021), em versão anterior do dispositivo, basearam-se nos valores da Tabela 1 para calcular os parâmetros geométricos do membro superior, apresentando na Tabela 1 a distância do centro de gravidade (CG) em relação à articulação proximal e o peso do membro. Foi calculado que para um homem adulto com 1,81 m de altura e 86 kg, o antebraço possui 0,264 m de comprimento, CG a 0,1136 m e 1,376 kg, já a mão possui comprimento de 0,196 m e massa de 0,516 kg. Além da massa da mão foi adicionado um objeto de 0,5 kg de massa solidário à mão e alocada coincidente ao CG da mão.

Definidos os carregamentos que atuam sobre a junta rotativa da órtese foi necessário determinar as características da cinemática do movimento. A órtese foi projetada com dois graus de liberdade, um de rotação e um de deslizamento, que ocorrem durante a movimentação do cotovelo, ilustrados na Figura 21. O primeiro movimento ocorre por meio da rotação da cabeça do rádio e da incisura troclear da ulna em torno do capítulo do úmero, sendo os torques atuantes nesta articulação são controlados pelo FMR. Por sua vez, o movimento de translação do antebraço (deslizamento) é causado pelo ângulo valgo, discutido na seção 2.2.1 e ilustrado na Figura 21, que é compensado pelas canaletas e hastes do módulo inferior da órtese. Considerando a contribuição do cúbito valgo a órtese foi desenhada com uma junta prismática de deslizamento nas barras que são fixadas no antebraço, permitindo o deslocamento de seu centro de massa no sentido distal e proximal ao cotovelo. Distúrbios do movimento que provoquem supinação ou pronação do antebraço são compensados por meio de ajustes nas buchas e parafusos que fixam as barras do módulo superior ao inferior, de modo a compensar suas influências sobre a cinemática do sistema.

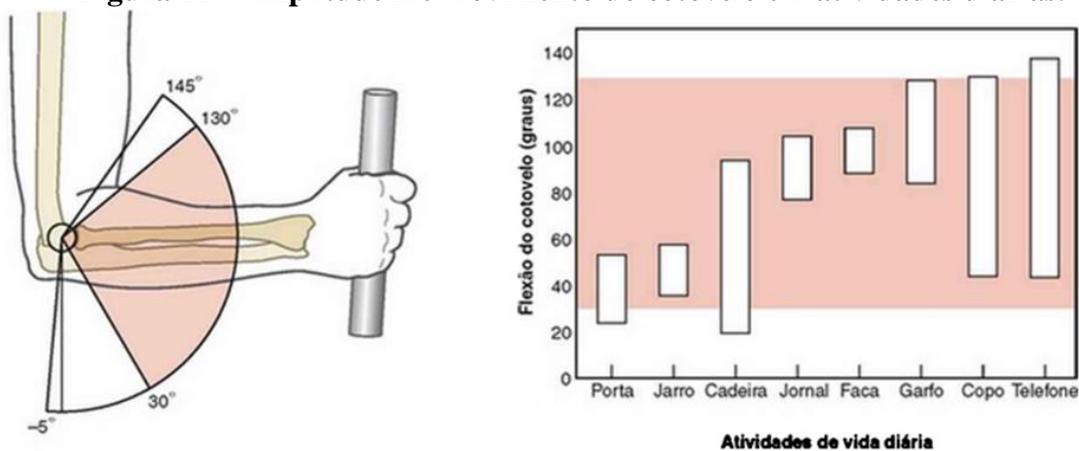
**Figura 21 – Corte sagital da articulação úmero radial durante o movimento do cotovelo.**



Fonte: Adaptado de Neumann (2011).

Segundo Neumann (2011) e como pode ser visto na Figura 22, a maioria das atividades diárias são realizadas flexionando o cotovelo entre  $30^\circ$  a  $130^\circ$ . Entretanto Lopes (2021), propôs para aplicação em terapia robótica a amplitude de  $10^\circ$  a  $120^\circ$  implementando um arco funcional de  $110^\circ$ . Com este intervalo previne-se a hiperextensão do cotovelo, i.e., condições que alguns indivíduos possuem de estender além do alinhamento do braço e antebraço, e evita carregamento excessivo na articulação e nos ligamentos.

**Figura 22 - Amplitude de movimento do cotovelo em atividades diárias.**

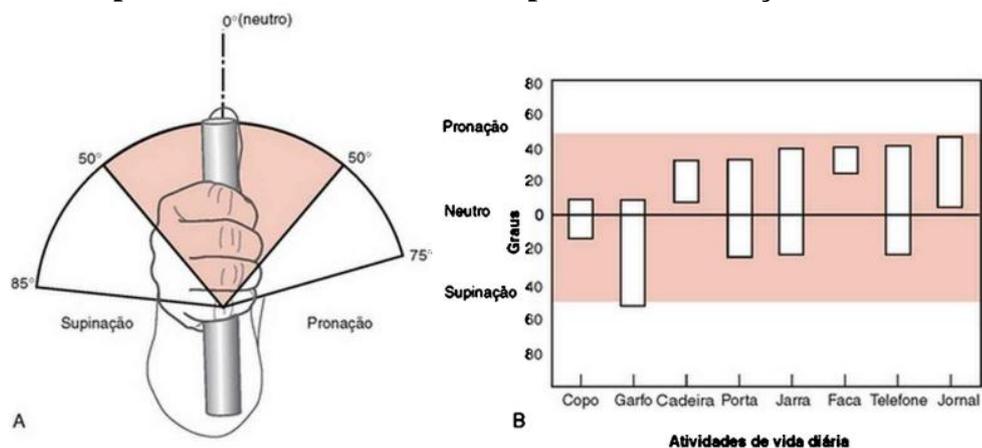


Fonte: Neumann (2011).

Como visto na Figura 23, diversos movimentos presentes nas atividades da vida cotidiana exigem do punho ângulos de supinação de  $50^\circ$  e de pronação de  $50^\circ$  em torno da posição neutra (NEUMANN, 2011). Como estes movimentos são relacionados a atividades da vida diária e estão presentes em atividades importantes para o paciente, como alimentação, comunicação, manuseio de objetos domésticos, entre outras, eles podem ser implementados na terapia robótica, visando fornecer ao paciente maior autonomia (LOPES, 2021). Tendo em vista

tais fatores, a órtese foi projetada para auxiliar os movimentos de flexão/extensão do cotovelo, assim, foi considerado o movimento rotacional do antebraço com a mão em postura neutra.

**Figura 23 - Amplitude de movimento do complexo do antebraço em atividades diárias.**



Fonte: Neumann (2011).

### 3.2.2. Cálculo dos torques atuantes no cotovelo

Identificadas as cargas aplicadas e dadas as limitações dos graus de liberdade propostos, foi necessário calcular a solicitação à qual o FMR será submetido durante seus modos de operação. Com base nas solicitações e limites cinemáticos elencados na Seção 3.2.1, foi desenvolvido um programa em MatLab® para calcular o torque atuante em função do ângulo de flexão do cotovelo, atendendo as exigências do modo de operação isométrico. Para satisfazer o modo de controle de movimento, implementou-se uma simulação em Simulink® para determinar, dinamicamente, o mínimo torque necessário que estabilizasse o movimento durante uma extensão passiva do cotovelo.

Em ensaios com voluntários, verificou que o torque solicitado é proporcional ao peso do membro do voluntário e que o nível de espasticidade apresentado não exerce influência no torque necessário (RÚBIO, 2020). Lopes (2021) destacou um fator importante: quando um movimento é auxiliado por atuadores, os usuários de dispositivos assistivos tendem a permitir que o mecanismo execute o movimento, sem ativar a musculatura. Além disso, o excesso de estímulos de FES durante o uso da órtese pode acarretar fadiga da musculatura, com consequente perda da capacidade de contração (IBITOYE et al., 2016), o que deve ser evitado no tratamento de pacientes com sequelas pós-AVE. Desta maneira, nos cálculos se supôs que não há ativação muscular no indivíduo por meio de FES e o FMR deve suportar a totalidade dos carregamentos impostos, conforme descritos na seção anterior.

### 3.2.2.1. Torque estático

O projeto de um freio passa pela etapa de determinação dos torques de frenagem por meio das condições de equilíbrio estático, com velocidade angular ( $\omega$ ) e aceleração angular ( $\alpha$ ) nulas (SHIGLEY; MISCHKE; BUDYNAS, 2005). O cálculo dos carregamentos estáticos foi realizado para definir o torque mínimo que o FMR deverá fornecer, a fim de manter o antebraço parado em qualquer posição do intervalo angular permitido. As cargas foram aplicadas de forma pontual nos CG que estão na Tabela 2. Como os CG dos membros são alinhados no eixo de rotação do distal do antebraço, e como não se presumiu movimento relativo entre as cargas, foi calculado o CG resultante dos componentes da cadeia cinemática, através da Eq.(3) (THOMAS; ZENI e WINTER, 2023):

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n \tilde{x}_i M_i}{\sum_{i=1}^n M_i} \quad (3)$$

Onde a posição ( $\bar{x}$ ) do CG resultante ( $R_r$ ) é feita considerando o produto da massa de cada componente da cadeia cinemática ( $M_i$ ) multiplicado pela distância do CG ( $\tilde{x}_i$ ) e dividido pelo somatório das massas ( $M_i$ ). Os valores de massa e CG aplicadas no cálculo estático são apresentados na Tabela 2.

**Tabela 2 - Dados dos componentes da cadeia cinemática da simulação estática.**

<b>Componente</b>	<b>Massa [kg]</b>	<b>CG em relação ao cotovelo [mm]</b>
Módulo inferior da órtese	0,743	62,2
Antebraço	1,376	111,6
Mão	0,516	367,9
Objeto manuseado	0,500	367,9
Resultante	3,098	184,9

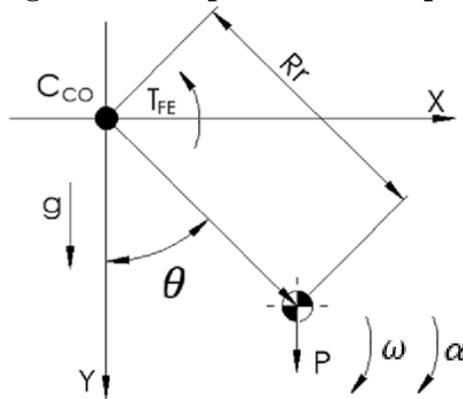
Fonte: Desenvolvida pelo autor.

No cálculo estático foi criado um diagrama de corpo livre com as forças que agem sobre a articulação da órtese, conforme visto na Figura 24. Admitiu-se que cada posição calculada está em equilíbrio estático com velocidade angular e aceleração angular nulas ( $\omega = 0$  °/s e  $\alpha = 0$  °/s<sup>2</sup>). Ainda, que o centro de rotação da rotação do cotovelo ( $C_{CO}$ ) coincide com a junta de rotação da órtese. O torque de frenagem estático ( $T_{FE}$ ) é gerado pela alavanca do peso resultante do conjunto ( $P_r$ ) (composto pelo módulo inferior da órtese, do antebraço, mão e objeto usado na reabilitação) multiplicado pela distância do CG resultante ( $R_r$ ) ao  $C_{CO}$ ,

projetada em relação ao eixo de giro possível dado pelo ângulo ( $\theta$ ) (RÚBIO et al., (2021). A relação entre o torque e o ângulo  $\theta$  é fornecida na equação (4).

$$T_{FE} = R_r P_r \text{sen}(\theta) \quad (4)$$

**Figura 24 - Diagrama de corpo livre dos torques do cotovelo.**



Fonte: Adaptado de (RÚBIO, 2020).

### 3.2.2.2. Torque dinâmico

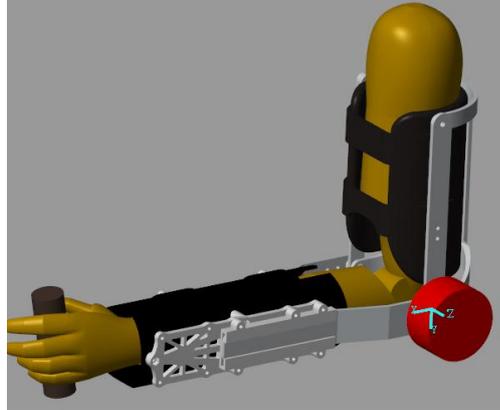
Após a determinação dos valores de torque estático necessários para manter o antebraço em isometria, é preciso definir os torques que devem ser fornecidos para frear dinamicamente a cadeia cinemática. Com este objetivo, foram desenvolvidas simulações dinâmicas de corpos rígidos no programa MatLab<sup>®</sup> no ambiente Simulink/Simscape<sup>®</sup>, cuja imagem do protótipo está ilustrada na Figura 25. Neste ambiente, foram simuladas controle de extensões passivas do cotovelo – usuário deixa a gravidade atuar no membro e não contrapõe o movimento – que são movimentos comuns nas atividades de reabilitação com uso de dispositivos assistivos (LOPES, 2021). Considerado a extensão passiva, infere-se que não há ativação muscular via FES e admitindo-se que o movimento não é amortecido, pode-se escrever a equação de movimento como:

$$T_{FD} - P_r R_r \text{sen}(\theta) = J \ddot{\theta}. \quad (5)$$

onde ( $T_{FD}$ ) é o torque de frenagem dinâmico, é responsável por contrapor o movimento do peso resultante ( $P_r$ ) do módulo inferior da órtese e das regiões do membro superior a ele fixadas, ( $R_r$ ) é distância entre o peso e o centro de rotação do cotovelo ( $C_{CO}$ ), ( $\theta$ ) é a posição angular da cadeia cinemática em relação ao eixo vertical  $Y$  mostrado no diagrama de corpo livre da

Figura 24, da Seção 3.2.2.1, ( $J$ ) é o momento de inércia angular e ( $\ddot{\theta}$ ) é a aceleração angular do conjunto.

**Figura 25 - Modelo 3D desenvolvido em Simulink.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

A geometria mostrada na Figura 25, mostra a órtese e membro superior foram importadas do modelo tridimensional desenvolvido em SolidWorks®. Os dados de massa, CG e momentos de inércia da órtese foram importados do modelo tridimensional, já o membro superior e objeto manuseado tiveram a sua massa e CG calculados no SimuLink®. Os valores de momento de inércia das partes da cadeia cinemática ( $J_i$ ) – antebraço ( $J_{ab}$ ) e mão mais objeto manuseado ( $J_{mo}$ ) – foram obtidos simplificando as geometrias para massas resultantes pontuais ( $M_i$ ) multiplicados pela distância até a articulação do cotovelo ( $R_i$ ), como mostrado na Eq. (6). Os valores aplicados na simulação são apresentados na Tabela 3.

$$J = m r^2 \quad (6)$$

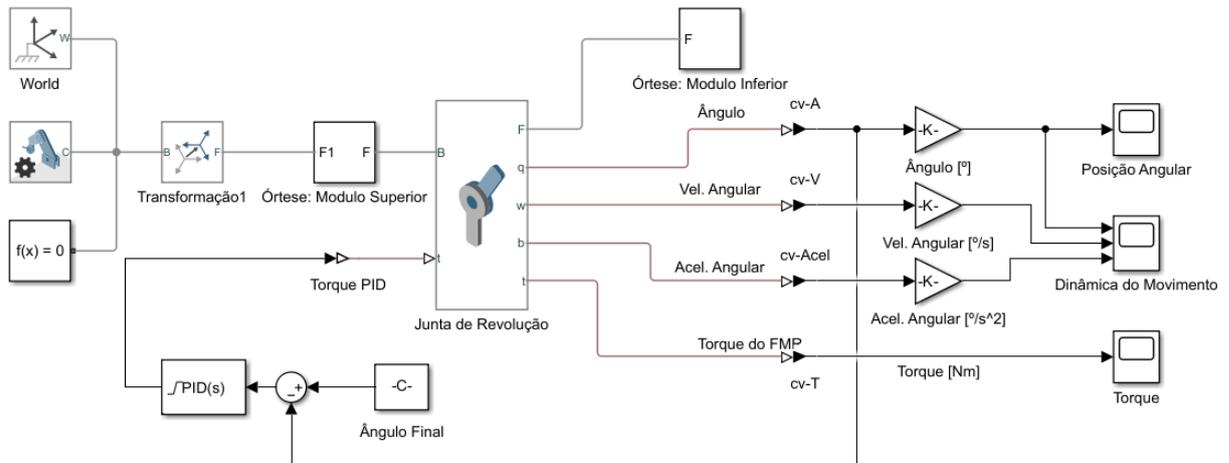
**Tabela 3 - Dados dos componentes da cadeia cinemática da simulação dinâmica.**

Componente	Massa [kg]	CG em relação ao cotovelo [mm]	Momento de inércia em relação a z [kg.mm <sup>2</sup> ]
Antebraço	1,376	111,6	17137,47
Mão	0,516	367,9	69840,81
Objeto manuseado	0,500	367,9	67675,21

Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Na Figura 26, o diagrama de blocos ilustra a simulação feita no Simulink®, em que uma junta de revolução foi adicionada para fornecer o grau de liberdade rotacional na articulação da órtese associada ao eixo onde o FMR é posto. No diagrama, o braço e o módulo superior da órtese foram vinculados ao sistema referencial fixo. A rotação do módulo inferior em relação ao superior ocorre através da junta de rotação.

**Figura 26 - Diagrama de blocos da simulação dinâmica.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

A junta de rotação foi configurada com as condições iniciais: ângulo inicial  $\theta_i = 130^\circ$ , máxima flexão do cotovelo, o que resulta em maior energia potencial gravitacional, e parte do repouso com velocidade e aceleração angulares nulas ( $\dot{\theta}_i = 0 \text{ }^\circ/s$  e  $\ddot{\theta}_i = 0 \text{ }^\circ/s^2$ ). Duas condições angulares finais para estabilização foram instituídas para estabilização do sistema:

- (1) Horizontalmente:  $\theta_{f1} = 90^\circ$ , posição final de maior torque estático;
- (2) maior extensão:  $\theta_{f2} = 10^\circ$ , deslocamento por todo intervalo do GDL.

Para reproduzir a condição prevista pela Eq. (5), assumiu-se que a junta de revolução é ideal, ou seja, não possui rigidez rotacional e coeficiente de amortecimento. O torque do FMR necessário para imobilizar o movimento da cadeia cinemática na posição do ângulo final desejado, é gerado por um controle Proporcional-Derivativo (PD) Como o FMR é um elemento responsável por dissipar a energia do sistema, o controlador PD teve seus parâmetros proporcional, derivativo e filtro derivativo ajustados com os valores de  $Kp = 75$ ,  $Kd = 50$  e  $F = 250$ , respectivamente, usando o pacote PID Tuner com comportamento transiente robusto e resposta média. Com tais valores garantiu-se que as curvas de frenagem fossem superamortecidas, e que movimentos bruscos ou inesperados, prejudiciais ao usuário da órtese fossem minimizados.

### 3.3. Projeto do FMR

O projeto do FMR é apresentado em duas partes; a inicial mostrando o equacionamento para dimensionar o equipamento, atendendo que atenda as solicitações descritas na Seção 3.2.

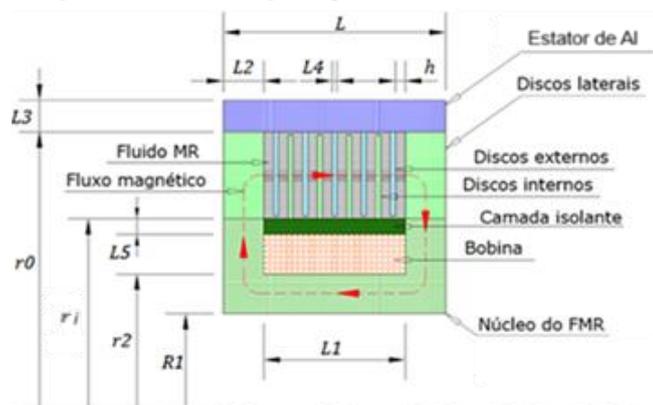
A segunda parte trata da otimização realizada, seus métodos, abordagens e as condições de contorno indicadas.

### 3.3.1. Dimensionamento do FMR

Como descrito anteriormente, o FMR deve ser projetado para que, inserido na órtese, provoque melhoria no movimento de flexão do cotovelo do paciente. Com este intuito, é preciso definir as equações para dimensionamento e design do dispositivo.

O FMR foi proposto em um desenho multidisco, que opera no modo de cisalhamento, que é visto na Figura 27. Tal modelo de FMR é adequado para aplicações em dispositivos assistivos, como órteses e próteses, por apresentar grande densidade de torque, facilidade de fabricação e montagem, garantindo torque de frenagem adequado (CHEN et al., 2017; OH; SOHN; CHOI, 2022). Neste modo de operação o fluido MR é cisalhado paralelamente a direção de rotação relativa dos discos internos e externos, o campo magnético é aplicado ortogonalmente à direção do movimento provocando alinhamento das partículas e reduzindo o escoamento do fluido MR (SAYYAADI; ZAREH 2015). Como o modo de cisalhamento não fornece grandes forças de frenagem, é necessário utilizar vários pares de disco de modo que a superfície total de frenagem seja suficiente para obter o torque resistivo solicitado (SAINI et al., 2021). O modelo de Bingham foi aplicado para modelar a dinâmica do fluido MR, devido ao pequeno espaçamento entre os discos e, consegue pequeno volume de fluido usado (GHAFFARI; HASHEMABADI; ASHTIANI, 2015).

**Figura 27 - Configuração multidisco do FMR.**



Fonte: Adaptado de Andrade et al., (2018).

Legenda: ( $L, L_1, L_2$  e  $L_4$ ) correspondem, nessa ordem, às larguras: do FMR, da bobina, dos discos laterais, e dos discos de frenagem do rotor e do estator. ( $L_3$  e  $L_5$ ) são respectivamente, as espessuras da camada de isolante da estator de alumínio e da bobina. ( $r_0, R_1, r_2, R_i$ ) relacionam-se na devida sequência ao: raio externo dos discos de frenagem do estator, raio interno do núcleo do FMR, raio

externo do núcleo do FMR e raio interno dos discos de frenagem internos. Por fim,  $(h)$  é a largura do espaçamento entre os discos.

Por fim, o FMR deve ter forma esbelta, ou seja, com largura menor que o diâmetro externo, para manter o CG da órtese próximo à estrutura da órtese, diminuindo a influência de rotações excessivas no braço que provocam sobrecarga no ombro do indivíduo (NEUMANN, 2011). Na próxima seção é apresentado o cálculo do torque desenvolvido pelo FMR.

### 3.3.1.1. Torque desenvolvido pelo FMR

O dimensionamento do FMR é estabelecido pelo torque máximo necessário para controlar a extensão de cotovelo e manter o antebraço em repouso na posição de maior carregamento mecânico nesta articulação. O torque gerado pelo FMR pode ser descrito em termos do atrito viscoso de um fluido escoando entre discos com movimento angular relativo (DUTRA et al., 2024; GUO; LIAO, 2012), como na equação (7):

$$T_{FMR} = \int_{\text{Área}} \tau_{MR} \cdot r_d \, dA. \quad (7)$$

O termo  $\tau_{MR}$  é a tensão limite de escoamento do fluido MR,  $(r_d)$  são os raios dos discos de frenagem, que entram em contato com o fluido e  $dA$  é elemento de área de contato dos discos internos, externos e laterais com o fluido. Utilizando a equação (2), mostrada na Seção 2.4, e que descreve  $\tau_{MR}$  pelo modelo de Bingham e assumindo que na operação do FMR a relação  $|\tau_{MR}| > \tau_y$  é mantida, tem-se a Equação (8):

$$\tau_{MR} = \tau_y + \mu_{MR} \dot{\gamma}. \quad (8)$$

Na equação acima, tem-se os termos do limite de cisalhamento do fluido MR ( $\tau_y$ ), a viscosidade cinemática do fluido MR ( $\mu_{MR}$ ). O último termo da Eq. (8) é a taxa de cisalhamento do escoamento ( $\dot{\gamma}$ ) dada função, da velocidade angular relativa entre os discos internos e externos ( $\omega$ ),  $r_d$  e por fim, a largura da distância entre os discos ( $h$ ):

$$\dot{\gamma} = \frac{\omega r_d}{h}. \quad (9)$$

Para resolver a integral da Eq. (7), resta determinar a parcela responsável pela área de frenagem. Isto é realizado considerando a área efetiva de frenagem, que dada pela relação é entre o raio interno ( $r_i$ ) e o raio externo ( $r_o$ ) dos discos e a quantidade de superfícies de frenagem  $N$ , como na Eq. (10):

$$A = 2\pi N \int_{r_0}^{R_i} r_d \, dr_d. \quad (10)$$

Substituindo a equação (10) na equação (7) tem-se:

$$T_{FMR} = 2\pi N \int_{r_0}^{R_i} \left( \tau_y + \frac{\mu_{MR} \omega r_d}{h} \right) r_d \, (r_d \, dr_d). \quad (11)$$

Resolvendo a integração e substituindo os valores dos raios internos e externos  $R_i$  e  $r_0$  nos limites de integração, obtêm-se a seguinte equação (12), que calcula a capacidade de torque do FMR (ANDRADE et al., 2018; CHEN; LIAO, 2010; DUTRA et al., 2022; GUO; LIAO, 2012):

$$T_{FMR} = 2\pi N \left[ \frac{\tau_y}{3} (r_0^3 + r_i^3) + \frac{\mu_{MR} \omega}{4h} (r_0^4 + r_i^4) \right]. \quad (12)$$

### 3.3.1.2. Potência do FMR

Uma vez que o torque requerido pode ser calculado, é preciso determinar o campo magnético necessário que ao atuar sobre o fluido MR gere esse torque. Este cálculo é iniciado pela densidade de fluxo magnético ( $B$ ) necessário para modificar as propriedades de escoamento do fluido ( $\tau_y$  e  $\mu_{MR}$ ). A densidade de fluxo magnético é definida pela intensidade do campo magnético ( $H$ ) multiplicado pela permeabilidade magnética do meio ( $\mu_m$ ) que é obtida pela multiplicação entre a permeabilidade magnética relativa ( $\mu_r$ ) e a permeabilidade magnética do vácuo ( $\mu_0$ ), conforme mostrado na equação (13) (SEN, 2013):

$$B = \mu_0 \mu_r H. \quad (13)$$

Contudo, conforme apontado por Andrade (2018) os efeitos de histerese magnética tornam a Equação (13) não linear. Fenômeno este que é que representado para cada material em curvas  $B$  vs.  $H$ . Além disso, o funcionamento do FMR necessita de um campo magnético que modifique o escoamento do fluido MR, assim para que o projeto seja viável os materiais escolhidos e as dimensões do FMR devem operar sem atingir a saturação magnética do material, o que tornaria este material permanentemente magnético (MOUSAVI; SAYYAADI, 2018).

Com a finalidade de verificar as propriedades magnéticas do projeto do FMR, Andrade (2018) e Dutra (2024) seguiram um dimensionamento de um circuito magnético, que percorre

pelas peças ferromagnéticas, como mostrado anteriormente na Figura 27. Analisando o circuito, é possível perceber que o campo é gerado por uma bobina, e percorre o núcleo e os discos laterais que possuem contato em suas paredes internas e com o fluido MR. O fluido, por sua vez, é posto entre discos de material, finalizando o circuito magnético. Entre o núcleo e os discos é necessário utilizar material isolante para assegurar que o campo percorra ortogonalmente os discos, condição necessária para o desenho de FMR multidisco (ANDRADE et al., 2018; CHEN; LIAO, 2010; DUTRA et al., 2022; GUO; LIAO, 2012). Analogamente, o estator do FMR deverá exercer a função de isolante, para confinar o campo magnético nos discos de frenagem. Por fim, o espaçamento entre discos será realizado por anéis internos e externos de material isolante e a bobina foi concebida no modelo solenoide com multicamadas, permitindo maior compactação.

Os componentes por onde passa o campo magnético são dimensionados conforme a relutância destas partes, que são: o núcleo do freio, os discos laterais e fluido MR. A relutância de cada peça ( $R_i$ ) é calculada pela divisão do comprimento do componente ( $l_i$ ) pela multiplicação da resistividade permeabilidade magnética do material ( $\mu_{m_i}$ ) pela área da seção transversal ( $A_i$ ) por onde passa o campo magnético, como descrito em (14) (SEN, 2013):

$$R_i = \frac{l_i}{\mu_{m_i} A_i}. \quad (14)$$

Resolvendo a equação anterior para as geometrias do núcleo, discos de frenagem e fluido MR, as equações percebem-se que o campo magnético percorre em direção ortogonal à área circular, originando a equação (15):

$$R_i = \frac{l_i}{\mu_{m_i} (r_e^2 - r_i^2)\pi}. \quad (15)$$

Nos discos laterais, o campo percorre paralelamente à espessura do disco, e não a seção circular, deste modo a equação de relutância é descrita pela equação (16):

$$R_i = \frac{l_i}{\mu_{m_i} \left[ \ln \left( \frac{r_e}{r_i} \right) \right]}. \quad (16)$$

O circuito magnético proposto possui seus elementos em série, assim o fluxo magnético ( $\varphi$ ) pode ser descrito em função de  $r_0$  e  $r_i$  que além de serem os raios externos e internos dos discos de frenagem, são os respectivos raios externos e internos dos discos laterais. Continuando,  $\varphi$  também pode ser relacionado com o número de voltas da bobina ( $N_b$ ), da

corrente elétrica ( $I$ ) que a percorre e da relutância equivalente do circuito ( $R_{eq}$ ) (ANDRADE et al., 2018):

$$\varphi = \pi B_{MR}(r_0^2 - r_i^2) = \frac{N_b I}{R_{eq}}. \quad (17)$$

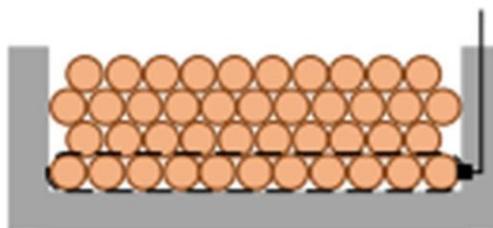
A quantidade de espiras na bobina, necessárias para gerar o fluxo magnético adequado ( $N_{nec}$ ) para frear o movimento do cotovelo, é obtida resolvendo as equações (14) a (17). Conforme apresentado na equação (18), o  $N_{nec}$  é dado pelo somatório das relutâncias dos componentes do circuito magnético  $R_i$  multiplicados pela densidade de fluxo que o percorre  $\phi_f$  (SEN, 2013):

$$N_{nec} = \sum \frac{l_i}{\mu_{m_i} A_i} \frac{\pi B_{MR}(r_0^2 - r_i^2)}{I}. \quad (18)$$

A bobina será enrolada no modo ortocíclico – camadas de espiras helicoidais empilhadas – tal configuração representada na Figura 28. Isso permite fator de empacotamento ( $F_p$ ) de até 90,7% do volume destinado a bobina, superior aos outros tipos de enrolamento, mesmo sem usinagem da superfície da bobina que recebe a primeira camada do fio. Este modelo de enrolamento é fácil de se obter manualmente rotacionando o núcleo da bobina em conjunto com um atuador linear simples (MASOUMI et al., 2022).

**Figura 28 - Enrolamento ortocíclico.**

Primeira camada



Fonte: Adaptado de Masoumi et al., (2022)

O número de espiras permitidas no volume destinado a bobina ( $N_p$ ) é calculado na Equação (19), desde que não seja atingida a saturação magnética dos componentes. Como visto na Figura 27, a largura da bobina tem o mesmo tamanho do núcleo ( $L_1$ ) multiplicado por  $F_p$  e dividido pelo diâmetro do fio ao quadrado ( $D_{fio}^2$ ). A altura é obtida pela subtração do raio da camada de isolante interno ( $r_i$ ) pela espessura de isolamento ( $L_5$ ) e pelo raio externo do núcleo da bobina ( $r_2$ ). Assim,  $N_p$  é dado por:

$$N_p = \frac{L_1 F_p}{D_{fio}^2} (r_i - L_5 - r_2). \quad (19)$$

A resistência elétrica apresentada pela bobina ( $R_b$ ), durante a passagem da corrente elétrica é dada pela equação (20), sendo ( $r_{fio}$ ) o raio do fio usado na bobina (SEN, 2013):

$$R_b = 2\pi r_2 N_p r_{fio}. \quad (20)$$

Após calcular a resistência da bobina, pode-se deduzir o valor da potência elétrica consumida pela bobina que é necessária para alterar a taxa de escoamento do fluido MR e gerar o  $\tau_{FMR}$  necessário. A potência elétrica consumida pelo FMR ( $P_{FMR}$ ) é dada pelas perdas térmicas causadas pelo efeito Joule que ocorrem na bobina devido a passagem da corrente elétrica, e é calculada pela equação (21) (SEN, 2013):

$$P_{FMR} = R_b I^2. \quad (21)$$

### 3.3.1.3. Massa do FMR

A massa do FMR ( $M_{FMR}$ ) foi calculada com base na abordagem estabelecida por Andrade et al. (2018), que determina a massa pela soma das massas das peças constituintes: núcleo ( $M_n$ ), bobina ( $M_b$ ), camada isolante ( $M_{il}$ ), fluido MR ( $M_{MR}$ ), disco lateral ( $M_{dl}$ ), discos de frenagem ( $M_{df}$ ) e estator de alumínio ( $M_{est}$ ), mostrada em (22). Assim,  $M_{FMR}$  é dado por:

$$M_{FMR} = M_n + M_b + M_i + M_{MR} + M_{dl} + M_{df} + M_{est}. \quad (22)$$

O cálculo da massa da maioria das peças do FMR pode ser feito com a mesma metodologia, por se tratarem de peças cilíndricas. Um exemplo está mostrado na equação (23), em que a massa do componente ( $m_i$ ) é dada em termos do número de peças no FMR ( $n_i$ ), o peso específico do material ( $\rho_i$ ) e os raios externos ( $r_{ext}$ ) e internos ( $r_{int}$ ):

$$m_i = n_i \pi \rho_i (r_{ext}^2 - r_{int}^2). \quad (23)$$

O cálculo da massa da bobina não segue a equação (23) por se tratar de um enrolamento de fio. Para isto utiliza-se a equação (24) que traz a massa por unidade de comprimento ( $m_{fio}$ ) multiplicada pelo número de espiras permitidas e pelo perímetro dos fios:

$$m_b = m_{fio} N_p \pi d_{fio}. \quad (24)$$

### 3.3.2. Otimização do freio magneto reológico

Obter o melhor dimensionamento para o FMR é uma tarefa complexa, devido à abordagem de otimização multiobjetiva buscado os mínimos valores de massa e potência, à não linearidade das equações, mostradas nas Seção 3.3.1.2 e 3.3.1.3, e às restrições que impõem ao projeto fatores específicos como: massa e potência consumida máximas, torque mínimo requerido, condições de saturação magnética dos componentes, dentre outros aspectos. Visando tais fatores, foi proposta uma otimização utilizando algoritmo genético. A seguir serão elencadas as variáveis, restrições, parâmetros e a metodologia para aplicação do GA.

#### 3.3.2.1. Variáveis de otimização

Como supracitado, a parametrização do projeto FMR é complexa, pois está sujeita a dependência de muitas variáveis. Além disso, possui muitas restrições pertencentes às propriedades dos materiais, e/ou devido a parâmetros de solicitação mecânica do projeto e, também, de melhorias em relação às outras soluções possíveis. Encontrar a geometria ótima com base na manipulação das variáveis, como feito em estudos anteriores, com uma abordagem por tentativa e erro é uma tarefa extremamente ineficiente e, até mesmo, inviável (AHMADKHANLOU; ZITE; WASHINGTON, 2007; CHEN; LIAO, 2010; WANG; HOU, 2013).

Com estas considerações, foi realizada a otimização do FMR, por meio de uma função objetivo (*OBJ*) apresentada na equação (25), sendo desenhada para encontrar as dimensões ótimas que minimizam a massa ( $M_{FMR}$ ) e o consumo energético ( $P_{FMR}$ ). Isso resulta em um valor adimensional obtido pela divisão da  $M_{FMR}$  e da  $P_{FMR}$  pela massa e pela potência máxima permitida, respectivamente ( $M_{máx}$  e  $P_{máx}$ ). Andrade et al., (2018) e Dutra et al., (2022), utilizaram o peso de 70% no valor de otimização da massa, devido a sua maior influência no uso do FMR, e 30% no consumo energético, tendo em vista a aplicação em atividade terapêutica – local em que o paciente realizará as atividades por tempo determinado e terá acesso a rede elétrica, resultando em:

$$\min: OBJ(x) = 0,7 \frac{M_{FMR}(x)}{M_{máx}} + 0,3 \frac{P_{FMR}(x)}{P_{máx}}. \quad (25)$$

Na equação (25) adotou-se os  $M_{m\acute{a}x.} = 0,5 \text{ kg}$  e  $P_{m\acute{a}x.} = 15 \text{ W}$ , baseado no protótipo anterior (RÚBIO, 2020). Conforme o modelo de otimização proposto por Andrade et al. (2018) e Dutra et al. (2022), são necessárias cinco variáveis  $x = (r_0, r_2, n, B_{FMR} \text{ e } I)$ , que estão explicadas na Tabela 4. As três primeiras variáveis: o raio externo dos discos de frenagem ( $r_0$ ), o raio externo do núcleo do FMR ( $r_2$ ) e o número de lacunas entre os discos de frenagem ( $N$ ), são relacionadas às características geométricas do projeto. As outras duas variáveis são relativas às propriedades magnéticas, em que  $B_{MR}$  é a densidade de fluxo magnético gerado e  $I$  é a corrente que percorre a bobina. Dessas variáveis escolhidas para a parametrização do equipamento,  $N$  assume valores inteiros, enquanto as outras assumem valores reais.

**Tabela 4- Intervalo das variáveis.**

Variável	Intervalo
$r_0$ (Raio externo dos discos de frenagem)	21,5 – 27,5
$r_2$ (Raio externo do núcleo do FMR)	9 – 13
$N$ (número de lacunas)	2 – 22
$B_{MR}$ (Campo magnético do FMR)	0,1 – 0,75
$I$ (Corrente elétrica que percorre a bobina)	0,1 – 2,5

Fonte: Desenvolvida pelo autor.

### 3.3.2.2. Restrições da otimização

Para seu funcionamento adequado, o FMR deve operar de modo que atenda parâmetros específicos, que são as restrições das otimizações. O  $T_{FMR}$ , a massa e a potência máximas, a saturação dos componentes do circuito magnético e o enrolamento da bobina são outras restrições que devem ser observadas. A principal restrição à qual o projeto do FMR deve atender é o  $T_{FMR}$ , matematicamente descrito na equação (12) da Seção 3.3.1.1, que deve ser maior ou igual ao torque máximo obtido pelos modelos dinâmicos e estáticos de extensão do cotovelo ( $T_{max}$ ), desenvolvidos na Seção 3.2.2. Sendo assim, tem se:

$$2\pi N \left[ \frac{\tau_y}{3} (r_0^3 - r_i^3) + \frac{\mu_{MR}\omega}{4h} (r_0^4 - r_i^4) \right] \geq T_{max}. \quad (26)$$

O  $T_{FMR}$  é dependente das características do fluido MR, pois suas características definem a resposta reológica à densidade de fluxo magnético ( $B_{MR}$ ) atuante. O fluido escolhido para o projeto é o MRF 140-CG, fabricado pela Parker Lord<sup>®</sup>, que apresenta as seguintes equações (27) e (28) para  $\tau_y$  e  $\mu_{MR}$  (PARKER LORD, 2024):

$$\tau_y = -2680 B_{MR}^2 + 64407 B_{MR} - 1279, \quad (27)$$

$$\mu_{MR} = 3,51 \times 10^{-6} B_{MR}^2 - 1,27 \times 10^{-5} B_{FMR} + 1,419 \times 10^{-5}. \quad (28)$$

O dimensionamento limita a densidade máxima de fluxo magnético no fluido MR a  $B_{MR_{m\acute{a}x}} = 0,7 T$ , para evitar a região de saturação magnética. Assim, é possível operar na região linear do fluido e simplificar o controle de torque. Existe ainda, um torque residual ( $T_{off}$ ) do atrito viscoso do fluido MR com as paredes dos discos de frenagem que deve ser menor que 0,5 Nm (DUTRA, 2024). Este fenômeno ocorre mesmo quando o FMR está desativado, ou seja, sem corrente elétrica percorrendo a bobina e nestes casos o termo  $\tau_y$  assume o valor de 20 Pa (BARBARACI; MARIOTTI; TRAINA, 2014). Aplicando estas considerações modificamos a equação do  $T_{FMR}$  como abaixo:

$$T_{off} - 2\pi N \frac{20}{3} (r_0^3 - r_i^3) + \frac{\mu_{MR}\omega}{4h} (r_0^4 - r_i^4) \leq 0,5 Nm. \quad (29)$$

Como descrito por Ma et al., (2017) geralmente o núcleo dos FMR apresentam maior densidade de fluxo magnético ( $B_{nFMR}$ ), e para garantir que esta condição não seja atingida, admitiu-se que uma densidade de fluxo magnético máxima neste componente de 1,7 T. Ainda, como os aços AISI 1020 e AISI 1030 foram selecionados para as peças do circuito magnético, é necessário garantir que o campo magnético interno não atinja valores acima de  $B_{AISI 1020} = 2,03 T$  e  $B_{AISI 1030} = 1,81 T$ , respectivamente (APÊNDICE A). Com a finalidade de garantir que os discos laterais não atingissem a saturação magnética durante o funcionamento do FMR, definiu-se que a sua largura igual ao raio do núcleo do FMR. Deste modo as restrições magnéticas para estes componentes são dadas pela equação seguinte (ANDRADE, 2018):

$$B_{nFMR} - \frac{\phi}{\pi(r_2^2 - R_1^2)} \leq 1,7 T. \quad (30)$$

Geometricamente é necessário garantir que a bobina dimensionada possa ser enrolada no espaço proposto. Isso é atingido garantindo-se que o número necessário de espiras da bobina ( $N_{eb}$ ) seja menor que a área da seção transversal destinada à mesma (ANDRADE, 2018). Assim o número de espiras possíveis de serem alocadas ( $N_{ep}$ ) é dado por (31):

$$N_{eb} \leq N_{ep} = \frac{4 [(r_i - L_5) - r_2] L1}{\pi D_{fio}^2}. \quad (31)$$

Dados os parâmetros específicos supracitados, foram obtidos os valores das restrições para a otimização do FMR, conforme sumarizado na Tabela 5.

**Tabela 5 - Restrições da otimização**

<b>Restrições</b>	<b>Valores</b>
$M_{FMR}$ (Massa do FMR)	$\leq 0,5 \text{ kg}$
$P_{MRB}$ (Potência consumida na bobina para gerar o $T_{FMR}$ )	$\leq 20 \text{ W}$
$T_{FMR}$ (Máximo torque de frenagem calculado)	$\geq T_{max} \text{ Nm}$
$T_{off}$ (Torque residual)	$\leq 0,5 \text{ Nm}$
$\tau_y$ (Tensão limite de cisalhamento do fluido MR)	$B_{MR} \leq 0,5 \text{ T}$
$\mu_{MR}$ (Permeabilidade magnética relativa do fluido MR)	$B_{MR} \leq 0,7 \text{ T}$
$B_{nFMR}$ (Campo magnético no núcleo do FMR)	$\leq 1,7 \text{ T}$
$N_{eb}$ (Número de espiras da bobina)	$\leq N_p$
$L_{FMR}$ (Largura do FMR)	$50\text{mm}$

Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Uma forma de avaliar o desempenho do FMR é calculando sua densidade de torque ( $T_d$ ) e densidade de potência ( $P_d$ ). A densidade de torque é determinada pela razão do máximo torque gerado ( $T_{m\acute{a}x}$ ) pelo volume total do FMR ( $V_t$ ), como descrito em (36) (DUTRA, 2024; ROSSA et al., 2014):

$$T_d = \frac{T_{m\acute{a}x}}{V_t}. \quad (32)$$

Por sua vez, a densidade de potência ( $P_d$ ) indica o máximo consumo energético do FMR ( $P_{m\acute{a}x}$ ) em relação ao volume total do FMR, como visto na equação (33) (DAMERLA et al., 2022):

$$P_d = \frac{P_{m\acute{a}x}}{V_t}. \quad (33)$$

### 3.3.2.3. Valores parametrizados do FMR

Determinadas as variáveis de parametrização e condições de restrição da otimização, é preciso estabelecer os parâmetros constantes relativos à propriedade físicas dos materiais e dos processos de fabricação aplicados. Este último parâmetro é importante limitador, pois pode estar associado com a geometria da matéria prima ou com limitações dos processos de fabricação disponíveis.

Os materiais selecionados para aplicação no FMR foram os seguintes: fluido MRF 140-CG, desenvolvido pela Parker Lord<sup>®</sup>, que é a base de hidrocarbonetos, diâmetro médio das partículas (Fe revestido com ácido graxo): 1–10  $\mu\text{m}$ , densidade: 3,54–3,74  $\text{g/cm}^3$ , concentração

de partículas: 85,44% em peso e a permeabilidade magnética do fluido como  $\mu_{FMR}$  conforme Eq. 26 da Seção 3.3.2.2. (NEJATPOUR; UNAL; YAĞCI ACAR, 2020; PARKER LORD, 2024). Para o fio da bobina, definiu-se o fio de cobre AWG25 que possui capacidade de transmitir correntes elétricas ( $I$ ) de até 2,5 A, diâmetro de  $\varnothing = 0,455 \text{ mm}$ , massa específica  $\rho = 1.45 \text{ g/m}$  e resistividade elétrica ( $\delta_{fio}^e$ ) de  $1,72 \times 10^{-8} \Omega m$  a  $20 \text{ }^\circ\text{C}$ . No núcleo e nos discos laterais do FMR será aplicado aço AISI 1030 e nos discos de freio o aço AISI 1020, ambos apresentam densidade de  $\rho_{aço} = 7850 \text{ kg/m}^3$ . Os valores das permeabilidades magnéticas relativas dos aços AISI 1020 e AISI 1030 são respectivamente,  $\mu_{r(AISI 1020)} = 911$  e  $\mu_{r(AISI 1030)} = 936$ , sendo obtidos através das curvas de histerese magnética (B vs. H), conforme mostrado no APÊNDICE A. As camadas isolantes (espaçadores, anéis de isolamento e estator) são de liga de alumínio AL6061-T6 que possui massa específica de  $\rho_{AL} = 2710 \text{ kg/m}^3$  (METALTHAGA, 2024).

Os discos de freios foram escolhidos com chapa de aço AISI 1020 com 0,5 mm de espessura, dada a facilidade comercial de encontrar este material. Já os discos espaçadores foram dimensionados com 0,8 mm de espessura para garantir que a largura das lacunas entre discos tenha 0,15 mm (ANDRADE et al., 2018). Os parâmetros geométricos e os componentes selecionados são descritos na Tabela 6.

**Tabela 6 - Parâmetros de projeto.**

<b>Parâmetro</b>	<b>Valores</b>
$R_1$ (Raio interno do núcleo)	4 mm
$r_i$ (Raio interno do disco de freio)	17 mm
$L_3$ (Espessura da cobertura de alumínio)	9 mm
$L_4$ (Espessura dos discos de frenagem)	0,5 mm
$L_5$ (Espessura do isolante do núcleo da bobina)	2 mm
$h$ (Lacuna entre discos de frenagem)	0,13 mm
$D_{fio}$ (Diâmetro do fio AWG25)	0,48 mm

Fonte: Desenvolvida pelo autor.

#### 3.3.2.4. Métodos de otimização

A otimização foi implementada no programa MatLab 2023<sup>®</sup> utilizando métodos voltados para a resolução de problemas não lineares com restrições também não lineares. Foi

aplicado o método de algoritmo genético por meio do algoritmo gamultiobj, ideal para otimizações multiobjetivos.

A resolução pelo gamultiobj identifica um conjunto de soluções que conseguem otimizar múltiplas funções convexas, que são conflitantes através de uma frente de Pareto (DEB, 2011). Isto é, uma solução ótima é definida como aquela na qual nenhuma melhoria em um objetivo pode ser feita sem prejudicar pelo menos um outro objetivo. Neste contexto da otimização multiobjetivo, os problemas geralmente apresentam múltiplos critérios que precisam ser maximizados ou minimizados simultaneamente, frequentemente em conflito entre si. Assim, o método e GA inicia o processo de otimização com uma quantidade estabelecida de pontos iniciais gerados aleatoriamente dentro do intervalo de cada variável. Em cada iteração, os valores dos pontos são atualizados. No gamultiobj, os novos pontos são gerados com base na combinação de características aleatórias de dois pontos anteriores (“pais”), mutações da geração anterior (MATHWORKS, 2024a). Após demonstrar as considerações realizadas no projeto do FMR e na sua integração com a órtese, nas próximas seções são definidas as metodologias para análise em FEM magnética, térmica e mecânica para validar a geometria desenhada.

### **3.4. Validação por análise pelo método dos elementos finitos**

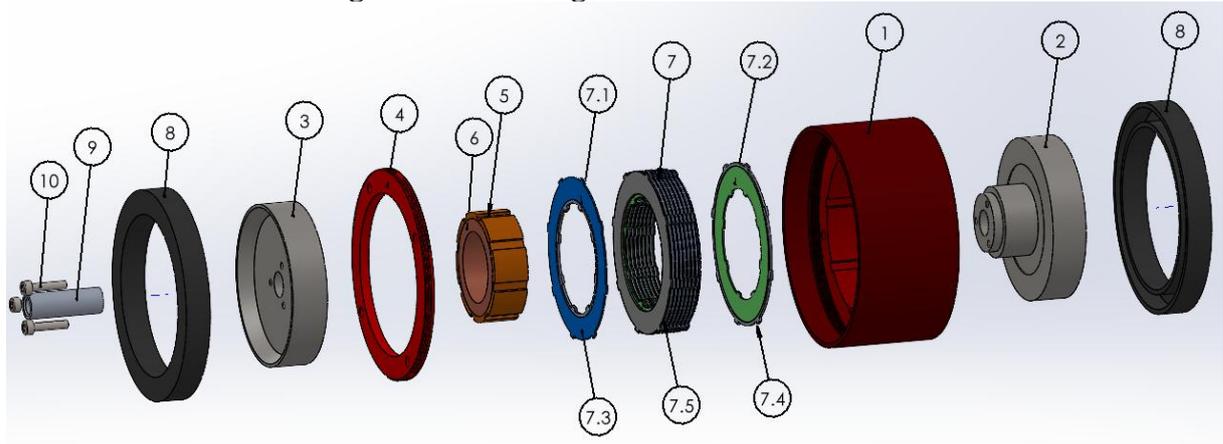
A análise por FEM tem se mostrado uma ferramenta poderosa, possibilitando a modelagem e simulação coerentes dos comportamentos estruturais, térmicos e magnéticos do FMR. A aplicação de FEM permite avaliar o desempenho mecânico da estrutura, considerando tensões e deformações, analisar a dissipação de calor gerada no sistema e compreender a distribuição do campo magnético no fluido e em outros componentes. Esta seção apresenta a metodologia da análise multifísica aplicada a freios magneto reológicos, combinando as três áreas principais de estudo – mecânica, térmica e magnética – para fornecer uma visão abrangente do desempenho do sistema. O objetivo é identificar os fatores críticos que influenciam no funcionamento do dispositivo e propor melhorias em seu projeto com base nos resultados das simulações numéricas.

#### *3.4.1. Desenho e fixação do FMR à órtese*

Antes de realizar as análises em FEM é preciso descrever a geometria do FMR, que é ilustrada na vista explodida do equipamento na Figura 29. Como a otimização foi realizada sem

considerar a estanquidade do fluido MR foi necessário adicionar retentores em ambos os lados do dispositivo para conter o fluido no espaço proposto, prevenindo vazamentos e garantindo que o dispositivo possua o grau de liberdade rotacional proposto. Assim, após a adição do retentor recalculou-se a massa do FMR para garantir que o limite máximo de massa não fosse atingido. As dimensões e valores de massa serão apresentados na Seção de Resultados.

**Figura 29 - Montagem multidisco do FMR.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

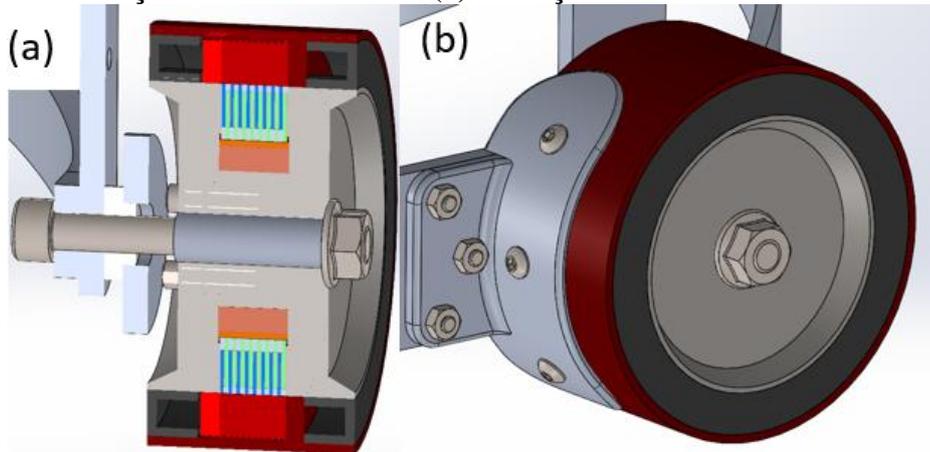
Legenda: (1) carcaça externa do estator; (2) núcleo do freio e disco lateral direito do FMR; (3) disco lateral esquerdo do FMR; (4) anel de vedação do estator; (5) anel de isolamento interno; (6) bobina; (7) montagem multidisco; (7.1) disco de freio externo; (7.2) disco de freio interno; (7.3) espaçador interno; (7.4) espaçador externo (7.5) fluido MR; (8) retentor; (9) bucha para fixação; (10) parafusos de fixação.

Para facilitar a fabricação do estator, foram projetadas 2 partes. A primeira parte é a carcaça externa, que limita o deslocamento dos discos à direita, possui rasgos para encaixe dos discos de freio e espaçadores, e por último, um anel que limita o deslocamento dos discos à esquerda. Sendo que as duas últimas geometrias são rosqueadas na carcaça externa, como mostrado na Figura 29 item 1. A ancoragem dos discos de frenagem internos (item 7.2) e externos (item 7.1) aos respectivos anéis de isolamento interno (item 5) e à carcaça externa do estator, foi feita por meio de 8 estrias retangulares igualmente espaçadas. As estrias foram desenhadas considerando os discos do freio como eixos, assim, o rasgo para encaixe foi feito nos anéis de isolamento, como ilustrado na Figura 29. Dessa maneira a área de frenagem não é prejudicada e nem a densidade de campo magnético. A segunda parte do estator corresponde ao anel de vedação, mostrado no item 4 da Figura 29. A estanquidade do fluido MR é realizada por retentores (item 8), alocados em cada lado do FMR, sendo compostos de borracha nitrílica (AGEL, 2012).

Para permitir o giro relativo do estator com o rotor do equipamento foram definidas duas regiões para fixação do FMR à órtese. O núcleo do FMR e os discos de frenagem internos foram

associados às hastes externas do módulo superior da órtese, por meio de um parafuso e uma porca de aço M6 - 1,00 x 30 mm GR8.8, visto na Figura 30 (a). Para que não ocorra magnetização deste componente, uma bucha de alumínio AL6061-T6 de 1,5 mm de espessura com rosca interna M6 – 1,00 foi inserida entre o núcleo do FMR e o parafuso de fixação. A ancoragem do estator do FMR foi feita por meio de um suporte com parafusos M3 - 0,5 x 8 mm GR8.8 na haste externa do antebraço e ao centro do anel de isolamento do estator com parafusos M3 - 0,5 x 6 mm GR8.8, como mostra a Figura 30 (b).

**Figura 30 - Fixação do rotor do FMR (a) e fixação do estator do FMR à órtese (b).**

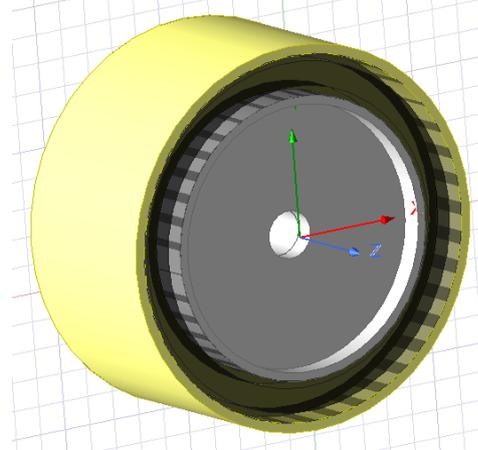


Fonte: Desenvolvida pelo autor.

### 3.4.2. Análise magnética

Com o objetivo de validar o dimensionamento ótimo do FMR foi implementada uma simulação magnética estática utilizando FEM, para verificar: (I) se o campo necessário é gerado pela bobina do MR; (II) se há convergência entre o campo calculado pela otimização e por FEM; e, (III) também, para garantir que os materiais do circuito magnético operam dentro dos limites admissíveis, a fim de prevenir a saturação magnética dos componentes. A simulação foi realizada no programa Ansys Electronics<sup>®</sup>, por meio da ferramenta Maxwell 3D com o solver Magnetostatic. A geometria utilizada, apresentada na Figura 31, foi extraída do programa Solidworks<sup>®</sup> e simplificada, retirando parafusos, roscas e chanfros.

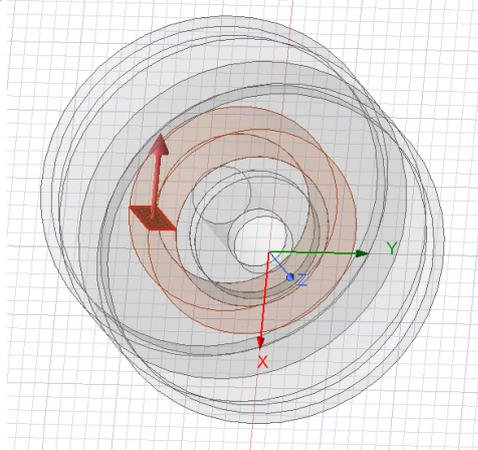
**Figura 31 - Geometria da simulação magnética.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Para as permeabilidades magnéticas relativas ( $\mu_r$ ) dos materiais não ferromagnéticos simulados – cobre, alumínio e borracha nítica, aplicou-se o valor de  $\mu_r = 1$ . Este parâmetro foi obtido na biblioteca do Ansys Eletronics (ANSYS, 2022). Por outro lado, como os aços aplicados (AISI 1020, AISI 1030) e o fluido MR (MRF 140-CG) são ferromagnéticos, assim, para cada um dos aços foram utilizadas as curvas disponíveis na biblioteca do Ansys Eletronics® e para o fluido MR a curva B-H foi extraída do catálogo do material (ANSYS, 2022; PARKER LORD, 2024). As curvas dos materiais ferromagnéticos se encontram disponíveis no APÊNDICE A. Durante a simulação, pressupôs-se que fluido MR se encontra na fase semissólida, i.e., não existe escoamento do fluido, de modo que o conjunto se encontra estático. A bobina foi modelada como um sólido em revolução e foi aplicada uma seção transversal no plano YZ, como ilustrado em laranja na Figura 32.

**Figura 32 - Excitação aplicada na Bobina.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Para realizar a simulação, a corrente que percorre a bobina ( $I_{FMR}$ ), resultante da otimização, é utilizada como a excitação de entrada. A resposta dessa excitação é o campo

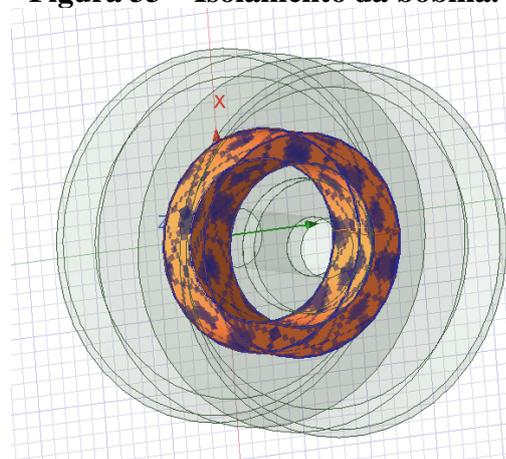
magnético ( $B_{FMR}$ ) gerado, que deve ser suficiente para produzir o  $T_{FMR}$  solicitado. Manipulando a Equação (17) da Seção 3.3.1.2, obtêm-se a equação (34) que descreve  $B_{FMR}$  em função de  $I_{FMR}$ :

$$B_{FMR} = \frac{I_{FMR} N_b}{\pi R_t (r_0^2 - r_i^2)}. \quad (34)$$

A excitação de entrada do modelo foi feita com um terminal de bobina com quantidade de espiras ( $N_{eb}$ ) e corrente elétrica ( $I$ ), resultantes da otimização realizada. Para isolar a bobina do núcleo do aço do FMR foi inserido isolamento em toda sua superfície, como visto na Figura 33. O volume de controle que envolve o FMR se estende por 100 mm em todas as direções. A convergência da malha, e as curvas B-H dos materiais utilizados foram tidas como suaves. A malha foi definida como adaptativa com 10 iterações, sendo que em cada iteração é executado um refinamento da malha de 30%, admitindo-se erro percentual final de 1% na convergência da solução. Nessa configuração o erro percentual é avaliado conforme a equação (35) (WANG et al., 2024):

$$\text{Erro da Energia \%} = (\text{Valor do Erro/Valor Numérico Total}) \times 100\%. \quad (35)$$

**Figura 33 – Isolamento da bobina.**



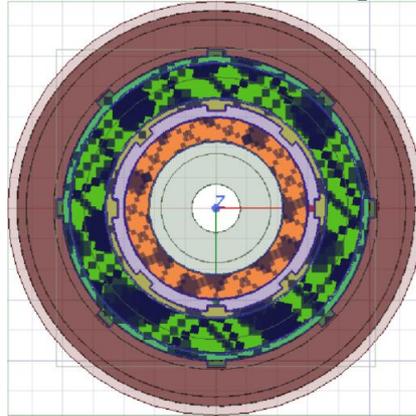
Fonte: Desenvolvida pelo autor.

### 3.4.3. Análise térmica

Um outro aspecto importante do projeto do FMR é a verificação das suas condições térmicas de funcionamento. Para isso, foi desenvolvida uma simulação em FEM utilizando o programa Ansys Electronics<sup>®</sup> no módulo IcePack<sup>®</sup>. As fontes de calor no sistema são devidas à potência térmica dissipada pela bobina e o pelo atrito no fluido durante seu cisalhamento

(OLIVEIRA; PAULO; ANDRADE, 2018; WANG et al., 2015). As regiões da bobina e do fluido MR, são vistas respectivamente em laranja e verde na Figura 34. Como condição de contorno foi aplicada temperatura ambiente de 25°C.

**Figura 34 - Fontes térmicas aplicadas.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Para determinar o valor de entrada utilizada na simulação referente à fonte de calor do fluido MR, foi calculada a energia térmica que flui pela área da bobina ( $\dot{\phi}_{Tb}$ ), que é fornecida pela razão da potência térmica dissipada pela bobina ( $P_{Tb}$ ) pela área da bobina ( $A_b$ ). Por sua vez,  $P_{Tb}$  é determinada através da relação entre a corrente máxima, obtida na otimização ( $I_{m\acute{a}x}$ ), e a resistência elétrica da bobina ( $R_b$ ) como descrito na equação (36) (WANG et al., 2015):

$$\dot{\phi}_{Tb} = \frac{P_{Tb}}{A_b} = \frac{I_{m\acute{a}x}^2 R_b}{A_b}. \quad (36)$$

Analogamente ao demonstrado acima, o fluxo da energia térmica dissipada pelo fluido MR ( $\dot{\phi}_{Tf}$ ) pode ser obtido por meio da razão da potência térmica dissipada pelo cisalhamento do fluido MR, durante o funcionamento do FMR, ( $P_{Tf}$ ) pela área da superfície de contato do fluido ( $A_f$ ) com os componentes do freio, dada por (WANG et al., 2015):

$$\dot{\phi}_{Tf} = \frac{P_{Tf}}{A_f} = \frac{T_{m\acute{a}x} \omega_{m\acute{a}x}}{A_f}. \quad (37)$$

onde  $T_{m\acute{a}x}$  é o maior torque gerado pelo FMR,  $\omega_{Tmax}$  é a velocidade angular no momento de maior torque durante a flexão do cotovelo. As propriedades térmicas dos materiais usados na simulação estão dispostas na Tabela 7.

**Tabela 7 – Propriedades térmicas dos materiais.**

<b>Parâmetro</b>	<b>AISI 1020 e AISI 1030</b>	<b>AL 6061-T6</b>	<b>Cobre</b>	<b>Borracha</b>
Condutividade térmica [W/mK]	54,12	155,12	400	0,14
Densidade [kg/m <sup>3</sup> ]	7850,00	2710	8933	984,38
Calor específico [J/kg°C]	501,51	915	385	1855,83

Fonte: Desenvolvida pelo autor.

O solver foi configurado para 100 resoluções iterativas, com erro máximo admissível de 1%. A malha foi configurada como a última malha adaptativa usada na simulação magnética, o que foi possível por meio do acoplamento unidirecional da simulação magnética para a simulação térmica.

#### 3.4.4. Análises estruturais mecânicas

Após as verificações magnéticas e térmicas, realizou-se análise de FEM conduzidas no programa Ansys Mechanical®, por meio de análises estruturais estáticas, com finalidade de verificar a capacidade da estrutura da órtese e dos discos de frenagem do FMR, ante os carregamentos impostos na extensão do cotovelo. Os materiais utilizados nas simulações possuem propriedades mecânicas mostradas na Tabela 1. Todos os materiais foram considerados isotrópicos e com comportamento linear elástico.

**Tabela 8 – Propriedades mecânicas dos materiais.**

<b>Parâmetro</b>	<b>AISI 1020</b>	<b>AL1100H4</b>	<b>AL 6061-T6</b>	<b>PLA</b>
Limite de resistência à tração [Mpa]	800	145	310	59,2
Limite de escoamento [MPa]	460	95	270	54,1
Módulo de Elasticidade [GPa]	200	70	68,9	3,45
Coefficiente de Poisson	0,3	0,33	0,33	0,39

Fonte: Desenvolvida pelo autor.

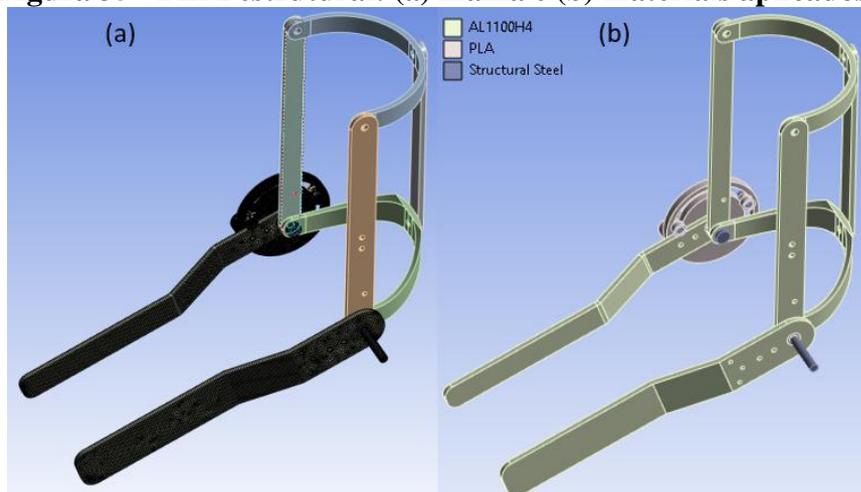
Na sequência são apresentadas as metodologias empregadas nas simulações mecânicas da estrutura da órtese e dos discos de frenagem do FMR.

##### 3.4.4.1. Análise estrutural da órtese

Para a validação estrutural, a órtese foi posicionada no ângulo de maior solicitação mecânica durante o movimento dinâmico de extensão do cotovelo, conforme descrito na Seção 3.2.2.2, e realizou-se uma análise estrutural estática. As hastes do módulo inferior da órtese

foram configuradas como elementos flexíveis e as barras do módulo superior foram postas como rígidas. Nas hastes foram utilizados elementos de malha com tamanho de 1,5 mm e nas superfícies das barras rígidas, que se conectam a elementos flexíveis, aplicaram-se elementos com tamanho de 5 mm, resultando em 69475 elementos, a qualidade de malha foi avaliada pelo parâmetro skewness médio obtido no modelo de 0,22 com desvio padrão de 0,14, como ilustrado na Figura 35 (a). Não foi aplicada malha nas hastes do módulo superior que foram consideradas rígidas. Nas hastes foram aplicadas a liga de alumínio AL1100H4, as buchas e limitador impressos em PLA e os elementos de fixação de AISI1020, conforme a (b).

**Figura 35 - FEM estrutural: (a) malha e (b) materiais aplicados.**



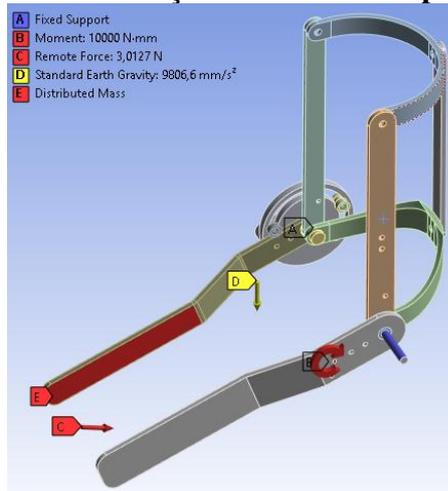
Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Como indicado na Figura 36, o parafuso que se conecta ao rotor do FMR foi fixado. O torque de frenagem máximo ( $T_{FMR_{m\acute{a}x}}$ ) foi aplicado nos três parafusos de fixação do rotor da órtese através da haste externa do módulo inferior. A massa do conjunto antebraço, mão e objeto (2,40 kg), foi usada como massa uma concentrada no CG ( $R_{conj.}$ ) a 221,6 mm da articulação do cotovelo, como ilustrado na Figura 36. Também, foram adicionadas as componentes de forças tangenciais ( $F_t$ ) e força centrípeta ( $F_c$ ) oriundas da dinâmica do movimento. A  $F_t$  foi descrita pela proporcionalidade da aceleração angular momentânea ( $\alpha$ ) e de  $R_{conj.}$ . Por sua vez, a  $F_c$  é dada pela proporção da aceleração velocidade angular ( $\omega$ ) com a distância  $R_{conj.}$ . Ambas forças são apresentadas, respectivamente, nas equações (38) e (39):

$$F_t = m\alpha R_{conj.} \quad (38)$$

$$F_c = m\omega^2 R_{conj.} \quad (39)$$

**Figura 36 - Condições de contorno aplicadas.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

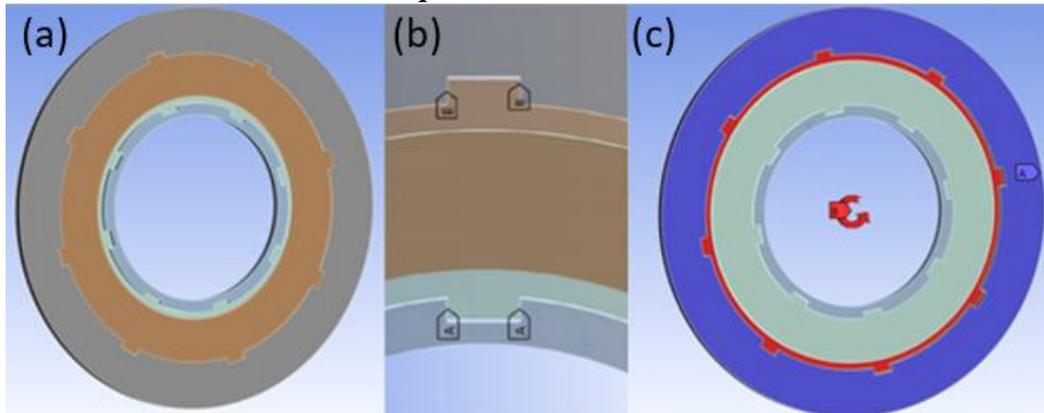
#### 3.4.4.2. Análise dos discos de frenagem do FMR

Para verificar se os discos suportam a solicitação de torque de frenagem, foi realizada simulação com o programa Ansys Mechanical<sup>®</sup>. Como o FMR possui configuração multidiscos, foi retirada uma seção transversal do FMR, composta de par de discos de frenagem, estator e anel de isolamento interno, uma vez que, ambos possuem rasgo de fixação para os discos de frenagem, como ilustrado na Figura 37 (a). Os discos de frenagem foram conectados ao estator e ao anel interno nas faces laterais dos respectivos ressaltos e rasgos, visto na Figura 37 (b). Para essa simulação, o fluido MR foi considerado rígido no estado semissólido. Os discos de frenagem e os discos laterais do FMR foram considerados mecanicamente conectados, sendo aplicada a configuração de conexão do tipo *bonded*. As faces laterais e superior do estator foram engastadas, para simular o comportamento em uma frenagem dinâmica. O  $T_{máx}$  obtido na Seção 3.2.2 foi aplicado nas faces dos discos de frenagem que estão conectadas.

Considerando a simulação de somente um par de discos de frenagem, o torque aplicado foi adequado por meio da manipulação da equação (15), presente na Seção 3.3.1.1 para uma lacuna ( $N = 1$ ):

$$T = 2\pi \left[ \frac{\tau_y}{3} (r_0^3 + R_i^3) + \frac{\mu_{MR} \omega}{4h} (r_0^4 + R_i^4) \right]. \quad (40)$$

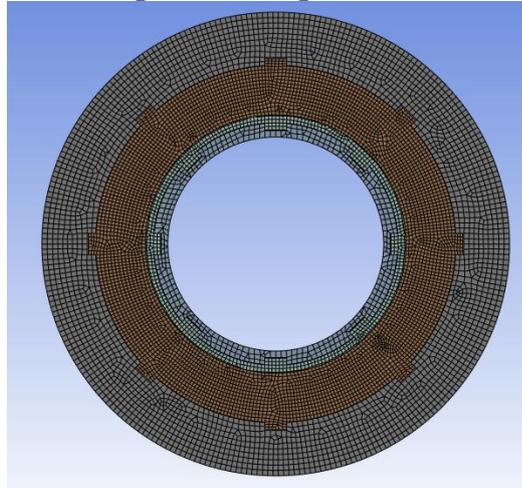
**Figura 37 – (a) seção de pares de discos de freios, (b) regiões de contato e (c) aplicação de torque nos discos de freio.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Na malha dos componentes de alumínio, aplicou-se tamanho máximo dos elementos de 0,75 mm. Já no caso dos discos de freio, o tamanho máximo foi de 0,5 mm. Esses valores foram estabelecidos para garantir que as peças simuladas possuíssem mais de um elemento de malha de largura. Desta forma, a simulação possui, 23372 elementos de malha que apresentaram qualidade *skewness* média de 0,069, com desvio padrão de 0,099, que é mostrada na Figura 38.

**Figura 38 - Malha aplicada nos pares de disco de frenagem.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

## 4. RESULTADOS

Neste capítulo são mostrados os resultados dos carregamentos estático e dinâmicos desenvolvidos, nos quais o dimensionamento do FMR é baseado. Em sequência, são apresentados os resultados da otimização do freio e da sua validação por meio de FEM magnético, térmico e mecânico.

### 4.1. Resultados das simulações de solicitações estáticas e dinâmicas

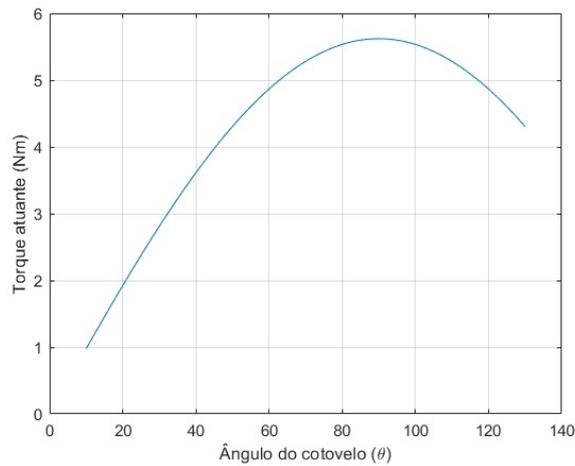
Nesta seção serão detalhados os resultados obtidos dos modelos matemáticos estático e dinâmico. Esses resultados foram usados como entrada condição de restrição de torque da otimização do FMR e, também, como a energia gerada na pelo fluido MR na simulação térmica.

#### 4.1.1. Valores do torque estático

Na Figura 39 são apresentados os valores de torque estático por ângulo de extensão do cotovelo, obtidos a partir da simulação estática. O torque máximo de 5,66 Nm ocorre no ângulo de 90°, onde há o maior braço de momento, com a cadeia cinemática paralela à direção horizontal. É visto que no intervalo de 63° a 117° o torque atinge valores acima de 5 Nm – aproximadamente 90% do valor máximo calculado – angulação esta que representa 49% do movimento do cotovelo, sendo correspondente às atividades da vida diária, inclusive relacionadas a alimentação (NEUMANN, 2011). Com base na incidência de torques relativamente altos em quase metade da amplitude do movimento, faz-se necessária a implementação de um coeficiente de segurança para que o FMR não trabalhe com cargas próximos ao limite superior.

Em relação à ativação muscular, Neumann (2011) salienta que o torque estático máximo - que ocorre na musculatura flexora do cotovelo, bíceps e braquial - acontece quando a articulação se encontra a cerca de 90° em relação à direção horizontal. Contudo, a força máxima da musculatura flexora é atingida em 80° e a máxima média dos três músculos flexores – bíceps, braquial e braquirradial – ocorre em 100° (NEUMANN, 2011).

**Figura 39 - Torque do cotovelo por ângulo de flexão.**



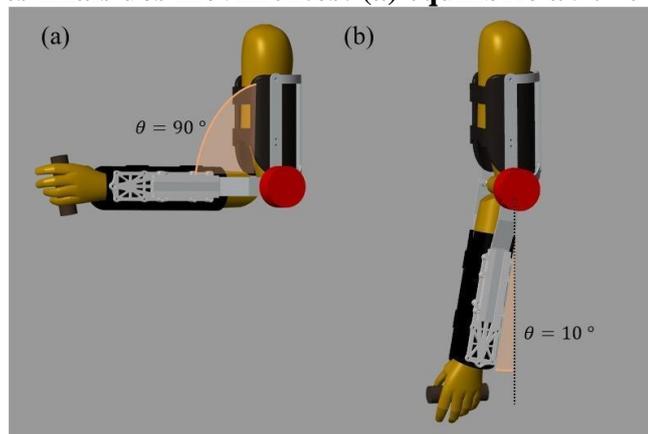
Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Em comparação com as versões anteriores da órtese, percebe-se que a eliminação do módulo de mão e dos atuadores elétricos por Lopes (e2021), dados pela substituição desses atuadores por FES, propicia grande redução de massa. Tal fato permitiu adicionar o FMR e, ainda, considerar o uso de objetos de até 0,5 kg durante a terapia robótica, acarretando aumento de 18% da solicitação estática. Além disso, a alocação do FMR na junta rotativa da órtese contribuiu para a redução do  $R_r$  no módulo inferior da órtese, quando comparado à versão desenvolvida por Rúbio (2020), o que resultou na diminuição do torque solicitado.

#### 4.1.2. Valores do torque dinâmico

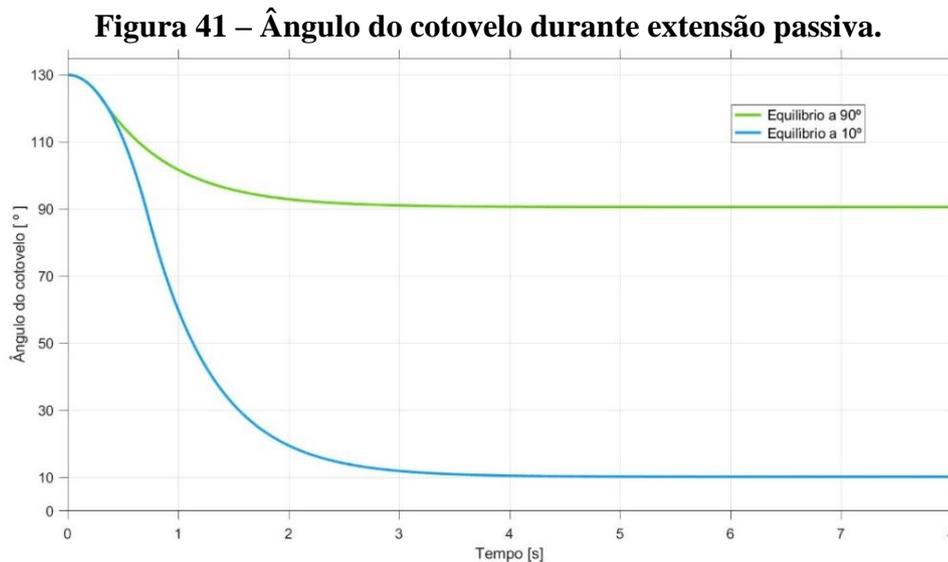
Os resultados obtidos para os torques dinâmicos foram calculados para duas condições de movimento específicas, o movimento 1 que corresponde ao equilíbrio em  $90^\circ$  e o movimento (2) relacionado ao equilíbrio em  $10^\circ$ , como mostrado nas Figura 40 (a) e (b), respectivamente.

**Figura 40 - Posições finais dos movimentos: (a) equilíbrio a  $90^\circ$  e (b) equilíbrio a  $10^\circ$ .**



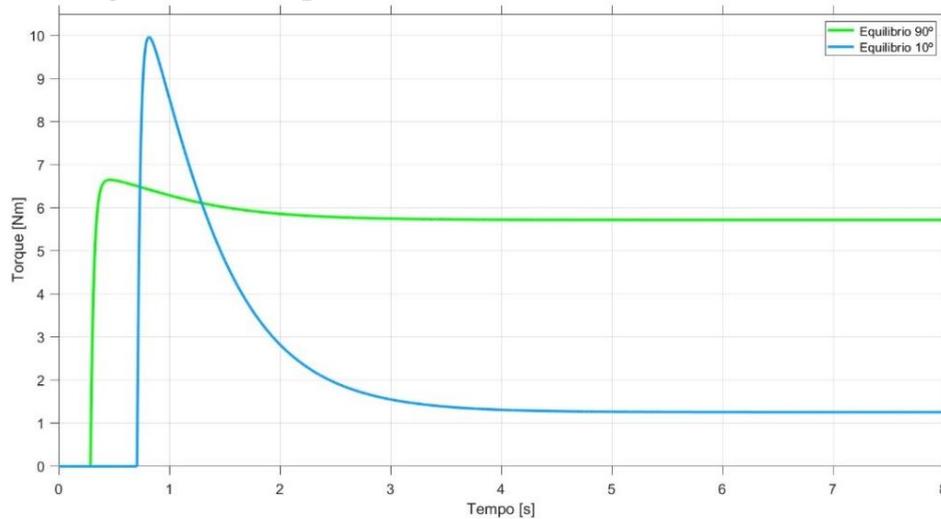
Fonte: Desenvolvida pelo autor.

No gráfico da Figura 41 é apresentado o ângulo de extensão do cotovelo em função do tempo e percebe-se que os movimentos iniciam em  $\theta_i = 130^\circ$ , partindo do repouso em flexão máxima – simulando uma extensão passiva do cotovelo do indivíduo. No movimento 1 (1), curva em verde, o controlador é ativado com um atraso de 280 ms, alcançando a ângulos menores que  $91^\circ$  em 3,01 s, com equilíbrio final em  $90,6^\circ$ . Por outro lado, no movimento (2) (equilíbrio em  $10^\circ$ ), curva em azul, devido à maior diferença em relação ao valor inicial, o controlador apresenta um atraso de ativação de 708 ms. Neste caso, a ângulos abaixo de  $11^\circ$  ocorrem a partir de 3,42 s, e o movimento é finalizado em 7 s, com a posição final registrada em  $10,2^\circ$ . Em ambas as condições de controle da extensão, os movimentos apresentam tempos de equilíbrio em torno de  $t = 4,0$  s semelhantes ao estipulado por Rúbio (2020) para alcançar a flexão completa do cotovelo partindo da extensão máxima.



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Como o FMR atua apenas contra o movimento, o torque mínimo gerado pelo FMR foi definido com  $T_{min} = 0$  Nm. Como apresentado no gráfico da Figura 42, os valores máximos para os movimentos (1) e (2), curvas azul e verde, respectivamente, foram  $T_{1max} = 6,5$  Nm e  $T_{2max} = 9,96$  Nm. O valor calculado é 17% menor que o torque obtido por Rúbio (2020) para o atuador projetado para flexionar o cotovelo. Ressalta-se, entretanto, que neste estudo, ainda se supôs a adição de um objeto de 0,5 kg manuseado durante a reabilitação. É percebida na Figura 42, que há atraso de acionamento em ambos os movimentos, de 285 ms no movimento (1) e 708 ms no movimento (2). Tal fato pode ser associado aos parâmetros determinados para o controlador, e também pela diferença de valores entre o ponto de inicial de  $130^\circ$  e ponto de equilíbrio de  $90^\circ$  no movimento (1) e  $10^\circ$  no movimento (2).

**Figura 42 – Torque dinâmico durante extensão do cotovelo.**

Fonte: Desenvolvida pelo autor.

O tempo entre o início da ativação do PD e máximo torque aplicado no movimento (1) foram de 170 ms e para o movimento (2) foi de 111 ms, valores superiores aos relatados na revisão de (DUTRA et al., 2024) (80 a 120 ms) para atingir 100% do torque de frenagem. O que indica que o FMR proposto será capaz de realizar o movimento proposto. Além disso, os torques finais das simulações dinâmicas convergem para os valores calculados estaticamente. Porém, como apresentado na Tabela 9, os valores dinâmicos são superiores aos estáticos, principalmente para o movimento (2), que possui um desvio de 20,6%. O desvio observado pode ser resultado do truncamento dos valores que foram exportados SolidWorks® para a geometria, bem como, da linearização da ferramenta PID *Tunner* utilizada no MatLab/Simulink® (MATHWORKS, 2024b).

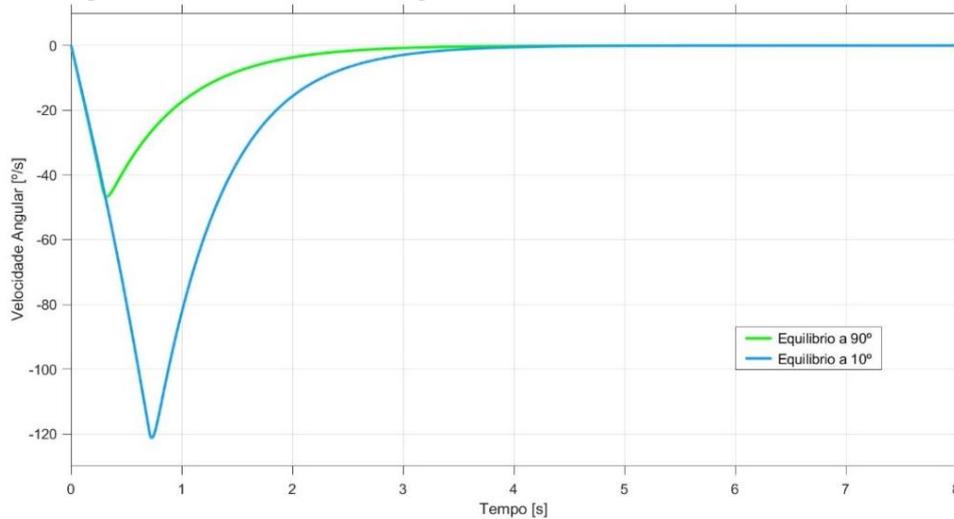
**Tabela 9 – Comparação de torque final do modelo estático e dinâmico.**

Ângulo de equilíbrio	Torque estático [Nm]	Torque dinâmico [Nm]	Desvio
90,6°	5,65	5,78	2,3%
10,2°	1,00	1,26	20,6%

Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Avaliando a velocidade angular apresentada na Figura 43, nota-se que mesmo sob a influência do atraso presente no movimento (2), a velocidade angular máxima foi de 121,4 °/s, que ocorre 22 ms após a ativação do controlador. No movimento (1) a velocidade angular máxima obtida foi de 46,7 °/s, 50 ms após ativação do PD.

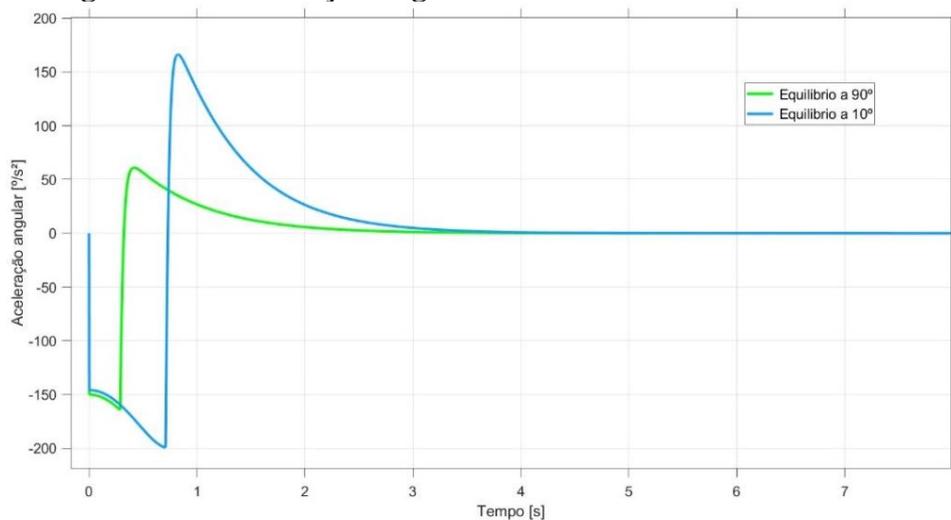
**Figura 43 – Velocidade angular durante a extensão do cotovelo.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

As acelerações angulares dos movimentos são apresentadas na Figura 44. No instante inicial ( $t = 0 \text{ s}$ ) a aceleração é nula para os dois movimentos, pois o braço está em repouso. No instante seguinte a aceleração da gravidade é imposta e provoca o um salto do valor da aceleração no sentido do movimento. A aceleração angular aumenta até que o controlador PD ative o FMR, o que resulta em uma desaceleração angular de  $225 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  e  $367,6^\circ/\text{s}^2$  nos movimentos (1) e (2), respectivamente. Após o *overshoot* inicial o movimento realiza outra frenagem de  $166,3^\circ/\text{s}^2$  e  $52,5^\circ/\text{s}^2$ , nos respectivos movimentos.

**Figura 44 – Aceleração angular durante a extensão do cotovelo.**



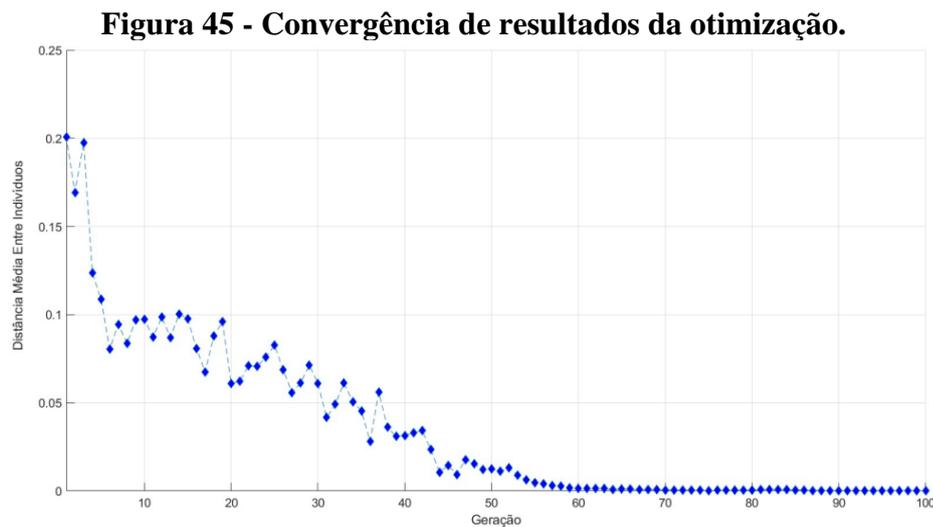
Fonte: Desenvolvida pelo autor.

## 4.2. Resultados da otimização e integração à órtese

Os valores resultantes da otimização são apresentados nesta seção, que também descreve os ajustes necessários tanto para a fabricação quanto para a estanquidade do fluido MR.

### 4.2.1. Otimização do FMR

Os valores ótimos das variáveis ( $r_0, r_2, N, B_{MR}$  e  $I$ ) foram determinados escolhendo os valores que forneceram o menor valor para a função objetivo. A otimização pelo método gamultiobj foi executada com 100 gerações, como visto na Figura 45, a distância média entre indivíduos decresceu consideravelmente a partir da 3ª geração e, a partir da 60ª geração todos indivíduos convergem para o mesmo ponto de ótimo local.



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

A otimização resultou em uma função OBJ = 0,5146, que fornece um FMR com 0,345 kg, potência de 2,14 W e torque de frenagem de 10,89 Nm. Contudo, os valores geométricos gerados na otimização são de difícil obtenção usinagem. Deste modo, para facilitar a fabricação do FMR os resultados foram ajustados para valores que facilitam a fabricação das peças. Tais valores aumentam a massa em 5% e potência em 2%, como mostrado na Tabela 10.

Ao se comparar com os atuadores usados na órtese desenvolvida por Rúbio (2020), observa-se uma expressiva redução de potência necessária de 12,2 W (81,27%). Também é verificado que o FMR é capaz de fornecer  $T_{max} = 11,08 Nm$ , com redução de 1 Nm (7,67%)

do torque de frenagem da versão anterior do dispositivo. É notado que todas as restrições da otimização do projeto foram respeitadas.

**Tabela 10 – Resultados da otimização.**

Variáveis	Restrições	Valores ótimos	Valores Ajustados
$r_0$ [mm]	$21 \leq r_0 \leq 26$	24,9	25
$r_2$ [mm]	$8 \leq r_2 \leq 12$	10,7	11
$N$	$2 \leq N \leq 21$	17	17
$B_{MR}$ [T]	$\leq 0,7$	0,4803	0,48
$I$ [A]	$\leq 2,5$	1,2913	1,3
Resultados	Restrições	Valores	Valores Ajustados
$OBJ$	$< 1$	0,5146	0,5398
$M_{FMR}$ [kg]	$\leq 0,5$	0,3446	0,3621
$P_{MRB}$ [W]	$\leq 15$	2,143	2,195
$T_{FMR}$ [Nm]	$\geq 6,5$	10,89	11,08
$T_{off}$ [Nm]	$\leq 0,5$	0,1061,	0,0165
$\tau_y$ [kPa]	$B_{MR} \leq 0,5$	29,037	29,019
$\mu_{MR}$ [Tm/A]	$B_{MR} \leq 0,7$	$8,9 \times 10^{-6}$	$8,9 \times 10^{-6} T$
$B_{nFMR}$ [T]	$\leq 1,8$	1,614	1,538 T
$N_{ep}$	$\leq \frac{4 [(r_i - L_5) - r_2] L1}{\pi D_{fio}^2}$	188	175
$N_{en}$	$\leq N_{ep}$	177	175
$L_{máx.}$ [mm]	$\leq 50$	23,61	24,21

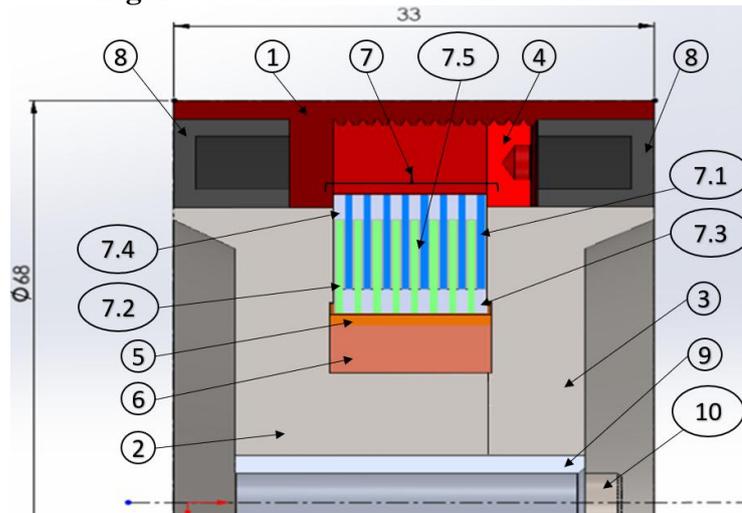
Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Após a obtenção das dimensões geométricas adaptadas à fabricação foi preciso modificar o dispositivo para alocação do retentor escolhido, que possui dimensões (50,0 x 65,00 x 8,00 mm), e é composto de borracha nitrílica que além de fornecer estanquidade ao fluido MR, promove isolamento magnético dos anéis laterais (AGEL, 2012). Todavia, o emprego dos retentores gerou a necessidade de aumentar a largura e o diâmetro do estator do FMR. Como mostrado na Figura 46, devido a este aumento o dispositivo apresenta massa de 0,453 kg, 68 mm de diâmetro, 33 mm de largura e volume total de 93457,4 mm<sup>3</sup>, dentro dos valores de restrição impostos para o projeto.

O freio apresenta densidade de torque de 118,6 kN.m/m<sup>3</sup>, valores superiores aos encontrados em dispositivos assistivos comerciais (DUTRA, 2024). O equipamento possui razão massa/volume de 4911,33 kg/m<sup>3</sup>, que representa 65% da densidade muscular humana (DAMERLA et al., 2022) e densidade de potência de 23,54 kW/m<sup>3</sup> um pouco inferior à densidade de potência da musculatura humana, que pode variar de 25 a 190 kW/m<sup>3</sup> (DAMERLA et al., 2022). Esses valores apontam vantagens na aplicação do FMR em

dispositivos assistivos dado a sua alta entrega de torque com baixas massa e potência requerida (ARTEAGA et al., 2020a; CHOI, 2023). A massa final da órtese, incluindo o FMR é de 1,3 kg, o mesmo valor do dispositivo anterior desenvolvido por Rúbio (2020). No entanto, ao comparar o presente estudo com o trabalho anterior, observa-se uma melhoria no projeto. Essa evolução é evidenciada pela inclusão de um objeto manipulado pelo usuário durante a terapia robótica, com uma massa de 0,5 kg, representando uma carga adicional em relação ao modelo anterior.

**Figura 46 - Dimensões externas do FMR.**



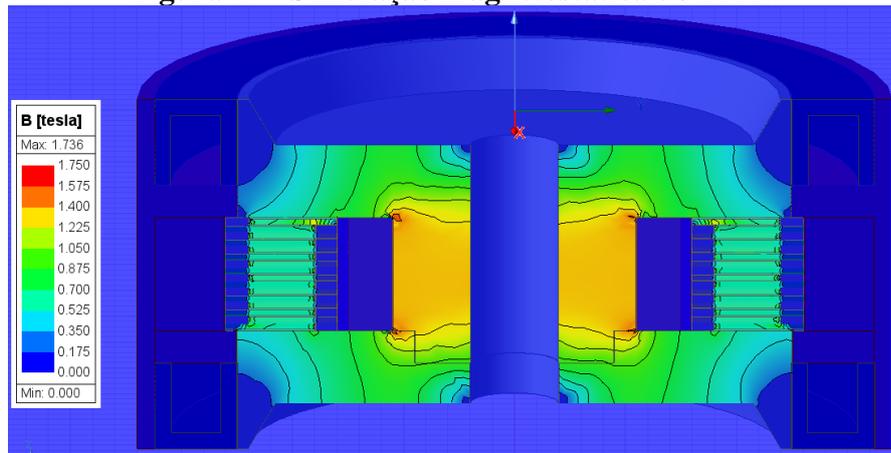
Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Legenda: (1) carcaça externa do estator; (2) núcleo do freio e disco lateral direito do FMR; (3) disco lateral esquerdo do FMR; (4) anel de vedação do estator; (5) anel de isolamento interno; (6) bobina; (7) montagem multidisco; (7.1) disco de freio externo; (7.2) disco de freio interno; (7.3) espaçador interno; (7.4) espaçador externo (7.5) fluido MR; (8) retentor; (9) bucha para fixação; (10) parafusos de fixação.

### 4.3. Análise eletromagnética do FMR

A simulação magnética foi executada com a aplicação do terminal de bobina que possui corrente elétrica e número de espiras obtidos pela otimização, respectivamente  $I = 1,30 A$  e  $N_b = 175$ . O valor de  $B$  nos componentes pertencentes ao circuito magnético, é visto na seção transversal do FMR apresentado na Figura 47. Analisando-a, percebe-se que nos materiais não ferromagnéticos (alumínio, cobre e borracha nitrílica)  $B$  é inferior a 0,35 T. Além disso, nos discos laterais obtêm-se um campo de baixa magnitude nas proximidades do retentor e nas quinas internas.

**Figura 47 - Simulação magnetostática do FMR.**

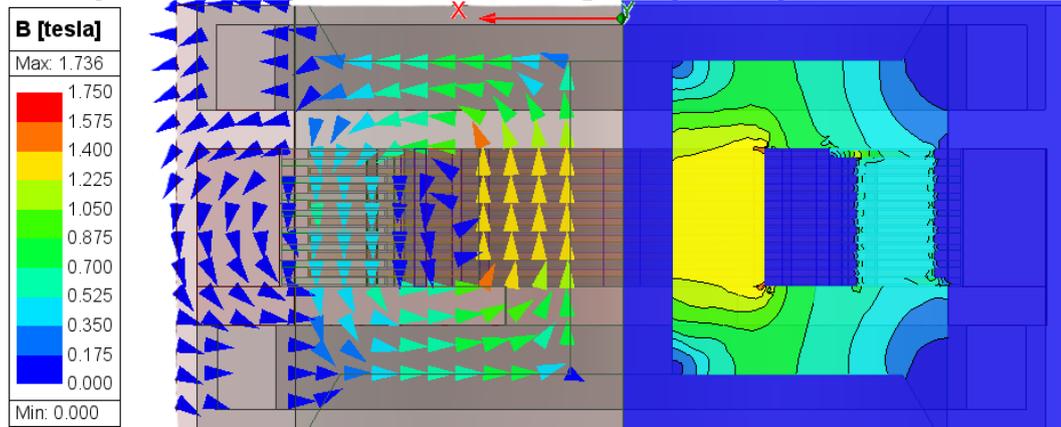


Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Já nos componentes ferromagnéticos: fluido MR e peças de aço (núcleo do FMR, discos laterais e de frenagem), os valores de  $B$  são significativamente maiores que nas demais peças, como esperado. Ainda, na região da lacuna onde é posto o fluido MR, percebe-se que na zona de contato do fluido com os discos de frenagem, ocorrem variações de campo entre 0,56 T e 0,39 T, intervalo inferior à restrição imposta na otimização de 0,7 T e coerente com resultados de estudos anteriores (ANDRADE et al., 2018; CHEN; LIAO, 2010; DUTRA, 2024). Nota-se, também, que o maior valor de  $B_{nFMR}$  ocorre no núcleo do FMR com valores em torno de 1,3T, no corpo do núcleo, e chegando a picos de 1,736T nas quinas do núcleo do FMR e junções do núcleo do FMR com os discos laterais. Isso corresponde a um valor 12,8% superior ao calculado pela otimização ( $B_{nFMR} = 1,538 T$ ), sendo um desvio semelhante ao encontrado por Dutra (2024). Como o aço AISI 1030, utilizado nessa peça, possui saturação magnética em 1,81T, a análise em FEM aponta que o material suportará o  $B_{nFMR}$  aplicado. No corpo do núcleo os valores se encontram abaixo do valor calculado na otimização. Tal fato pode ser proveniente das diferentes metodologias utilizadas na otimização (uso de  $\mu_r(B)$  para o fluido MR aproximada por uma função quadrática) e nas análises em FEM (uso das curvas B-H).

Conforme esperado, a aplicação da corrente elétrica na bobina em uma direção transversal ao seu plano resulta na distribuição das linhas de campo magnético conforme ilustrado na Figura 48 à esquerda. A intensidade do campo em cada região é representada pela escala de cores, permitindo uma visualização clara da distribuição do campo magnético. A imagem à sua esquerda mostra uma porção simétrica do FMR.

**Figura 48 - Direção das linhas do campo magnético gerado na bobina**

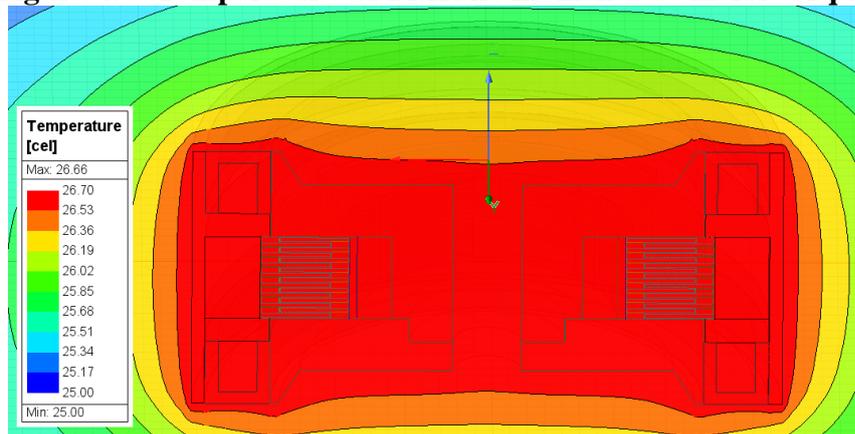


Fonte: Desenvolvida pelo autor.

#### 4.4. Análise térmica do FMR

As fontes de calor aplicadas na simulação térmica foram calculadas com o resultado obtido na otimização, sendo a potência dissipada pela bobina ( $P_{Tb} = 1082 \text{ W/m}^2$ ), dado o valor de  $I = 1,3 \text{ A}$ . A potência dissipada pelo cisalhamento do fluido foi de  $P_{Tf} = 675 \text{ W/m}^2$ , sendo  $T_{max} = 11,08 \text{ Nm}$  e  $\omega_{FMR} = 2,13 \text{ rad/s}$ . O resultado da simulação térmica é visto na Figura 49.

**Figura 49 - Temperatura do FMR no momento de maior torque.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

A análise foi executada de modo estático, ou seja, o FMR apresenta-se em estado de equilíbrio térmico, contudo, o equilíbrio térmico foi calculado na condição de maior esforço operacional. Nesta condição, o dispositivo encontra-se na temperatura de  $26,7^\circ\text{C}$ , que está de acordo com os trabalhos de (ANDRADE et al., 2018; DUTRA et al., 2022). Tal resposta indica que o fluido MRF 140-CG poderá operar sem perdas de suas características magnéticas, já que a deterioração de suas propriedades ocorre a partir de  $100^\circ\text{C}$  (WANG et al, 2015). Além disso

o pouco aquecimento do FMR durante sua operação garante a segurança ao usuário, permitindo a sua aplicação em dispositivos assistivos.

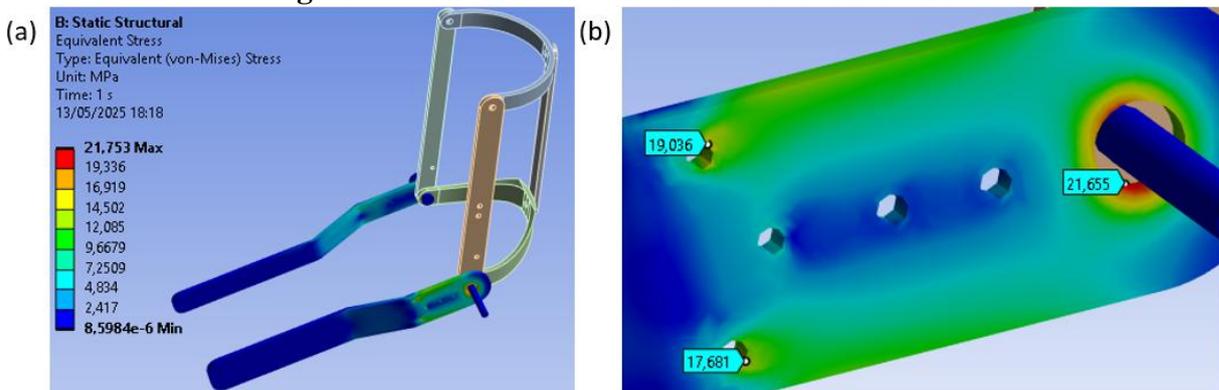
#### 4.5. Resultados das simulações estruturais mecânicas

Nesta seção serão tratados os resultados das simulações em FEM analisando a estrutura da órtese e os discos de frenagem. Diferente das validações térmicas e magnéticas, nas análises mecânicas foi empregada a maior sollicitação de torque exercida nos componentes ( $T_{2,máx} = 9,96 Nm$ ), que é observado durante o movimento (2) (extensão partindo do ângulo de flexão com equilíbrio em  $10^\circ$ , correspondente ao ângulo de máxima extensão).

##### 4.5.1. Análise estrutural da órtese

A força tangencial aplicada na simulação foi calculada com o valor de  $F_t = 1,86 N$  e a força centrípeta com o valor de  $F_c = 2,37 N$ , sendo usado o torque máximo do movimento (50), supracitado no parágrafo anterior. No instante simulado, o freio é o responsável por reduzir a energia cinética do movimento de queda livre do antebraço. Assim, a tensão na haste na região onde o FMR é fixado assume o maior valor, o que é visto na Figura 50 (a). Observa-se, uma tensão expressiva com valores de até 14,5 MPa em ambas hastes do módulo inferior, nos parafusos de fixação da carcaça do FMR à haste valor máximo de 19,1 Mpa Figura 50 (b). Contudo a máxima tensão de von Mises ocorre na região do parafuso que suporta o rotor do FMR à estrutura da órtese, Figura 50 (b) com valores de 21,75 MPa, mostrado na Figura 50 (b). Porém, os valores de tensão são significativamente inferiores à tensão de escoamento da liga de AL1100H4 ( $\sigma_e = 95 MPa$ ), resultando um coeficiente de segurança de 4,36 vezes.

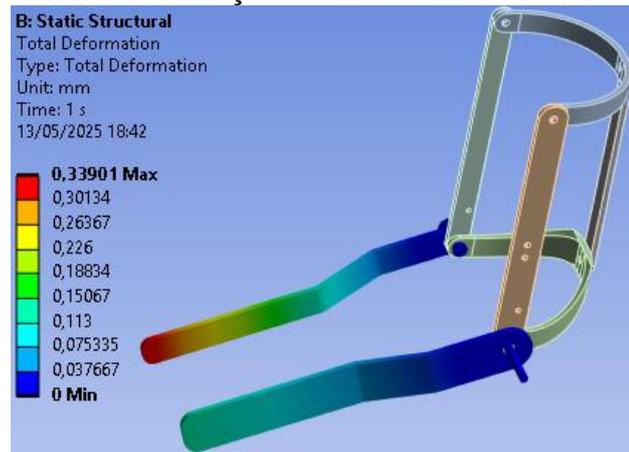
**Figura 50 - Tensões nas hastes inferiores da órtese.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Por outro lado, ao analisar os resultados de deformação, observa-se um comportamento distinto em relação à distribuição de tensões na estrutura, conforme ilustrado na Figura 51. Nela, as extremidades móveis das hastes exibem os maiores deslocamentos, atingindo até 0,34 mm, como a distância da articulação da haste até a sua extremidade mede 232mm, representando assim uma deformação de 0,14%. No entanto, considerando as dimensões totais da estrutura, essas deformações são insignificantes e não comprometem o funcionamento do dispositivo.

**Figura 51 - Deformação das hastes inferiores da órtese.**

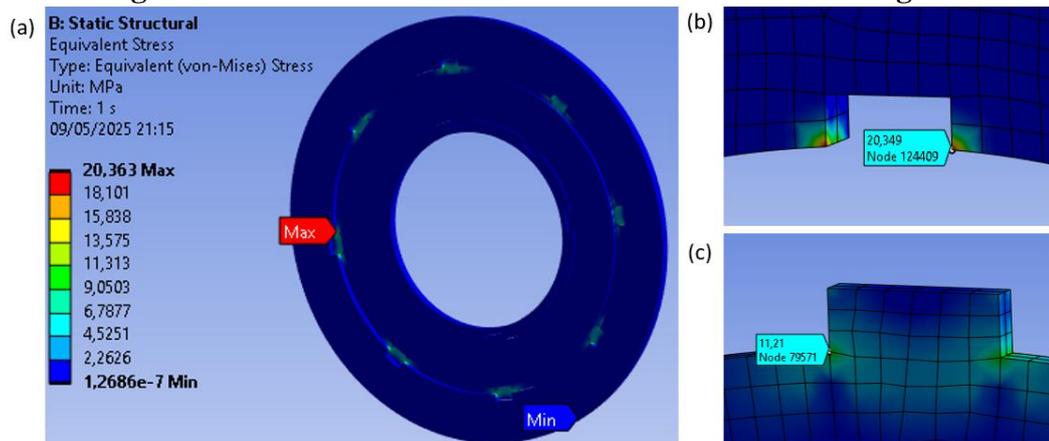


Fonte: Desenvolvida pelo autor.

#### 4.5.2. Análise mecânica do FMR

Como a simulação teve como base o carregamento que ocorre em um par de discos de freio, o valor de  $T_{2m\acute{a}x} = 10$  Nm foi dividido por  $N = 17$ , resultando em um torque de 0,6 Nm, que atua no par de discos. Como o carregamento máximo ocorre durante um movimento dinâmico, o anel de isolamento inferior, que faz parte do rotor do FMR, não teve seu movimento restrito. A tensão de von Mises presente nos componentes são ilustradas na Figura 52.

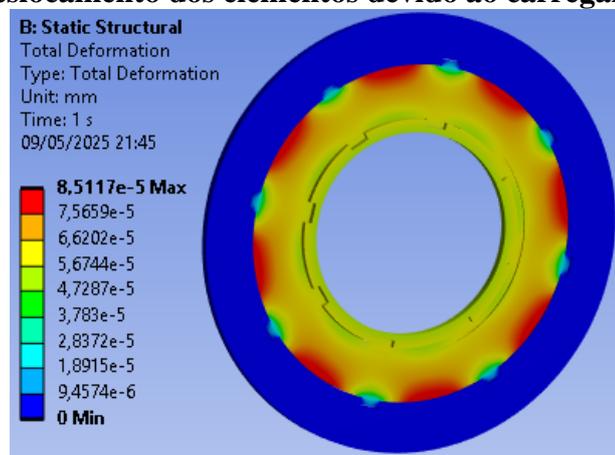
**Figura 52 - Tensão e deslocamento nos elementos de frenagem.**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Como visto na Figura 52 (a), as maiores tensões ocorrem nas superfícies de contato dos ressaltos dos discos de freios externos e as superfícies laterais dos rasgos do estator, verificando-se uma distribuição da tensão simétrica em toda a região avaliada. Como mostrado na Figura 52 (b), a maior tensão de 20,35 MPa ocorre no estator. Entretanto, como o local de máximo ocorre na extremidade da peça simulada, tal valor pode ter sido influenciado pela condição de contorno engastada que foi aplicada. As máximas tensões de von Mises nos discos, também ocorrem nas regiões de contato, com valor máximo de 11,21 MPa, como visto na Figura 52 (c)

**Figura 53 - Deslocamento dos elementos devido ao carregamento do  $T_{FMR}$ .**



Fonte: Desenvolvida pelo autor.

Ao analisar as deformações nos discos de freio, verifica-se que os maiores valores ocorrem no raio externo dos discos externos, entre os ressaltos de encaixe do estator. Conforme ilustrado na Figura 53, os deslocamentos máximos são da ordem de  $0,00851 \mu\text{m}$ . Este valor é muito pequeno, garantindo a integridade do disco e indicando que não há empenamento nesse componente de pequena espessura. É importante notar que deformações excessivas nos discos de freio podem levar ao seu empenamento, comprometendo a eficiência do sistema de frenagem. No entanto, a deformação observada extremamente baixa, assegurando que o disco mantenha sua forma e funcionalidade adequadas.

## 5. CONCLUSÃO

Nesta dissertação, foram realizados o projeto e a otimização de um FMR que será aplicado em uma órtese semiativa híbrida com ativação muscular por estimulação elétrica funcional (FES). O FES potencializa a reabilitação ativa, tratando os efeitos da espasticidade e da atrofia muscular. Adicionalmente, a combinação do FMR com a FES potencializará a ativação muscular do paciente por retardar a fadiga muscular causada pelo uso contínuo do FES. Outro ponto positivo é a facilidade de integração do FMR à órtese híbrida por meio de um projeto modular, que trouxe poucas intervenções na estrutura da órtese, fator que possibilita futuras atualizações e a incorporação de novas funcionalidades, como sensores e outros elementos de controle externo. O conforto e a ergonomia foram priorizados no projeto, resultando em uma estrutura que buscou minimizar a fadiga muscular durante o uso prolongado. Além disso, foram investigados aspectos magnéticos, térmicos, estruturais e mecânicos deste sistema através de FEM, com a finalidade de confirmar a segurança de operação do dispositivo.

Os resultados da otimização mostraram uma massa de 0,453 kg, torque de frenagem de 11,08 Nm e uma potência de ativação de 2,195 W. Assim, uma das principais vantagens deste modelo de órtese com o FMR em relação às versões anteriores, foi a redução da massa do equipamento em aproximadamente 1 kg, devido a remoção do módulo de mão e da substituição dos atuadores elétricos por FES juntamente com o uso do FMR. Isto, aliando a ativação muscular por FES e com controle da fase excêntrica da contração muscular, são essenciais para procedimentos de reabilitação em pacientes pós-AVE. Ainda, o FMR demonstrou alta eficiência energética e alta densidade de torque, representando uma melhoria em relação aos atuadores elétricos tradicionais, ao reduzir o consumo de energia e, conseqüentemente, aumentar o tempo de uso sem a necessidade de recargas frequentes ou grandes baterias. Além disso, as análises magnéticas ilustraram uma distribuição de densidade de campo gerado no sistema – a partir dos valores obtidos pela otimização – cujas regiões mais próximas ao núcleo apresentaram valor máximo de aproximadamente 1,74 T, que é inferior à saturação magnética tanto do fluido MR quanto do aço AISI 1030. Já as análises térmicas indicaram uma  $T = 26,7$  °C na condição de maior esforço operacional, de modo que o fluido trabalha em temperatura segura, sem risco de deterioração de suas propriedades magnéticas. Por fim, os resultados estruturais e mecânicos do FMR, destacam que a maior tensão na estrutura ocorre na região interior dos furos de fixação do FMR, como esperado, já no FMR acontece no estator, apresentando valores de 21,75 MPa e 20,36 Mpa, respectivamente. Na estrutura esse valor é muito inferior à tensão de escoamento da liga AL1100H4 que a compõe, gerando um alto

coeficiente de segurança (mais de 6 vezes). Em relação às deformações, a máxima ocorre nas hastes de estrutura (0,18 mm) e no estator do FMR (0,0851  $\mu\text{m}$ ), sendo ambos valores insignificantes quando consideradas as dimensões da estrutura e do FMR. Esses resultados mostram que as características de cada uma das partes que compõe o sistema são preservadas durante a operação do dispositivo assistivo. Assim, conclui-se que o FMR proposto é adequado para uso em uma órtese híbrida, pois apresenta redução de peso, desempenho eficiente nas análises realizadas, e segurança operacional, atendendo às necessidades de controle dinâmico do movimento e suporte isométrico. Também, que a implementação do FMR na órtese é uma solução eficiente, capaz de melhorar significativamente a usabilidade e a eficácia do dispositivo assistivo no contexto da terapia robótica, potencializando a reabilitação de pacientes pós-AVE, já que apresentou diversas melhorias em relação às versões anteriores.

## 6. TRABALHOS FUTUROS

Este estudo apresentou o projeto de um freio magneto reológico (FMR) destinado a uma órtese híbrida para o membro superior. Como propostas de melhorias futuras e continuidade do trabalho em relação ao FMR, da estrutura da órtese e da integração com o usuário, sugerem-se as seguintes abordagens:

Melhorias referentes ao projeto do FMR:

- Implementar outras técnicas de otimização, como o algoritmo PSO (*Particle Swarm Optimization*), conforme abordado por Andrade et al. (2018) e Dutra et al. (2022).
- Realizar simulações em FEM magnéticas, térmicas e mecânicas com os dados oriundos dos modelos biomecânicos com carregamentos dinâmicos.
- Controlador Adaptativo: Desenvolvimento de um controlador para o FMR com parâmetros variáveis, capaz de ajustar a atuação do freio de maneira adaptativa, conforme o erro verificado.
- Análise Magnética Otimizada: Identificação de áreas no projeto onde o material pode ser reduzido sem comprometer o desempenho magnético, através de análises magnéticas detalhadas.
- Estudo de Comportamento Transitório: Análise dos componentes de frenagem do dispositivo em condições de carregamento transitório, assegurando a eficiência e robustez do sistema.

Melhorias relativas à estrutura da órtese híbrida:

- Uso de Materiais Compósitos: Substituição dos materiais atuais por compósitos como fibra de carbono, promovendo maior leveza, resistência e melhorando a ergonomia do dispositivo assistivo.

Propostas para continuidade do trabalho:

- Fabricação do FMR Validado: Produção do freio magneto reológico otimizado.
- Testes de Bancada: Realização de experimentos controlados para validar o desempenho do FMR em condições reais.
- Integração ao Dispositivo: Incorporação do FMR ao sistema da órtese e posterior validação.

- Testes com Pacientes: Avaliação prática do dispositivo assistivo em pacientes, verificando sua eficácia e funcionalidade em ambientes reais.

Essas iniciativas visam aprimorar o desempenho do freio magneto reológico, a funcionalidade da órtese e garantir sua adequação às necessidades dos usuários.

## REFERÊNCIAS:

AGEL. **Catálogo de Retentores**. 1. ed. Barueri: Agel, 2012.

AHMADKHANLOU, F.; ZITE, J. L.; WASHINGTON, G. N. **A magnetorheological fluid-based controllable active knee brace**. Industrial and Commercial Applications of Smart Structures Technologies 2007. **Anais...SPIE**, 6 abr. 2007.

ANDRADE, R. M. DE. **Joelho magneto-reológico para próteses trnsfemurais: prototipagem, fabricação e identificação experimental**. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 15 maio 2018.

ANDRADE, R. M. DE et al. Transient Thermal Analysis of a Magnetorheological Knee for Prostheses and Exoskeletons during Over-Ground Walking. **Heat Transfer - Design, Experimentation and Applications**, n. Heat Transfer, p. 1–17, 30 jun. 2021.

ANDRADE, R. M. et al. Optimal design and torque control of an active magnetorheological prosthetic knee. **Smart Materials and Structures**, v. 27, n. 10, 18 set. 2018.

ANSYS. **Granta Materials Data for Simulation**. Disponível em: <<https://www.ansys.com/products/materials/materials-data-for-simulation>>. Acesso em: 14 dez. 2024.

ARBOIX, A.; MARTÍ-VILALTA, J. L. Hemiparesis and other types of motor weakness. Em: **Stroke Syndromes: Third Edition**. 3. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2012. p. 1–10.

ARTEAGA, O. et al. **Characteristics of magnetorheological fluids applied to prosthesis for lower limbs with active damping**. Lecture Notes in Electrical Engineering. **Anais...Springer Verlag**, 2017.

ARTEAGA, O. et al. Design of human knee smart prosthesis with active torque control. **International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research**, v. 9, n. 3, p. 347–352, 2020a.

ARTEAGA, O. et al. **Design of a magnetically sensitive monotube damper for leg prostheses applying magnetic materials**. Materials Today: Proceedings. **Anais...Elsevier Ltd**, 1 jan. 2020b.

ASADI DERESHGI, H. et al. Orthoses: A Systematic Review. **Journal of Smart Systems Research**, v. 2, n. 2, p. 135–149, 16 nov. 2021.

ASADI DERESHGI, H. et al. Advancements and Innovations in Elbow Orthoses: An Extensive Review of Design, Development, and Clinical Applications. **Journal of Smart Systems Research**, v. 5, n. 1, p. 55–65, 27 jun. 2024.

ASHTIANI, M.; HASHEMABADI, S. H.; GHAFFARI, A. **A review on the magnetorheological fluid preparation and stabilization**. **Journal of Magnetism and Magnetic Materials** Elsevier B.V., , 15 jan. 2015.

AZZOLLINI, V.; DALISE, S.; CHISARI, C. **How Does Stroke Affect Skeletal Muscle? State of the Art and Rehabilitation Perspective.** *Frontiers in Neurology* Frontiers Media S.A., , 23 dez. 2021.

BADARI, V. K.; BAPAT, G. M. In-Silico simulations to study the effects of ankle-joint misalignments\_(Vishal, 2024). *Medical Engineering and Physics*, p. 1–9, 27 fev. 2024.

BANCUD, K.; KITILEK, P.; KRIVANEK, V. **Design of Powered Wearable Elbow Brace for Rehabilitation Applications at Clinic and Home.** European Conference on Mobile Robots 2019. *Anais...*Prague: IEEE, 2019.

BARBARACI, G.; MARIOTTI, G. V.; TRAINA, G. On MR Differential with Limited Slip. Ethan Published Company, p. 1-14, 25 jan 2014. Disponível em: <<https://www.researchgate.net/publication/282857632>>. Acesso em: 18 dez 2024.

BARDI, E. et al. **Upper limb soft robotic wearable devices: a systematic review.** *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* BioMed Central Ltd, , 1 dez. 2022.

BERTANI, R. et al. Effects of robot-assisted upper limb rehabilitation in stroke patients: a systematic review with meta-analysis. *Neurological Sciences*, v. 38, n. 9, p. 1561–1569, 1 set. 2017.

BHAT, A.; RAO, V. S.; JAYALAKSHMI, N. S. **Review of the Evolution of Magnetorheological Fluid-Based Rehabilitative Devices: From the Perspective of Modeling, Sensors and Control Strategies.** *IEEE Access* Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., , 24 ago. 2023.

BONUTTI, P. M. et al. **Orthosis apparatus and method of using an orthosis apparatus.** United States of America, 25 set. 2012. Disponível em: <[www.jointactivesystems.com](http://www.jointactivesystems.com)>

BONUTTI, P. M. et al. **Pronation and supination orthosis method.** Effingham, Unites States of America, 29 abr. 2014.

BRASIL, M. DA S. **Guia para prescrição, Concessão, Adaptação e Manutenção de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção.** 1. ed. Brasília: Ministério da Saúde, 2019. v. 1

BUDHOTA, A. et al. Robotic Assisted Upper Limb Training Post Stroke: A Randomized Control Trial Using Combinatory Approach Toward Reducing Workforce Demands. *Frontiers in Neurology*, v. 12, 2 jun. 2021.

CEMPINI, M. et al. **Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE.** 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS. *Anais...*Osaka: IEEE, 7 jul. 2013.

CHEN, B. et al. Design and characterization of a magneto-rheological series elastic actuator for a lower extremity exoskeleton. *Smart Materials and Structures*, v. 26, n. 10, 1 set. 2017.

CHEN, J. Z.; LIAO, W. H. Design, testing and control of a magnetorheological actuator for assistive knee braces. **Smart Materials and Structures**, v. 19, n. 3, 2010.

CHIGAN, M.; CHEN, M.; JING, M. Designs of Upper Limb Tremor Suppression Orthoses: Efficacy and Wearer's Comfort. **Journal of Medical Devices**, v. 19, n. 2, 11 dez. 2024.

CHOI, S. B. **Thermal Conductivity and Temperature Dependency of Magnetorheological Fluids and Application Systems—A Chronological Review.** **Micromachines** Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI), , 1 nov. 2023.

CLEMENTE, A. M. et al. **Elbow functional compensation using a lightweight magnetorheological clutch.** 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...** Boston: IEEE, 3 set. 2011.

DAMERLA, R. et al. Design and Testing of a Novel, High-Performance Two DoF Prosthetic Wrist. **ransactions on Medical Robotics and Bionics**, p. 1–18, 2022.

DAOMING, W.; HOU, Y. Design and experimental evaluation of a multidisk magnetorheological fluid actuator. **Journal of Intelligent Material Systems and Structures**, v. 24, n. 5, p. 640–650, mar. 2013.

DEB, K. Multiobjective Optimization Using Evolutionary Algorithms Multi-Objective Optimization Using Evolutionary Algorithms: An Introduction. Em: WANG, L.; NG, A. H. C. (Eds.). **Multi-objective Evolutionary Optimisation for Product Desing and Manufacturing.** London: Springer London, 2011. p. 3–34.

DEHARD, M.; PATCHEL, K. **Multi-functional dynamic splint.** United States, 19 ago. 1997.

DEMİRİSOY, S. M.; KUTLU, M. Ç.; MANSOUR, M. PID Kontrollü IoT Haberleşme İle Android Tabanlı Egsersiz Takibi. **Journal of Smart Systems Research**, v. 3, n. 2, p. 70–80, 16 out. 2022.

DINDORF, R.; WOS, P. Using the Bioelectric Signals to Control of Wearable Orthosis of the Elbow Joint with Bi-Muscular Pneumatic Servo-Drive. **Robotica**, v. 38, n. 5, p. 804–818, 1 maio 2020.

DONKOR, E. S. **Stroke in the 21st Century: A Snapshot of the Burden, Epidemiology, and Quality of Life.** **Stroke Research and Treatment** Hindawi Limited, , 2018.

DRAKE, R. L. . et al. **Gray's anatomy for students.** 2. ed. Philadelphia: Churchill Livingstone/Elsevier, 2010.

DUNKELBERGER, N.; SCHEARER, E. M.; O'MALLEY, M. K. **A review of methods for achieving upper limb movement following spinal cord injury through hybrid muscle stimulation and robotic assistance.** **Experimental Neurology** Academic Press Inc., , 1 jun. 2020.

DUTRA, R. M. A. et al. **Design of magnetorheological brake for forearm rotation of a wrist prosthesis**. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. *Anais...IEEE Computer Society*, 2022.

DUTRA, R. M. A. et al. **Magnetorheological fluid in prostheses: A state-of-the-art review**. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*SAGE Publications Ltd, , 1 mar. 2024.

DUTRA, R. M. A. **Controle autônomo no desenvolvimento de próteses seguras: punho com freio magnetoreológico sob movimentos repentinos de torque elevado**. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, set. 2024.

EDUXO ROBOTICS. **The EudeXo Robotics Kit - EduExo**. Disponível em: <<https://www.eduexo.com/eduexo-kit/>>. Acesso em: 31 out. 2024.

FERREIRA, F. M. R. M. et al. **Effectiveness of robot therapy on body function and structure in people with limited upper limb function: A systematic review and meta-analysis**. *PLoS ONE*Public Library of Science, , 1 jul. 2018.

FERREIRA, F. M. R. M. et al. Development of Portable Robotic Orthosis and Biomechanical Validation in People with Limited Upper Limb Function after Stroke. *Robotica*, p. 1–19, 6 jul. 2022.

FOX, R. W. et al. **Fox and Mcdonald's Introduction to Fluid Mechanics**. 8. ed. [s.l.] Wiley, 2011. v. 1

FREEMAN, C. T. et al. **A model of the upper extremity using FES for stroke rehabilitation**. *Journal of Biomechanical Engineering*, mar. 2009.

FU, J.; CHEN, S.; JIA, J. **Sensorimotor Rhythm-Based Brain–Computer Interfaces for Motor Tasks Used in Hand Upper Extremity Rehabilitation after Stroke: A Systematic Review**. *Brain Sciences*MDPI, , 1 jan. 2023.

GANDOLLA, M. et al. **A force-based human machine interface to drive a motorized upper limb exoskeleton. a pilot study**. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. *Anais...IEEE Computer Society*, 2022.

GAO, F.; LIU, Y. N.; LIAO, W. H. Optimal design of a magnetorheological damper used in smart prosthetic knees. *Smart Materials and Structures*, v. 26, n. 3, 13 fev. 2017.

GHAFFARI, A.; HASHEMABADI, S. H.; ASHTIANI, M. **A review on the simulation and modeling of magnetorheological fluids**. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*SAGE Publications Ltd, , 10 maio 2015.

GRUMANN, A. R. S. et al. Características das pessoas com Acidente Vascular Encefálico atendidas em um centro de referência estadual Characteristics of Encephalic Vascular Accident patients treated at a state reference center. *Revista de Pesquisa Cuidado é Fundamental Online*, v. 9, n. 2, p. 315–320, 11 abr. 2017.

- GUO, H. T.; LIAO, W. H. A novel multifunctional rotary actuator with magnetorheological fluid. **Smart Materials and Structures**, v. 21, n. 6, jun. 2012.
- HERSCHEL, V. W. H.; BULKLEY, R. Konsistenzmessungen von Gummi-Benzollösungen. **Kolloid-Zeitschrift**, n. 39, p. 291–300, 2 abr. 1926.
- HOANG, Q.-T.; BUI, H.-D.; TRAN, T.-T. Design and Simulation of Magnetorheological Brake Supporting Downhill Van Truck. **JST: Engineering and Technology for Sustainable Development**, v. 33, n. 1, p. 42–49, 15 mar. 2023.
- HU, B. et al. An Improved EMG-Driven Neuromusculoskeletal Model for Elbow Joint Muscle Torque Estimation. **Applied Bionics and Biomechanics**, v. 2021, 2021.
- HUNTER, S. M.; CROME, P. **Hand function and stroke. Reviews in Clinical Gerontology**, fev. 2002.
- IBITOYE, M. O. et al. Strategies for rapid muscle fatigue reduction during FES exercise in individuals with spinal cord injury: A systematic review. **PLoS ONE**, v. 11, n. 2, 1 fev. 2016.
- JOHNSON, G. R. et al. **The design of a five-degree-of-freedom powered orthosis for the upper limb**. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. **Anais...**2001.
- KAMINISHI, K. et al. Characterization of Postural Control in Post-Stroke Patients by Musculoskeletal Simulation. **Journal of Robotics and Mechatronics**, v. 34, n. 6, p. 1451–1462, 1 dez. 2022.
- KUBÍK, M. et al. Transient response of magnetorheological fluid on rapid change of magnetic field in shear mode. **Scientific Reports**, v. 12, n. 1, 1 dez. 2022.
- KUMAR, S. et al. **Stabilization and tribological properties of magnetorheological (MR) fluids: A review. Journal of Magnetism and Magnetic Materials** Elsevier B.V., , 15 nov. 2021.
- LAVRENKO, I.; LEBEDYNSKYI, B. DETERMINATION OF THE STRESS-STRAIN STATE OF THE STRUCTURAL ELEMENTS OF THE ELBOW ORTHOSIS PROTOTYPE. **International Science Journal of Engineering & Agriculture**, v. 1, n. 3, p. 29–36, 1 ago. 2022.
- LAWRENCE, E. S. et al. Estimates of the prevalence of acute stroke impairments and disability in a multiethnic population. **Stroke**, v. 32, n. 6, p. 1279–1284, 2001.
- LEE, B. O.; SARAGIH, I. D.; BATUBARA, S. O. **Robotic arm use for upper limb rehabilitation after stroke: A systematic review and meta-analysis. Kaohsiung Journal of Medical Sciences** John Wiley and Sons Inc, , 1 maio 2023.
- LI, G. et al. Design and feasibility analysis of magnetorheological flexible joint for upper limb rehabilitation. **Smart Materials and Structures**, v. 33, n. 3, 1 mar. 2024.

- LI, S. et al. Abnormal synergies and associated reactions post-hemiparetic stroke reflect muscle activation patterns of brainstem motor pathways. **Frontiers in Neurology**, p. 1–18, 9 out. 2022.
- LIANG, C. ; et al. Citation: A Biomechanical Simulation of Forearm Flexion Using the Finite Element Approach. 2023.
- LIU, G. et al. **Medical applications of magnetorheological fluid: A systematic review. Smart Materials and Structures**Institute of Physics, , 1 abr. 2022.
- LOPES, F. M. R. F. **Sistema robótico híbrido para reabilitação de membro superior de indivíduos pós-acidente vascular encefálico: Design centrado no usuário.** Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2021.
- MA, H. et al. Design and testing of a regenerative magnetorheological actuator for assistive knee braces. **Smart Materials and Structures**, v. 26, n. 3, 7 fev. 2017.
- MALIK, S. S.; MALIK, S. S. **Orthopaedic Biomechanics Made Easy.** 1. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2015.
- MAREK, K. et al. Objectivizing Measures of Post-Stroke Hand Rehabilitation through Multi-Disciplinary Scales. **Journal of Clinical Medicine**, v. 12, n. 23, p. 1–27, 1 dez. 2023.
- MASOUMI, M. et al. Manufacturing Techniques for Electric Motor Coils with Round Copper Wires. **IEEE Access**, v. 10, p. 130212–130223, 2022.
- MATHWORKS. **MathWorks - Genetic Algorithm Options.** Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/gads/genetic-algorithm-options.html#f6593>>. Acesso em: 11 ago. 2024a.
- MATHWORKS. **PIDController Tuning in Simulink.** Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/slcontrol/ug/automated-tuning-of-simulink-pid-controller-block.html>>. Acesso em: 19 dez. 2024b.
- METALTHAGA. **Tabela Técnica - Liga de Alumínio 6061-T6.** Disponível em: <<https://metalthaga.com.br/wp-content/uploads/2019/09/liga-de-aluminio-6061-t6.pdf>>. Acesso em: 17 dez. 2024.
- MINH, V. T. et al. Design and implementation of a mechatronic elbow orthosis. **Mechatronic Systems and Control**, v. 48, n. 4, p. 231–238, 22 jun. 2020.
- MIRZAEI, M.; RIPKA, P. Analytical functions of magnetization curves for high magnetic permeability materials. **IEEE Transactions on Magnetics**, v. 54, n. 11, 1 nov. 2018.
- MITSOULW, E.; ABDALI, S. S.; MARKATOS, N. C. Flow Simulation of Herschel-Bulkley Fluids through Extrusion Dies. **The Canadian Journal of Chemical Engineering**, v. 71, p. 147–160, 17 fev. 2016.

MOUSAVI, S. H.; SAYYAADI, H. Optimization and Testing of a New Prototype Hybrid MR Brake with Arc Form Surface as a Prosthetic Knee. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 23, n. 3, p. 1204–1214, 1 jun. 2018.

MURPHY, S. J.; WERING, D. J. Stroke: causes and clinical features. **Medicine**, v. 48, n. 9, p. 561–566, 6 ago. 2020.

MURUGAN, S. R. et al. Rapid Prototyping of Elbow Orthosis in Biomedical Application. **International Journal of Advanced Research in Basic Engineering Science and Technology**, v. 4, n. 8, p. 275–280, ago. 2018.

NEJATPOUR, M.; UNAL, U.; YAĞCI ACAR, H. Bidisperse magneto-rheological fluids consisting of functional SPIONs added to commercial MRF. **Journal of Industrial and Engineering Chemistry**, v. 91, p. 110–120, 25 nov. 2020.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para Reabilitação**. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda., 2011. v. 1

NGUYEN, T.; BAPAT, S.; WANG, X. **Modelling of a magnetorheological fluid knee in a prosthetic leg**. Proceedings of the ASME 2016 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. **Anais...Phoenix: American Society of Mechanical Engineers**, 17 nov. 2016. Disponível em:  
<<http://proceedings.asmedigitalcollection.asme.org/pdfaccess.ashx?url=/data/conferences/asmep/90982/>>

NIKOLAEV, V. F. et al. **Development of an Elbow Orthotic with Elastic Elements and Distance Adaptation Control System**. 2020 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIconRus). **Anais...St. Petersburg: St. Petersburg Electrotechnical University “LETI”**, 19 mar. 2020.

OCHIEZE, C.; ZARE, S.; SUN, Y. Wearable upper limb robotics for pervasive health: a review. **Progress in Biomedical Engineering**, v. 5, n. 3, 1 jul. 2023.

OH, J. S.; SOHN, J. W.; CHOI, S. B. **Applications of Magnetorheological Fluid Actuator to Multi-DOF Systems: State-of-the-Art from 2015 to 2021**. **ActuatorsMDPI**, 1 fev. 2022.

OLABI, A. G.; GRUNWALD, A. Design and application of magneto-rheological fluid. **Materials and Design**, v. 28, n. 10, p. 2658–2664, 2007.

OLIVEIRA, R. B. DE; PAULO, L. DE A.; ANDRADE, R. M. DE. **Thermal Analysis of a Magneto-Reological Coupling for knee Protheses and Exoskeletons**. Simpósio de Mecânica Computacional. **Anais...Vitória: SIMMEC**, 29 out. 2018.

ONOZUKA, Y. et al. **An Exoskeleton Type 4-DOF Force Feedback Device Using Magnetorheological Fluid Clutches and Artificial Muscles**. Proceedings of the 2018 IEEE/ASME International. **Anais...Auckland: IEEE**, 12 jul. 2018.

ORTHOTICS. **Orthotics: Hinged Elbow Brace**. Disponível em:  
<<https://orthoticsplus.com.au/orthotics/hinged-elbow-brace>>. Acesso em: 1 jan. 2025.

ÖZKAYA, N. et al. **Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation**. 4. ed. Cham: Springer, 2017.

PARKER LORD. **MRF-140CG Magneto-Rheological Fluid: Technical Data Sheet**. Cary: 2024. Disponível em: <[www.Parker.com/APS](http://www.Parker.com/APS)>.

PETROV, E. et al. **Autonomous Controller for an Active Elbow Orthosis**. International Scientific Conference “Robotics & Mechatronics 2023”. **Anais...Complex Controls Systems**, 2023.

PRANGE, G. B. et al. **Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke**. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, 2006.

PULNGERN, T. et al. Effect of temperature on mechanical properties and creep responses for wood/PVC composites. **Construction and Building Materials**, v. 111, p. 191–198, 15 maio 2016.

QUAMAR, D.; SARKAR, C. Optimal Design of Hydraulic Disc Brake for Magnetorheological (MR) Application. **Defence Science Journal**, v. 72, n. 6, p. 783–792, 2022.

RAGHAVAN, P. **Upper Limb Motor Impairment After Stroke**. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America** W.B. Saunders, , 1 nov. 2015.

REH4MAT. **Reh4Mat - Manufacturer of modern orthopaedic devies: Elbow brace OKG-09**. Disponível em: <<https://www.reh4mat.com/en/produto/range-of-elbow-motion-adjustment/elbow-brace-okg-09/>>. Acesso em: 1 jan. 2025.

RIVELIS, Y.; ZAFAR, N.; MORICA, K. **Spasticity**. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507869/>>. Acesso em: 28 dez. 2024.

RODRIGUEZ, V. et al. **Ergonomic Bio-Design and Motion Simulation of a Mechatronic Orthosis System for Elbow Rehabilitation**. Proceedings of the 2022 IEEE 29th International Conference on Electronics, Electrical Engineering and Computing, INTERCON 2022. **Anais...Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.**, 2022.

ROSSA, C. et al. Design considerations for magnetorheological brakes. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 19, n. 5, p. 1669–1680, 2014.

ROSSI, A. et al. **A review on parametric dynamic models of magnetorheological dampers and their characterization methods**. **Actuators** MDPI AG, , 1 jun. 2018.

RÚBIO, G. D. P. et al. **Elbow module validation of a robotic orthosis for stroke rehabilitation**. Florianópolis: Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, 22 nov. 2021.

RÚBIO, G. DE P. **Projeto de Atuadores Robóticos Aplicados a Uma Órtese de Membro Superior**. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 11 fev. 2020.

SAID, R. R. et al. Design of a Smart Elbow Brace as a Home-Based Rehabilitation Device. **Computational Intelligence and Neuroscience**, v. 2022, 2022.

SCHULZ, S. et al. **Design of a Hybrid Powered Upper Limb Orthosis**. IFMBE Proceedings Vol. 25. **Anais...**2009. Disponível em: <www.emsci.org>

SELZER, M. E. et al. **Textbook of Neural Repair and Rehabilitation Volume II-Medical Neurorehabilitation**. 2. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2014. v. 2

SEN, P. C. **Principles of Electric Machines and Power Electronics**. 3rd. ed. Ontario: Wiley, 2013. v. 1

SHELTON, F. DE N. A. P.; REDING, M. J. Effect of Lesion Location on Upper Limb Motor Recovery After Stroke. **American Heart Association**, v. 32, n. Stoke, p. 107–112, jan. 2001.

SHIGLEY, S. E.; MISCHKE, C. R.; BUDYNAS, R. G. **Projeto de Engenharia Mecânica**. Tradução: João Batista De Aguiar; Tradução: José Manoel De Aguiar. 7. ed. Porto Alegre, RS: ARTMED Editora LTDA, 2005.

SIMPSON, L. A.; ENG, J. J.; CHAN, M. H-GRASP: the feasibility of an upper limb home exercise program monitored by phone for individuals post stroke. **Disability and Rehabilitation**, v. 39, n. 9, p. 874–882, 24 abr. 2017.

TARAVATI, S. et al. Evaluation of an upper limb robotic rehabilitation program on motor functions, quality of life, cognition, and emotional status in patients with stroke: a randomized controlled study. **Neurological Sciences**, v. 43, n. 2, p. 1177–1188, 1 fev. 2022.

TEIVE, H. A. G.; ZONTA, M.; KUMAGAI, Y. Tratamento da espasticidade, uma atualização. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 56, n. 4, p. 852–858, 25 ago. 1998.

THOMAS, S. J.; ZENI, J. A.; WINTER, D. A. **Winter's Biomechanics and motor control of human movement**. Fifth Edition ed. Hoboken, New Jersey.: Wiley, 2023. v. 1

TURABIMANA, P.; SOHN, J. W. Optimal Design and Control Performance Evaluation of a Magnetorheological Fluid Brake Featuring a T-Shape Grooved Disc. **Actuators**, v. 12, n. 8, 1 ago. 2023.

VANDERNIEPEN, I. et al. **Design of a powered elbow orthosis for orthopaedic rehabilitation using compliant actuation**. Scottsdale: IEEE/RAS-EMBS International, 22 out. 2008.

VITIELLO, N. et al. Functional Design of a Powered Elbow Orthosis Toward its Clinical Employment. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 21, n. 4, p. 1880–1891, 1 ago. 2016.

WANG, D. et al. An investigation of thermal characteristics of a liquid-cooled magnetorheological fluid-based clutch. **Smart Materials and Structures**, v. 24, n. 5, 1 maio 2015.

WANG, L. et al. Analysis and Design of NdFeB N35 Permanent Magnetic Holding Device Using ANSYS Maxwell Simulation. **Sensors and Materials**, v. 36, n. 10, p. 4193–4204, 2024.

WHO. **World health statistics: monitoring health for the SDGs**. Geneva: World Health Organization, 2021.

WHO. **World Health statistics 2024: Monitoring health for the SDGs, Sustainable Development Goals**. Geneva: World Health Organization, 2024.

WRIGHT, A. et al. Effect of combined home-based, overground robotic-assisted gait training and usual physiotherapy on clinical functional outcomes in people with chronic stroke: A randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 35, n. 6, p. 882–893, 1 jun. 2021.

YI, A. et al. **ICORR : 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics : 24-28 June 2019, Toronto, ON, Canada**. 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). **Anais...**Toronto: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 28 jun. 2019.

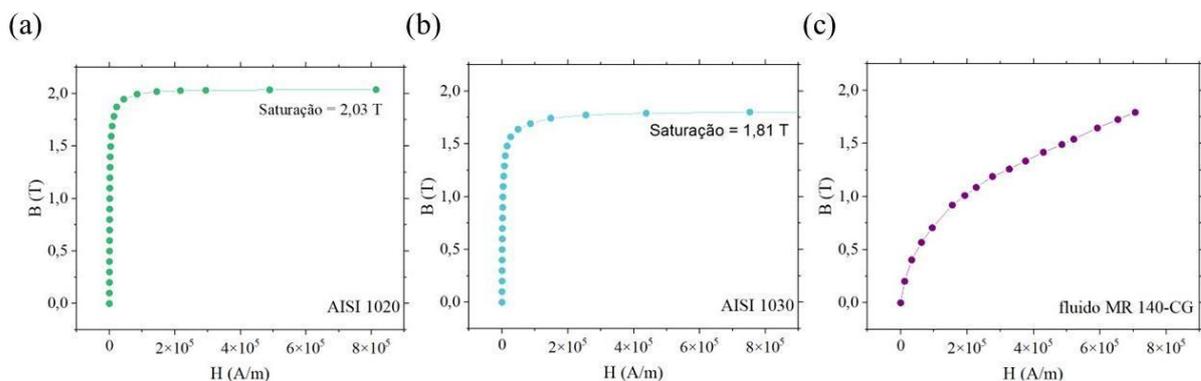
ZAHEDI, A. et al. A wearable elbow exoskeleton for tremor suppression equipped with rotational semi-active actuator. **Mechanical Systems and Signal Processing**, v. 157, 1 ago. 2021.

ZUBIETA, M. et al. Magnetorheological fluids: Characterization and modeling of magnetization. **Smart Materials and Structures**, v. 18, n. 9, 2009.

## APÊNDICE A

As curvas de histerese magnética são fundamentais para modelar o comportamento de materiais ferromagnéticos sob a influência de um campo magnético externo, descrevendo as relações entre a densidade de fluxo magnético  $B$  pela intensidade de campo magnético  $H$ . Nas Figura 54 (a) e (b) são mostradas as relações B-H, para os aços AISI 1020 e AISI 1030, mostrando a região de saturação, ou seja, onde os materiais apresentam magnetização permanente (independentemente do valor de  $H$ , os materiais apresentam o mesmo  $B$ ). As curvas utilizadas foram extraídas da biblioteca do Ansys (ANSYS, 2022). Os valores de saturação magnética dos materiais são cruciais, pois definem a faixa segura de campos magnéticos que podem ser aplicados aos componentes ferromagnéticos presentes no FMR, garantindo seu desempenho eficiente. Além das curvas para os aços, a curva B-H do fluido MR 140-CG é ilustrada na Figura 54 (c), fornecida pelo fabricante, e mostra a região segura de trabalho do mesmo.

**Figura 54 - Curvas de histerese magnética do (a) aço AISI 1020, (b) aço AISI 1030 e (c) fluido MR 140-CG.**



Fonte: desenvolvida pelo autor.

Os valores das permeabilidades magnéticas reativas dos aços foram obtidos a partir da relação na Eq. (39), derivando a curva B-H para cada um deles (MIRZAEI; RIPKA, 2018):

$$\mu_r = \frac{1}{\mu_0} \frac{\partial B}{\partial H}. \quad (41)$$

As Figura 55 (a) e (b) mostram as curvas  $\mu_r(H)$  (azul) e  $B(H)$  (vermelho) para os aços AISI 1020 e AISI 1030, bem como, os valores máximos das permeabilidades para cada um deles.

**Figura 55 – Curvas  $\mu_r(H)$  e  $B(H)$  para os aços (a) AISI 1020 e (b) AISI 1030.**

