



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

JOELHO MAGNETO-REOLÓGICO PARA PRÓTESES
TRANSFEMURAIS: PROTOTIPAGEM DIGITAL, FABRICAÇÃO
E IDENTIFICAÇÃO EXPERIMENTAL

RAFHAEL MILANEZI DE ANDRADE

Belo Horizonte, 15 de Maio de 2018

RAFHAEL MILANEZI DE ANDRADE

**JOELHO MAGNETO-REOLÓGICO PARA PRÓTESES
TRANSFEMURAIIS: PROTOTIPAGEM DIGITAL, FABRICAÇÃO
E IDENTIFICAÇÃO EXPERIMENTAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro

Orientador *in memoriam*: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

Co-orientador: Prof. Dr. Antônio Bento Filho

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2018

A553j

Andrade, Rafael Milanezi de.
Joelho magneto-reológico para próteses transfemorais [manuscrito] :
prototipagem digital, fabricação e identificação experimental / Rafael
Milanezi de Andrade. – 2018.
131 f., enc.: il.

Orientadores: Claysson Bruno Santos Vimieiro, Marcos Pinotti
Barbosa.

Coorientador: Antônio Bento Filho.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais,
Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 122-131.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses.
3. Biomecânica - Teses. 4. Joelhos - Teses. 5. Prótese - Teses. I. Vimieiro,
Claysson Bruno Santos. II. Barbosa, Marcos Pinotti. III. Bento Filho,
Antônio. IV. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia.
V. Título.

CDU: 621(043)



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

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário
31270-901 - Belo Horizonte - MG
Tel.: +55 31 3409.5145
E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**"JOELHO MAGNETO-REOLÓGICO PARA PRÓTESES
TRANSFEMURAIS: PROTOTIPAGEM DIGITAL, FABRICAÇÃO E
IDENTIFICAÇÃO EXPERIMENTAL"**

RAFHAEL MILANEZI DE ANDRADE

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Doutor em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**BIOENGENHARIA**".

Tese aprovada no dia 15 de maio de 2018.

Por:

Prof. Claysson Bruno Santos Vinieiro
Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

Prof. Eduardo Jose Lima II
Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

Prof. Meinhard Sesselmann
Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

Prof. Daniel Neves Rocha
Instituto Federal Minas Gerais

Prof. Luciano Luporini Menegaldo
Universidade Federal do Rio de Janeiro

Prof. Antônio Bento Filho
Universidade Federal do Espírito Santo

À minha família.

AGRADECIMENTOS

A Deus e toda espiritualidade por iluminarem meu caminho e direcionarem meus passos até aqui.

À minha família por torcer e orar pelo meu sucesso. À minha esposa, Marina Monjardim, por todo amor e companheirismo nesses últimos onze anos, por me apoiar, compreender e ajudar nas decisões que tomei. À minha mãe, Maria de Lourdes Milanezi, fonte inesgotável de amor e carinho, por ser meu porto seguro e me ajudar a superar todos os desafios que surgiram nesses últimos tempos. Aos meus avós, Ambrósio Milanezi e Adelayde Milanezi, por me acolherem como um filho e me apoiarem em todos os momentos. Aos meus tios, Annamaria Ravara Vago e Tarcísio Mauro Vago, por me acolherem em seu lar como filho.

Aos meus orientadores, Claysson Bruno Santos Vimieiro e Antônio Bento Filho, por serem peças fundamentais no meu desenvolvimento acadêmico e no sucesso deste trabalho. Agradeço por estarem presente em todos os momentos difíceis, por apoiarem as minhas decisões e por toda assistência prestada nesses últimos anos.

Ao meu falecido orientador, Marcos Pinotti Barbosa, por me apoiar em todos os momentos, por todas as ideias elaboradas para aprimorar a pesquisa e, principalmente, pelo exemplo e por despertar meu interesse pela inovação, tecnologia e bioengenharia.

Aos professores do PPGMEC que muito colaboraram pelo meu enriquecimento científico.

Aos funcionários do PPGMEC, em especial Marina Costa, pelo carinho e dedicação.

Aos amigos do LABBIO por todo apoio necessário para o desenvolvimento do projeto.

Ao DEM/UFES e seus professores e funcionários por me apoiarem em todos os momentos.

À Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo (FAPES) pelo financiamento parcial dos materiais e equipamentos necessários para o desenvolvimento deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos

“Para mim só existe percorrer os caminhos que tenham coração, qualquer caminho que tenha coração. Ali viajo, e o único desafio que vale é atravessá-lo em toda a sua extensão...”

Don Juan Matus

“Aquele que é mestre na arte de viver faz pouca distinção entre o seu trabalho e o seu tempo livre, entre a sua mente e o seu corpo, entre a sua educação e a sua recreação, entre o seu amor e a sua religião. Distingue uma coisa da outra com dificuldade. Almeja, simplesmente, a excelência em qualquer coisa que faça, deixando aos demais a tarefa de decidir se está trabalhando ou se divertindo. Ele acredita que está sempre fazendo as duas coisas ao mesmo tempo.”

Domenico de Masi

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE TABELAS	14
LISTA DE QUADROS.....	15
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	16
RESUMO.....	17
ABSTRACT.....	18
1 INTRODUÇÃO	17
1.1 Motivação	17
1.2 Objetivo.....	19
1.2.1 Objetivos específicos.....	19
1.3 Originalidade.....	20
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	23
2.1 Biomecânica da marcha	23
2.2 Prótese transfemural.....	26
2.3 Dispositivos magneto-reológicos.....	35
3 METODOLOGIA	43
3.1 Funcionamento do Joelho MR.....	43
3.2 Prototipagem digital do Joelho MR	47
3.2.1 Dimensionamento básico.....	48
3.2.2 Dimensionamento do acoplamento MR e do freio MR.....	56
3.2.3 Otimização do dimensionamento do acoplamento MR e do freio MR.....	60
3.2.4 Desenho do Joelho MR	65
3.2.5 Análise do fluxo magnético.....	69
3.2.6 Análise estrutural.....	72
3.2.7 Análise térmica do Joelho MR	75
3.2.8 Modelo dinâmico e controle do Joelho MR	80
3.3 Aparato experimental.....	88
3.3.1 Fabricação e montagem do Joelho MR	88
3.3.2 Bancada experimental.....	90
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	99

4.1 Modelagem experimental.....	99
4.1.1 Acoplamento e freio MR	99
4.1.2 Posição angular do Joelho MR	104
4.1.3 Torque ativo.....	105
4.2 Controle experimental.....	108
4.2.1 Controle de torque do acoplamento e freio MR	108
4.2.2 Controle de posição	111
4.2.3 Controle de torque ativo	113
4.3 Controle de torque teórico e estimativa de consumo de energia	116
5 CONCLUSÕES.....	120
6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	121
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	122

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1. Fases do ciclo da marcha saudável (LOTERIO, 2015).....	24
FIGURA 2.2. Ativação muscular durante as fases da marcha saudável (LOTERIO, 2015).....	25
FIGURA 2.3. Ângulo do joelho e do quadril no caminhar em terreno plano. A linha cheia representa o lado saudável e a linha pontilhada, o lado amputado (GENG et al., 2012).....	26
FIGURA 2.4. Power Knee TM (Ossur, Islândia).	27
FIGURA 2.5. Protótipo feito por Fite et al. (2007).....	28
FIGURA 2.6. Design e modelo 3D da prótese transfemoral ativa descrita por Geng et al. (2010)...	28
FIGURA 2.7. Vista lateral em corte da prótese desenvolvida por Kapti e Yucenur (2006).....	29
FIGURA 2.8. Prótese ativa desenvolvida por Lawson et al. (2011) e Sup et al. (2011).	30
FIGURA 2.9. Prótese transfemural desenvolvida por Thatte e Geyer (2016).....	30
FIGURA 2.10. Design mecânico da prótese desenvolvida por Martinez-Villalpando e Herr (2009).	31
FIGURA 2.11. Foto do mecanismo da junta do joelho desenvolvido por Inoue et al. (2013).	32
FIGURA 2.12. C-Leg (Ottobock, Alemanha). (a) Ângulo de extensão estável do joelho durante a fase de apoio; (b) O ângulo do joelho varia dinamicamente na fase de balanço.	32
FIGURA 2.13. Rheo Knee TM (Ossur, Islândia).	33
FIGURA 2.14. Fluido magneto-reológico: (a) Ausência de campo magnético; (b) Presença de campo magnético (STUTZ, 2005).	35
FIGURA 2.15. Comportamento visco-plástico do fluido MR. (a) Variação da tensão com a taxa de cisalhamento (LIMA, 2011). (b) Variação da tensão limite de cisalhamento com a intensidade do campo magnético no fluido MRF-140CG (Catálogo Lord Corporation).	36
FIGURA 2.16. Modos básicos de operação dos dispositivos com fluido MR (VICENTE et al., 2011).	37
FIGURA 2.17. Amortecedor MR (LIMA, 2011).....	38
FIGURA 2.18. Elementos básicos de uma prótese transfemural com controle de marcha (CARLSON et al., 2001).....	38

FIGURA 2.19. Atuador MR multifuncional (GUO; LIAO 2012).....	39
FIGURA 2.20. Órtese de joelho ativa desenvolvida por Ma et al., 2017.	40
FIGURA 2.21. Órtese de joelho ativa desenvolvida por Chen e Liao (2010).	40
FIGURA 2.22. Desenho esquemático da prótese com mecanismo de quatro barras e amortecedor MR (XU et al., 2016).	41
Figura 2.23. Configuração da prótese desenvolvida por Park et al. (2016).....	41
FIGURA 2.24. Prótese de joelho semiativa (GUDMUNDSSON et al., 2010).	42
FIGURA 3.1. Metodologia usada no desenvolvimento do projeto.....	43
FIGURA 3.2. Desenho esquemático do funcionamento do Joelho MR.	45
FIGURA 3.3. Modos de operação do Joelho MR durante a caminhada.....	46
FIGURA 3.4. A coxa e a perna são modeladas como um tronco de cone, enquanto o pé é considerado como sendo um paralelepípedo retangular. (WHITSETT, 1963).....	49
FIGURA 3.5. Vista frontal dos membros inferiores. O momento de inércia da perna e do pé é calculado em torno do eixo paralelo à y e que passa pela bisseção do joelho (eixo j). (WHITSETT, 1963).	49
FIGURA 3.6. Posição dos elementos da prótese.	53
FIGURA 3.7. Configuração do acoplamento/freio MR. L é a largura do acoplamento/freio MR, L_1 é a largura da bobina, L_2 é a espessura dos discos laterais, L_3 é a espessura da cobertura de alumínio, L_4 é a espessura dos discos de externos e internos, L_5 é a espessura do anel de isolamento da bobina, h é a espessura do gap, r_1 é o raio do furo do núcleo de ferro, r_2 é o raio interno inferior do núcleo de ferro, r_i é o raio interno dos discos, r_o é o raio externo dos discos.	56
FIGURA 3.8. Croqui do Joelho MR.	66
FIGURA 3.9. Vista explodida do Joelho MR.....	66
FIGURA 3.10. Modelo 3D do atuador.	68
FIGURA 3.11. Modelo utilizado para análises no ANSYS.....	69
FIGURA 3.12. Análise de elementos finitos do Freio MR. (a) Distribuição do fluxo magnético. (b) Densidade do fluxo magnético.....	70

FIGURA 3.13. Análise de elementos finitos do Acoplamento MR. (a) Distribuição do fluxo magnético. (b) Densidade do fluxo magnético.	71
FIGURA 3.14. Tensões atuantes no joelho: (a) nos encapsulamentos no pior caso de carga, (b) na saída do redutor no pior caso de torque.	73
FIGURA 3.15. Deslocamentos atingidos nos piores casos de carga: (a) nos encapsulamentos do joelho, (b) na saída do redutor.	74
FIGURA 3.16. Malha usada na simulação, 1/360 do modelo original (ANDRADE et al., 2016)....	78
FIGURA 3.17. Resultados da simulação do Joelho MR. (a) Distribuição da temperatura após 1000s. (b) Variação da temperatura de componentes com o tempo (ANDRADE et al., 2016.).....	79
FIGURA 3.18. Modelo dinâmico do atuador.	81
FIGURA 3.19. Diagrama de blocos do Joelho MR.	85
FIGURA 3.20. Comparação entre o torque do joelho na marcha normal (linha magenta, KAPTI; YUCENUR, 2006), torque produzido pelo Joelho MR (linha azul) e torque produzido se somente o motor e redutor fossem utilizados (linha ciano).....	87
FIGURA 3.21. Componentes fabricados do acoplamento/freio MR. (1) acoplamento/freio MR, (2) adaptador interno, (3) adaptador externo, (4) e (5) conjunto bobina (núcleo, bobina e cobertura de isolamento), (6) cobertura de alumínio, (7) discos internos, (8) discos externos, (9) discos laterais.	89
FIGURA 3.22. Componentes fabricados do Joelho MR. (1) estrutura externa, (2) adaptador para testes, (3) EC 60 Flat, (4) rolamento de seção fina, (5) CSG-14-100-2a, (6) saída do redutor, (7) estrutura interna, (8) adaptador.	90
FIGURA 3.23. Bancada para modelagem do motor EC 60 Flat, do acoplamento e freio MR (ANDRADE et al., 2017, adaptado).	91
FIGURA 3.24. Esquemático de ligação da bancada do acoplamento/ freio MR (ANDRADE et al., 2017, adaptado).....	92
FIGURA 3.25. Interface de comandos do acoplamento/freio MR (ANDRADE et al., 2017, adaptado).....	93
FIGURA 3.26. Diagrama de blocos da interface de comandos do acoplamento/freio MR. (a) Loop responsável por aquistar dados do um arquivo csv. (b) Loop 2 responsável pela aquisição de dados e controle.....	94
FIGURA 3.27. Esquemático de ligação do motor EC 60 flat (ANDRADE et al., 2017, adaptado).	95

FIGURA 3.28. Interface para o usuário do driver ESCON 70/10.	95
FIGURA 3.29. Esquemático de ligação do Joelho MR.	96
FIGURA 3.30. Interface desenvolvida para controle do Joelho MR.	97
FIGURA 3.31. Diagrama de blocos da interface de comandos do Joelho MR. (a) Loop responsável por adquirir dados de um arquivo csv. (b) Loop 2 responsável pela aquisição de dados e controle.	98
FIGURA 4.1. Resposta de torque estático em função da corrente aplicada no acoplamento/freio MR.	100
FIGURA 4.2. Tempo de resposta do acoplamento e freio MR.	101
FIGURA 4.3. Resposta ao degrau de tensão do acoplamento/freio MR.	103
FIGURA 4.4. Identificação da posição do moto-reductor.	104
FIGURA 4.5. Torque ativo do Joelho MR.	106
FIGURA 4.6. Resposta de torque ativo ao degrau de corrente.	107
FIGURA 4.7. Variação de corrente na bobina em função do <i>duty cycle</i> . (a) Acoplamento MR. (b) Freio MR.	109
FIGURA 4.8. Controle de torque do acoplamento e do freio MR durante o ciclo da marcha.	111
FIGURA 4.9. Controle de posição EC 60 flat e CSG-14-100-2a.	112
FIGURA 4.10. Controle de torque ativo do Joelho MR durante o ciclo da marcha.	115
FIGURA 4.11. Diagrama de blocos do Joelho MR considerando os modelos experimentais.	116
FIGURA 4.12. Comparação entre o torque do joelho saudável (linha magenta, KAPTI; YUCENUR, 2006), torque produzido no Joelho MR (linha azul) e torque produzido se somente o motor e reductor fossem utilizados (linha ciano).	117
FIGURA 4.13. Comparação entre o consumo de energia do Joelho MR (linha azul) e da energia consumida se somente o moto-reductor fosse utilizado (linha magenta).	119

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1. Peso médio dos seguimentos dos membros inferiores (PLAGENHOEF et al., 1983).	51
TABELA 3.2. Altura e Peso Médios da População Brasileira (IBGE, 2009).	51
TABELA 3.3. Resultados dos cálculos para massa, centro de massa e comprimento da perna e do pé da população brasileira.....	52
TABELA 3.4. Resultados dos cálculos dos momentos de inércia da perna e do pé em relação ao joelho.....	52

LISTA DE QUADROS

QUADRO 3.1. Modos de operação do Joelho MR.....	47
QUADRO 3.2. Massa e momento de inércia dos componentes da prótese.....	53
QUADRO 3.3. Variáveis de projeto e restrições.....	61
QUADRO 3.4. Parâmetros constantes.....	61
QUADRO 3.5. Variáveis otimizadas do acoplamento e freio MR.....	65
QUADRO 3.6. Componentes do Joelho MR.....	67
QUADRO 3.7. Valores das condições de contorno da simulação (ANDRADE et al., 2016).....	78
QUADRO 3.8. Parâmetros do modelo dinâmico do Joelho MR.....	84
QUADRO 3.9. Parâmetros dos controladores.....	86
QUADRO 4.1. Função de transferência do acoplamento e freio MR.....	103
QUADRO 4.2. Parâmetros dos controladores.....	110
QUADRO 4.3. Parâmetro dos controladores.....	111
QUADRO 4.4. Parâmetros dos controladores de torque ativo.....	114

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
CC	Corrente Contínua
CAD	Desenho Assistido por Computador (<i>Computer Aided Design</i>)
CREFES	Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo
DAQ	Aquisição de Dados (<i>Data Acquisition</i>)
EC	Comutação Eletrônica (<i>Electronic Commutation</i>)
EMG	Eletromiografia
FEM	Método dos Elementos Finitos (<i>Finite Element Method</i>)
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
MR	Magneto-Reológico
PSO	Método do Enxame de Partículas (<i>Particle Swarm Optimization</i>)
PWM	Modulação por Largura de Pulso (<i>Pulse-Width Modulation</i>).
SEA	Atuador Serial Elástico (<i>Series Elastic Actuator</i>)
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
VI	Instrumentação Virtual (<i>Virtual Instrumentation</i>)

RESUMO

O movimento executado pelo joelho é fundamental para reproduzir a marcha adequada em próteses transfemorais e permitir maior grau de mobilidade do indivíduo amputado. O desenvolvimento de joelhos protéticos tem sido extensivamente estudado nas últimas décadas. De uma forma geral, esses atuadores podem ser divididos em três grandes grupos: passivo, semiativo e ativo. Nos joelhos passivos e semiativos o indivíduo compensa a falta de torque ativo com movimentos adicionais do quadril e do tronco. Próteses passivas, por exemplo, não reproduzem a marcha adequadamente, determinando um gasto de até 60% mais energia metabólica. Apesar dos avanços e pesquisas em tecnologia assistiva e das desvantagens dos atuadores semiativos e passivos, as próteses de joelhos ativas desenvolvidas ainda apresentam algumas limitações, tais como peso, torque ativo e resistivo baixos e gasto energético inadequados. Esta tese de doutorado propõe o desenvolvimento de um joelho magneto-reológico (MR) ativo para próteses transfemorais. Os fluidos MR são materiais inteligentes que podem ter suas propriedades controladas pela indução de um campo magnético. Tais materiais têm sido utilizados no desenvolvimento de dispositivos, como amortecedores de suspensões veiculares, válvulas e próteses, por apresentarem baixo consumo de energia e alto torque/força resistivo em relação ao peso. O Joelho MR é composto por uma unidade motora (motor EC 60 flat, redutor harmônico CSG-14-100-2a e acoplamento MR) montada em paralelo a um freio MR, podendo funcionar como motor, embreagem e freio. Esta configuração foi concebida para que o controle do dispositivo durante a marcha possa ser feito independentemente pela unidade motora ou pelo freio MR, aproveitando o melhor de cada subsistema. Inicialmente foi elaborado o projeto do acoplamento e freio MR. O projeto foi otimizado usando um algoritmo PSO (*particle swarm optimization*), visando à redução do peso e do consumo de energia. Em seguida foi desenvolvido o protótipo digital do Joelho MR. As propriedades do protótipo, dimensões, massa e inércia, foram usadas para construir o modelo dinâmico para simulações e implementação de um controlador. Após as análises, o Joelho MR foi fabricado conforme o protótipo digital e testado em uma bancada experimental. Foi levantado o modelo dinâmico experimental dos subsistemas e desenvolvido um controle preliminar de torque. Os resultados indicam que o Joelho MR é promissor para as aplicações propostas, as quais requerem múltiplas funções, tamanho compacto, baixos peso e consumo de energia e rápido tempo de resposta.

Palavras-chave: Joelho, fluido magneto-reológico, prótese transfemural, biomecânica.

ABSTRACT

The movement performed by the knee is essential to reproduce the proper gait in transfemoral prostheses and to allow greater mobility of the amputee. The development of knee prostheses has been extensively studied in the last few decades. In general, knee actuators can be divided into three major groups: Passive, semi-active and active. In passive and semi-active knees, the amputee compensates the lack of active torque with additional hip and trunk movements. Passive prostheses, for example, do not reproduce gait pattern properly, determining an expense of 60% more metabolic energy. Despite advances and research in assistive technology and disadvantages of the semi-active and passive actuators, developed active knees still have some limitations, such as weight, low active and resistive torque and high energy consumption. This doctoral thesis proposes the development of an active magnetorheological (MR) knee for transfemoral prostheses. MR fluids are smart materials which can have their properties controlled by an induced magnetic field. MR fluids have been used in devices development such as shock absorbers for vehicle suspensions, valves, and prostheses, for they present low power consumption and high torque to weight ratio. The MR Knee consists of a motor unit (EC 60 motor, CSG-14-100-2a harmonic drive, and MR clutch) in parallel with a MR brake, so it can work as motor, clutch, or brake. During the gait the control of the knee can be done independently by the motor unit or by the MR brake, taking the best of each subsystem. Initially, the MR clutch and brake design was developed. The design was optimized using a PSO (*particle swarm optimization*) algorithm, aiming to reduce their weight and energy consumption. Then the digital prototype of the MR Knee was developed. The prototype properties (dimensions, mass and inertia) were used to build the dynamic model for simulations and implementation of a controller. After analyzing, the MR Knee was fabricated according to the digital prototype and tested on a test bench. The experimental dynamic model of the subsystems was measured and a preliminary torque control was developed. The results show that the MR Knee is promising for the proposed applications, which require multiple functions with compact size, low weight, low energy consumption and quick response time.

Key-words: Knee, magnetorheological fluid, transfemoral prosthesis, biomechanics

1 INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

A marcha saudável é influenciada pelo estado de saúde do indivíduo, seu controle neuromuscular, condição cardiorrespiratória, nível de atividade física, funções sensorial e perceptual, bem como pelas características do ambiente em que caminha (FRITZ; LUSARDI, 2009). Por outro lado, segundo o Censo Demográfico (IBGE, Censo Demográfico 2010), a deficiência motora é a segunda maior causa de deficiência na população brasileira com cerca de 13,3 milhões pessoas, ou seja, quase 7,0% da população brasileira.

De acordo com o DATASUS do Ministério da Saúde, foram realizadas 537.081 amputações de membros inferiores no Brasil no período entre 1992 e 2017. Considerando todas as entradas hospitalares com internação nesse período, tem-se um total de aproximadamente 98 amputações de membros inferiores a cada 100.000 pacientes. Estima-se que as amputações do membro inferior correspondam a 85% de todas as amputações de membros (CARVALHO, 2003; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). Em 2011, cerca de 94% das amputações realizadas pelo SUS foram no membro inferior (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013). Estima-se que o número de pessoas com membro inferior amputado nos Estados Unidos seja de dois milhões (ZIEGLER-GRAHAM et al., 2008). Em nível mundial, estima-se que o número de amputados varia de 2,8 a 43,9 por 100.000 habitantes por ano (GROUP TG, 2000). A amputação transfemural representa a maioria das amputações de membros inferiores (SACHETTI et al., 2012; LEITE et al., 2004). A principal causa de amputação é devido à Doença Vascular Periférica (ZIEGLER-GRAHAM et al., 2008; LUCCIA; SILVA, 2003; DILLINGHAM et al., 2002), quando o fluxo sanguíneo nos membros é insuficiente, devido, principalmente, ao estilo de vida e a fatores genéticos. As amputações por causas traumáticas representam a segunda maior causa, prevalecem em acidentes de trânsito e ferimentos por arma de fogo, com maior incidência em homens (O'SULLIVAN, 2004; CARVALHO, 2003; GANZ, 2002).

A biomecânica corporal das pessoas que sofrem amputação transfemural é severamente afetada para compensar a perda do membro (CAPPOZZO et al., 1982). A marcha e outras atividades diárias, como subir e descer escadas, levantar e sentar, podem ser muito prejudicadas, reduzindo a mobilidade do amputado transfemoral (FATONE et al., 2016;

HOBARA et al., 2011). A pelvis e a coluna são sobrecarregadas aumentando o risco de lesão (SHOJAEI et al., 2016). Por exemplo, na atividade de sentar e levantar, que pode acontecer até 60 vezes por dia, os amputados transfemorais normalmente sustentam o peso do corpo na perna saudável aumentando o stress sobre o membro (HIGHSMITH et al., 2011).

Ao longo dos anos muitas pesquisas têm sido realizadas para desenvolver próteses de joelho que possam compensar a perda do membro saudável, reduzindo os impactos na biomecânica corporal do amputado. Entretanto, apesar dos avanços, ainda existem limitações para o uso desses dispositivos. De uma forma geral as próteses de joelho podem ser divididas em três grandes grupos: passivo, semiativo e ativo (MARTINEZ-VILLALPANDO; HERR, 2009; GENG et al., 2012). Os dispositivos passivos não permitem o controle do nível de amortecimento e não requerem uma fonte de energia para sua operação, são projetados para cada tipo de aplicação e não permitem ajustes de desempenho (MARTINEZ-VILLALPANDO; HERR, 2009). As próteses semiativas são capazes de dissipar energia por meio de amortecedores controláveis e apresentam melhor desempenho em comparação com as próteses passivas (HAFNER et al., 2007; JOHANSSON et al., 2005; LAUWERYS et al., 2002). Os dispositivos que usam fluido magneto-reológico (MR) apresentam baixo consumo de energia, baixa relação peso-torque resistivo e boa capacidade de controle (ROSSA et al., 2014), e têm sido extensivamente utilizados em próteses semiativas (CARLSON et al., 2001; HERR; WILKENFELD, 2003; GUDMUNDSSON et al., 2010; XU et al. 2016). Por outro lado, as próteses passivas e semiativas não são capazes de suprir o torque ativo desempenhado pelos músculos, dificultando a execução de atividades como subir escadas e rampas e levantar de cadeira com a postura natural, provocando alto consumo de energia metabólica e simetria insuficiente no movimento (HERR; WILKENFELD, 2003; KAPTI; YUCENUR, 2006; GENG et al., 2012). As próteses ativas, por outro lado, são capazes de suprir e dissipar energia de forma controlada (MARTINEZ-VILLALPANDO; HERR, 2009; GENG et al., 2012; LAWSON et al., 2013).

Apesar das desvantagens das próteses semiativas e passiva, o número de próteses ativas ainda é pequeno; apenas a Power KneeTM (PK, Össur) está disponível no mercado. As próteses ativas geralmente usam motores elétricos para desempenhar as diferentes formas de atuação de um joelho saudável (LAWSON et al., 2013; PARK et al., 2016; GAO et al., 2017). Porém o motor necessita operar em condições desfavoráveis energeticamente, aumentando consideravelmente o consumo de energia do sistema e limitando seu uso.

Diante deste cenário, muitas pesquisas têm sido realizadas para desenvolver novas formas de próteses ativas e atuadores para joelhos de exoesqueletos. Nos últimos anos, diferentes dispositivos e configurações foram propostos: Thatte e Geyer (2016), Bento Filho et al. (2014),

Sup et al. (2011), Garcia et al. (2011), Martinez-Villalpando e Herr (2009) propõem o uso de atuadores serial linear elástico (*Series Elastic Actuator* - SEA). Essa configuração apresenta algumas vantagens, como maior tolerância a impactos, baixa impedância de saída mecânica e armazenamento passivo de energia mecânica (LEAL JUNIO et al., 2016). Entretanto são dispositivos pesados com alto consumo de energia, dificultando sua utilização em próteses. Recentemente Ma et al. (2017) desenvolvem um atuador para órteses que combina motor elétrico capaz de operar no modo regenerativo em série com um freio MR para reduzir o consumo de energia do sistema. Porém, em muitos casos o torque de frenagem exigido em atividades como descer escadas, rampas e sentar são elevados, tornando necessário motores de maior potência e peso, dificultando a utilização em próteses. Chen e Liao (2010) e Guo e Liao (2012) desenvolvem dispositivos magneto-reológicos rotativos que podem funcionar como motor, na situação em que é necessário realizar trabalho, como embreagem, quando necessário controlar o torque de saída, e como freio ou amortecedor, quando é necessário dissipar energia. Contudo, os protótipos apresentam limitações de peso, volume e capacidade de carga.

Diante do exposto nota-se que, apesar dos avanços e pesquisas em tecnologia assistiva e das pesquisas na área, ainda é necessário desenvolver atuadores específicos para muitas das aplicações. Este trabalho propõe o desenvolvimento de um joelho MR ativo (Joelho MR) que combina características de operação multifuncional, elevada capacidade de torque ativo e resistivo em uma estrutura compacta, baixo consumo de energia e com peso adequado para a função.

1.2 Objetivo

Desenvolver um joelho MR ativo para próteses transfemorais com características adequadas para reproduzir a marcha humana saudável, considerando a capacidade de torque ativo e resistivo, formato, peso e consumo de energia.

1.2.1 Objetivos específicos

1. Desenvolver o Joelho MR composto de unidade motora (motor *brushless*, redutor harmônico e acoplamento MR) montada em paralelo a um freio MR;

2. Projetar o acoplamento e freio MR usando um método de otimização por algoritmo PSO (*particle swarm optimization*) e fazer análise do fluxo magnético pelo método de elementos finitos (FEM) nas estruturas otimizadas;
3. Criar o protótipo digital do Joelho MR e fazer análise estrutural, análise térmica, modelo dinâmico e controle de torque;
4. Fabricar o Joelho MR conforme protótipo digital;
5. Construir as bancadas experimentais para testar o Joelho MR fabricado;
6. Levantar o modelo dinâmico experimental do Joelho MR;
7. Desenvolver o controle de torque preliminar dos subsistemas que compõem o Joelho MR.

1.3 Originalidade

O Joelho MR desenvolvido neste trabalho apresenta importantes contribuições em relação às pesquisas anteriormente realizadas, dentre elas pode-se destacar:

- Configuração do Joelho MR: O Joelho MR foi concebido com uma configuração diferente de Joelho ativos presentes no mercado e na literatura. A unidade motora do dispositivo é composta de motor *brushless*, redutor harmônico em série com um acoplamento MR. A unidade motora é disposta em paralelo com um freio MR, que possui baixo consumo de energia. Esta configuração foi concebida para que o controle do Joelho durante a marcha possa ser feito independentemente pela unidade motora ou pelo freio MR, aproveitando o melhor de cada conjunto. A unidade motora, responsável pelo maior consumo de energia do sistema, atua apenas nos momentos necessários. O freio MR atua quando torque resistivo é necessário. Sabe-se que os freios MR podem fornecer frenagem controlável e têm controle de torque resistivo mais eficiente energeticamente que motores (MA et al., 2017). O acoplamento MR permite acoplamento variável entre a saída do moto-redutor e a carcaça externa. Esta funcionalidade permite controlar a impedância de saída da unidade motora e evitar solavancos e instabilidades. O moto-redutor tem elevada inércia o que torna a junta rígida. O acoplamento MR também permite desacoplar o moto-redutor e liberar o movimento da articulação.

- Configuração do Joelho MR: Os componentes foram dimensionados para permitir a reprodução do torque ativo e resistivo e o formato adequado do joelho de uma pessoa saudável e com todos os componentes encapsulados para evitar riscos de acidentes, diferentemente de outras pesquisas com atuadores MR (MA et al., 2017; WANG; HOU, 2013; GUO; LIAO, 2012; CHEN; LIAO, 2010; TAKESUE et al., 2000) e próteses de joelho (THATTE; GEYER, 2016; INOUE et al., 2013; LAWSON et al., 2011; e SUP et al., 2011; UNAL et al., 2010; KAPTI; YUCENUR, 2006).
- Peso e consumo de energia: Combinar características de operação multifuncional em uma estrutura compacta e leve é um desafio enfrentado por muitos pesquisadores (GAO et al. 2017; MA et al., 2017; PARK et al., 2016; GUO; LIAO, 2012; CHEN; LIAO, 2010). Com objetivo de acomodar todos os componentes dentro do joelho de forma compacta e dentro de um limite de peso, acoplamento e freio MR são concebidos com núcleo de ferro oco. Por outro lado, o torque produzido pelo freio e acoplamento MR depende de diferentes grupos de variáveis: variáveis geométricas, variáveis físicas do fluido MR e dos demais materiais, variáveis elétricas da bobina e variáveis da dinâmica do escoamento. Encontrar um resultado por tentativa e erro simplesmente manipulando as equações que regem o problema, como é feito em muitos trabalhos presentes na literatura (PARK et al., 2016; WANG; HOU, 2013; GUO; LIAO, 2012; CHEN; LIAO, 2010; AHMADKHANLOU et al., 2007; TAKESUE et al., 2000 e outros), se torna um trabalho de pouca eficiência e de grande esforço. Neste trabalho o projeto foi otimizado usando um algoritmo PSO, visando à redução do peso e do consumo de energia destes subsistemas. Após a otimização, freio e acoplamento MR apresentam menor relação peso/torque que outros dispositivos MR similares desenvolvidos (MA et al., 2017; CHEN et al. 2017; CHEN; LIAO 2010).
- Momento de inércia da prótese: As pesquisas realizadas para desenvolvimento de próteses transfemorais se limitam a dimensioná-las para que tenham peso similar a uma perna saudável (THATTE; GEYER, 2016, INOUE et al., 2013; LAWSON et al., 2013; UNAL et al., 2010; SUP et al., 2009; MARTINEZ-VILLALPANDO; HERR 2009; MARTINEZ-VILLALPANDO et al., 2008). Contudo, o momento de inércia da perna desempenha papel importante na marcha humana, principalmente na fase de balanço da perna (WADA et al. 2009). Neste trabalho, o desenvolvimento do Joelho MR considera que a prótese final deve ter o peso e o momento de inércia de uma perna saudável, que são fundamentais para reproduzir a marcha humana de forma adequada. Foi realizado um estudo detalhado com base na literatura e nos dados demográficos do IBGE para levantar tais características da perna humana.

Essas características não foram encontradas em outras tecnologias disponíveis na literatura técnica e científica, o que resultou em um depósito de patente, intitulada "ATUADOR MAGNETO- REOLÓGICO PARA PRÓTESES, EXOESQUELETOS E OUTRAS APLICAÇÕES ROBÓTICAS E USO" (BR1020160249120).

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Biomecânica da marcha

A marcha consiste em uma repetição de sequências de movimentos dos membros inferiores para mover o corpo à frente enquanto, simultaneamente, mantém a postura estável; é considerada uma ação essencial para a realização das atividades de vida diária. Para que o movimento da marcha seja harmônico, é necessário que haja equilíbrio entre as forças externas ao corpo e a resposta das forças internas provenientes dos músculos, tendões, ossos, ligamentos e cápsulas (KIRKWOOD et al., 2006). Segundo Chambers e Sutherland (2002), a marcha é um movimento alternado de perda e recuperação de equilíbrio, com variação do centro de massa do corpo. Quando o indivíduo avança sobre o membro de apoio, o centro de massa corporal é projetado para frente e causa desequilíbrio do corpo. Como compensação o membro inferior livre se desloca imediatamente para nova posição, impedindo que o corpo caia. Amputações, mudanças degenerativas, deformidades congênitas e outros problemas advindos de traumas podem alterar significativamente o equilíbrio e a eficiência da marcha.

Um ciclo completo da marcha é caracterizado como o intervalo entre dois eventos iguais e sucessivos (FIGURA 2.1). Dois contatos do pé direito com o solo determinam o início e o fim de um ciclo da marcha. Divide-se um ciclo da marcha em duas fases: de apoio (60% do ciclo) e de balanço (40% do ciclo). A fase de apoio inicia-se com o primeiro contato de um pé com o solo terminando com o último contato, deste mesmo pé, com o solo. A fase de apoio pode ser dividida em cinco subfases: contato inicial (0%), resposta à carga (0-10%), apoio médio (10-30%), apoio terminal (30-50%) e pré-balanço (50-60%). A fase de balanço pode ser dividida em três subfases: balanço inicial (60-70%), balanço médio (70-85%) e balanço terminal (85-100%) (LOTÉRIO, 2015; ANDRADE, 2002; CHRISTOPHER et al., 1999).

Na fase de apoio a subfase de contato inicial (0%) inicia o ciclo da marcha e representa o ponto em que o centro de gravidade do corpo está em seu ponto mais baixo. A subfase de resposta à carga (0-10%) acontece quando a superfície plantar do pé toca o chão. Ambas as subfases de contato inicial e resposta à carga, têm como objetivo a aceitação do peso corporal, para isso é necessário que haja absorção de choque, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. A subfase de apoio médio (10-30%) ocorre quando o pé contralateral

passa pelo pé de apoio, neste ponto o centro de gravidade do corpo está em seu ponto mais alto. A subfase de apoio terminal (30-50%) ocorre quando o calcanhar perde o contato com o solo, empurrando o corpo para frente via músculos do tríceps sural com a flexão plantar do calcanhar. Ambas as subfases tem a função de suportar o peso corporal mantendo a progressão do corpo. A subfase de pré-balanço (50-60%) termina a fase de apoio quando o pé deixa o solo. Já na fase de balanço a subfase de balanço inicial (60-70%) começa quando o pé deixa o solo e inicia a ativação dos músculos do quadril para impulsionar a perna para frente. A subfase de balanço médio (70-85%) ocorre quando o pé passa pelo corpo, coincidindo com a fase de apoio médio do pé contralateral. A subfase de balanço terminal (85-100%) representa a preparação para o contato com o solo, reduzindo a velocidade da perna e estabilizando o pé através da dorsiflexão. (LOTTERIO, 2015; ANDRADE, 2002; CHRISTOPHER et al., 1999).

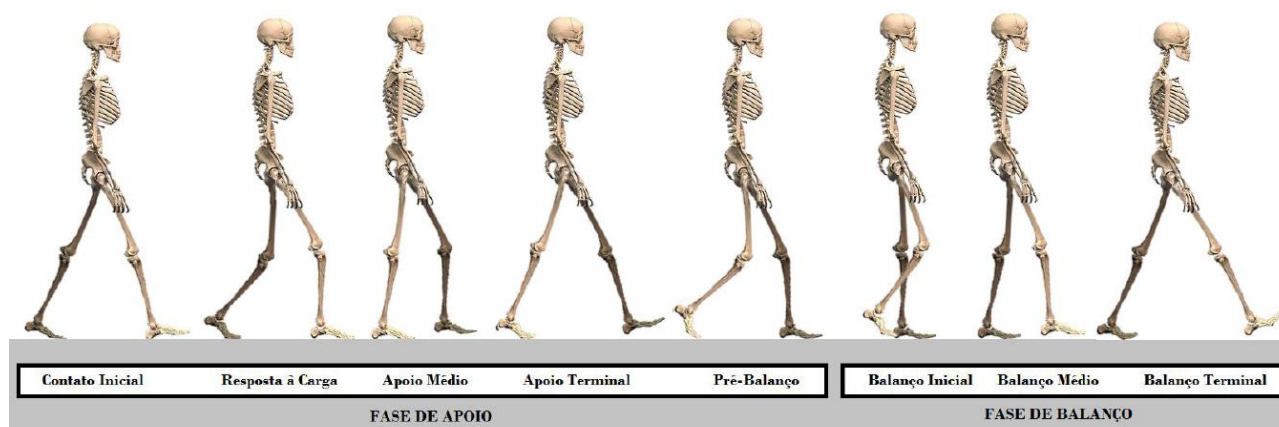


FIGURA 2.1. Fases do ciclo da marcha saudável (LOTTERIO, 2015).

A marcha normal envolve grupos musculares do tornozelo, do pé, do joelho e do quadril (SILVA et al., 2005). Na FIGURA 2.2 estão representados os principais grupos musculares envolvidos na marcha normal. O sombreamento indica o nível de atividade: preto, mais ativo; hachurado, intermediário; e branco, quiescente (LOTTERIO, 2015; VAUGHAN et al., 1999). Há dois tipos de contração muscular: isométrica (o comprimento do músculo não muda durante a contração) e isotônica (HILL, 1925). Nesse último tipo, a força permanece inalterada enquanto o comprimento do músculo se altera. A contração isotônica se divide ainda em dois tipos: concêntrica e excêntrica (HILL, 1925). Em uma contração concêntrica, a força do músculo se eleva para vencer a resistência, e então permanece estável enquanto que o músculo se encurta. Durante a contração excêntrica, o músculo se alonga, ao passo que a resistência é maior que a força que o músculo está produzindo (PADULO et al., 2013).

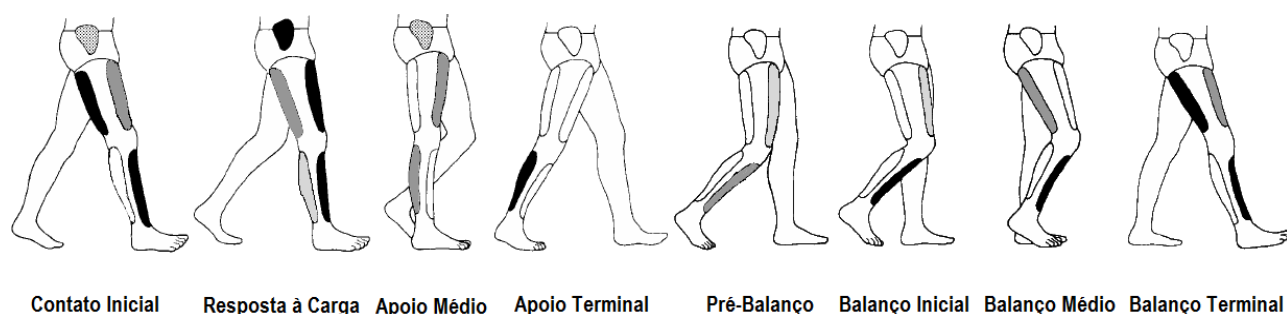


FIGURA 2.2. Ativação muscular durante as fases da marcha saudável (LOTERIO, 2015).

Nas subfases de contato inicial e resposta a carga, o quadríceps femoral encontra-se mais ativo, inicialmente se contrai excêntrica para desacelerar a flexão do joelho e em seguida se contrai concêntrica para estender o joelho (LOTERIO, 2015; SILVA et al. 2005; MOREIRA et al., 2004). Durante o início da fase de apoio a extensão do joelho também é controlada pela contração excêntrica dos isquiotibiais (bíceps femoral, semitendíneo e semimembrâneo) em velocidades baixas para evitar a hiperextensão do joelho. No momento do toque do calcanhar, os músculos glúteo máximo e isquiotibiais se contraem concêntrica, se opondo à flexão do quadril (SILVA et al., 2005). Após o contato inicial, o glúteo máximo e o semitendíneo iniciam uma contração concêntrica, reduzindo a flexão do quadril. Da fase de resposta à carga até o apoio médio, ocorre contração concêntrica do grupo pré-tibial (tibial anterior, extensor longo do hálux e o extensor longo dos dedos) e excêntrica do tríceps sural, reduzindo a flexão plantar até atingir uma leve dorsiflexão. Durante a fase de apoio terminal, há contração concêntrica do tríceps sural, promovendo a flexão plantar do tornozelo (LOTERIO, 2015; WHITTLE, 2007; MOREIRA et al., 2004).

No início da fase de balanço, há redução da extensão do quadril e o reto femoral pode contrair excêntrica para evitar a flexão excessiva do joelho, especialmente em velocidades mais rápidas (LOTERIO, 2015; MOREIRA et al., 2004; PERRY; BURNFIELD, 2010). Durante a transição do balanço inicial para o médio, o tornozelo passa de flexão plantar para posição neutra, através da contração do músculo tibial anterior, impedindo que o pé arraste no chão. No joelho, há maior flexão com contração concêntrica dos músculos sartório, grácil e isquiotibiais. No quadril, ocorre flexão devido à contração concêntrica dos músculos reto femoral, ilípoas, grácil, sartório e tensor da fáscia lata (LOTERIO, 2015; WHITTLE, 2007; MOREIRA et al., 2004). Na transição do balanço médio para o terminal, o quadríceps pode contrair-se concêntrica para que ocorra a extensão do joelho, enquanto que os isquiotibiais contraem-se excêntrica, desacelerando a perna em preparação para o contato inicial (LOTERIO, 2015; SILVA et al., 2005; MOREIRA et al., 2004).

Em amputados transfemorais a marcha é influenciada significativamente pelo tipo de prótese usada. Geng et al. (2012) reportam que as próteses passivas e semiativas não são capazes de reproduzir a marcha normal. O amputado precisa compensar a falta de movimento adequado da prótese com movimentos adicionais do quadril, causando assimetria na marcha (FIGURA 2.3). Durante a fase de balanço a perna suspensa se mantém levemente flexionada e a pélvis se inclina levemente para o lado para permitir o pé não tocar o solo (LUKSCH, 2010). Em uma prótese passiva e semiativa, em que o joelho se mantém estirado durante quase toda a fase do balanço, é necessário que a pélvis se incline ainda mais para que a perna não toque o solo.

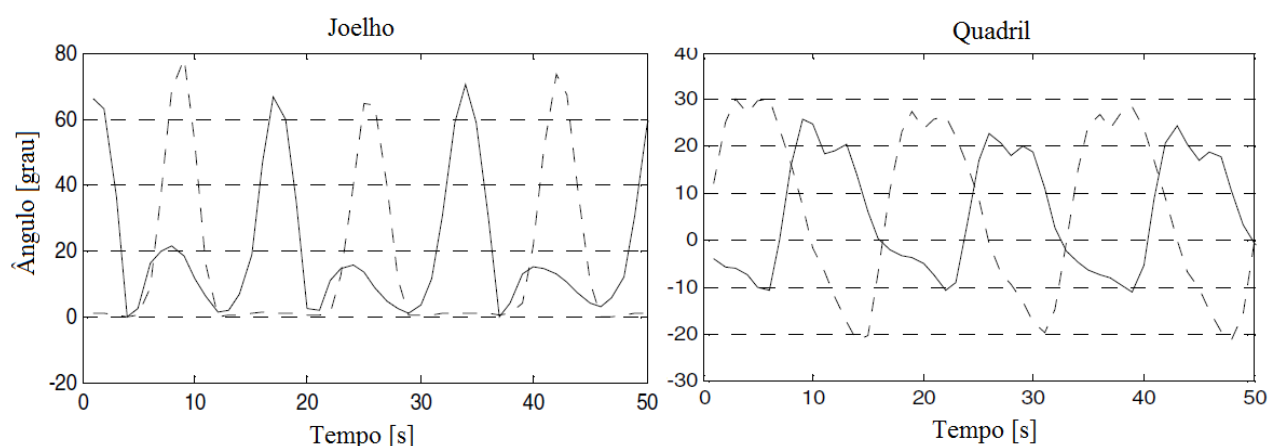


FIGURA 2.3. Ângulo do joelho e do quadril no caminhar em terreno plano. A linha cheia representa o lado saudável e a linha pontilhada, o lado amputado (GENG et al., 2012, adaptado).

O momento de inércia da perna desempenha papel importante na marcha humana, principalmente na fase de balanço da perna (WADA et al., 2009). A facilidade da caminhada está fortemente relacionada com o uso eficaz da inércia da prótese. Os autores reportam que os amputados se sentem mais confortáveis ao andar com uma prótese com momento de inércia similar à da perna saudável. Luksch (2010) também destaca a importância do peso e do centro de massa da perna para permitir um movimento adequado da articulação do joelho durante a fase de balanço. Sem isso é necessário compensar o movimento com a musculatura do quadril.

2.2 Prótese transfemural

A restauração da mobilidade funcional em pessoas com amputação transfemoral tem sido limitada, em parte, pela ausência de joelhos protéticos que proporcionem geração de torque ativo para simular a função concêntrica do quadríceps. O Power KneeTM (Ossur, Islândia, FIGURA 2.4) representa a primeira tentativa comercial para restaurar estas características

funcionais, aumentando a capacidade dos usuários durante atividades como subir escadas e rampas e levantar de cadeiras. A geração de energia ativa também pode ajudar a reduzir as cargas compensatórias no membro não amputado e prevenir lesões secundárias. (WOLF et al., 2013). Entretanto os motores requeridos para substituir as funções dos músculos considerando a geração de potência resultam em dimensões, peso e gasto energético que limitam a difusão desse tipo de prótese (TORREALBA et al., 2008). Highsmith et al. (2011) reportam que, apesar dos avanços, o Power Knee não produz torque suficiente para ajudar o amputado a se levantar de uma cadeira, fazendo desta uma tarefa de uma só perna, o que provavelmente aumenta o risco de degenerar aceleradamente a perna saudável.



FIGURA 2.4. Power Knee™ (Ossur, Islândia).

Nos últimos anos muitos pesquisadores têm dedicados esforços para desenvolver próteses ativas que possam aumentar a mobilidade de amputados transfemorais. Fite et al. (2007) desenvolvem uma prótese ativa (FIGURA 2.5) que incorpora um motor CC (Maxon modelo RE 40) atuando em conjunto de um fuso de esfera recirculantes. O conjunto é capaz de produzir uma força de saída de 1880 N, que acomoda um usuário de 85 kg durante a subida de uma escada. O peso total da prótese, incluindo o pé e conectores piramidais, é de 3,05 kgf. A prótese apresenta um elevado consumo médio de 39J por ciclo, por isso um kit de quatro baterias de íon-lítio é recomendado para suprir uma caminhada de 5 km à passo largo, adicionando um peso de 0,28 kgf à prótese.



FIGURA 2.5. Protótipo feito por Fite et al. (2007).

Diferente configuração para um joelho ativo é proposta por Geng et al. (2010). Os autores desenvolvem uma prótese ativa que incorpora um motor de passo linear híbrido, atuando em um sistema de quatro barras capaz de produzir uma força intermitente de 1400 N (FIGURA 2.6), o bastante para acomodar uma pessoa de 80 kg durante o subir de um degrau. Os autores não reportam o consumo energético e nem o peso da prótese.

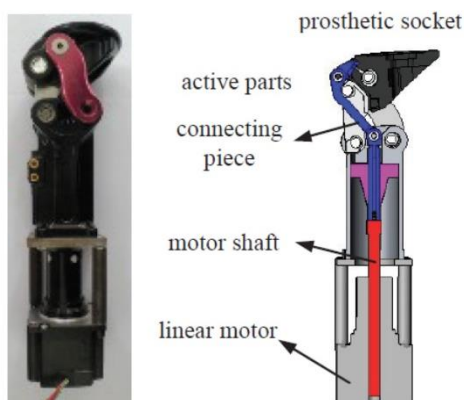


FIGURA 2.6. Design e modelo 3D da prótese transfemoral ativa descrita por Geng et al. (2010).

Kapti e Yucenur (2006) desenvolvem uma prótese com atuador linear, composto de motor e fuso de esferas recirculantes, que movimentam a articulação do joelho. Apesar de a prótese reproduzir bem o torque da perna saudável, o peso do dispositivo é de 6,93 kgf, bem superior ao peso de uma perna saudável (4,4 kgf, TABELA 3.3). Como os autores usam uma fonte externa para acionar o motor, a adição de uma bateria aumentaria ainda mais seu peso.

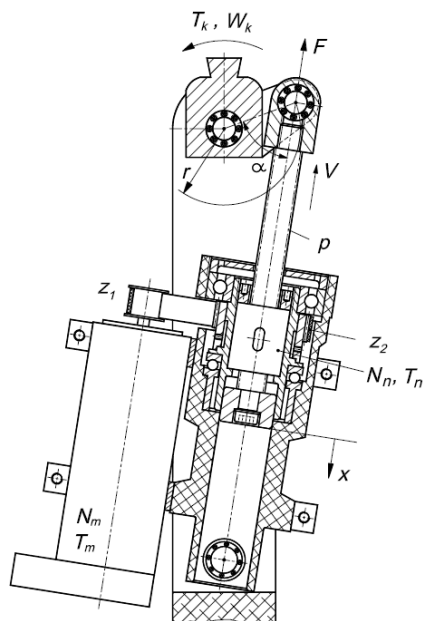


FIGURA 2.7. Vista lateral em corte da prótese desenvolvida por Kapti e Yucenur (2006).

Lawson et al. (2011) e Sup et al. (2011) desenvolvem uma prótese ativa para joelho e tornozelo (FIGURA 2.8) com dois atuadores lineares, compostos por motor CC e parafuso de esferas recirculantes, sendo que o atuador do tornozelo é disposto em série com uma mola para armazenamento de energia, ou seja, um SEA. Os autores implementam um controle para a adaptação do pé à diferentes inclinações do chão ($\pm 15^\circ$). O dispositivo possui baterias que podem suprir o atuador por cerca de 12,2 km de caminhada plana. A prótese também se mostra capaz de prover uma cinemática mais próxima à natural ao subir e descer escadas, comparada com uma prótese passiva. Apesar de atender às necessidades de energia e auxílio ao amputado em terrenos inclinados, a prótese desenvolvida tem um peso de 4,80 kgf, descontando a bateria e apresenta partes móveis expostas.

Thatte e Geyer (2016) também desenvolvem uma prótese transfemural ativa para joelho e tornozelo. O projeto inclui dois SEAs, um para cada articulação, cada um composto por um motor sem escovas e redutor harmônico em série com uma mola em formato de fita (FIGURA 2.9). O tornozelo ainda tem uma mola montada em paralelo que pode armazenar e liberar energia durante a marcha. O protótipo completo pesa cerca de 6 kg com 5 kg adicionais carregados em uma mochila para baterias e controladores dos motores.

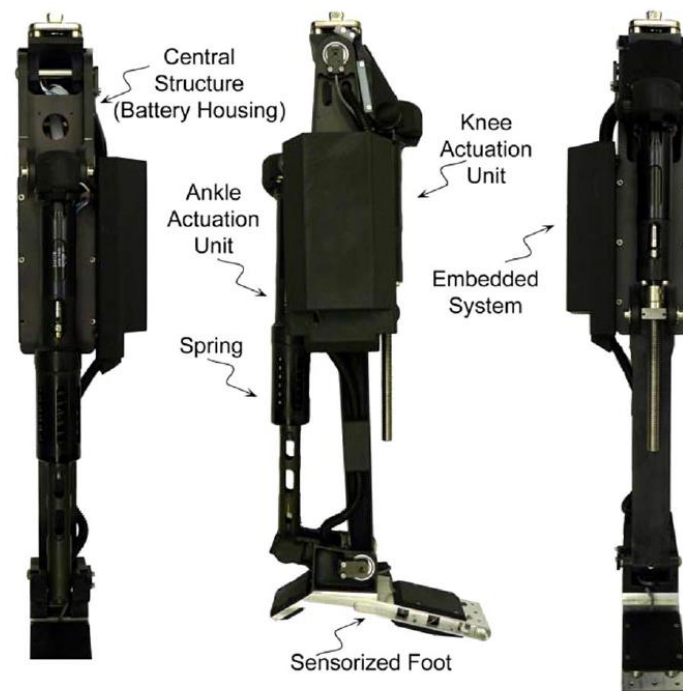


FIGURA 2.8. Prótese ativa desenvolvida por Lawson et al. (2011) e Sup et al. (2011).

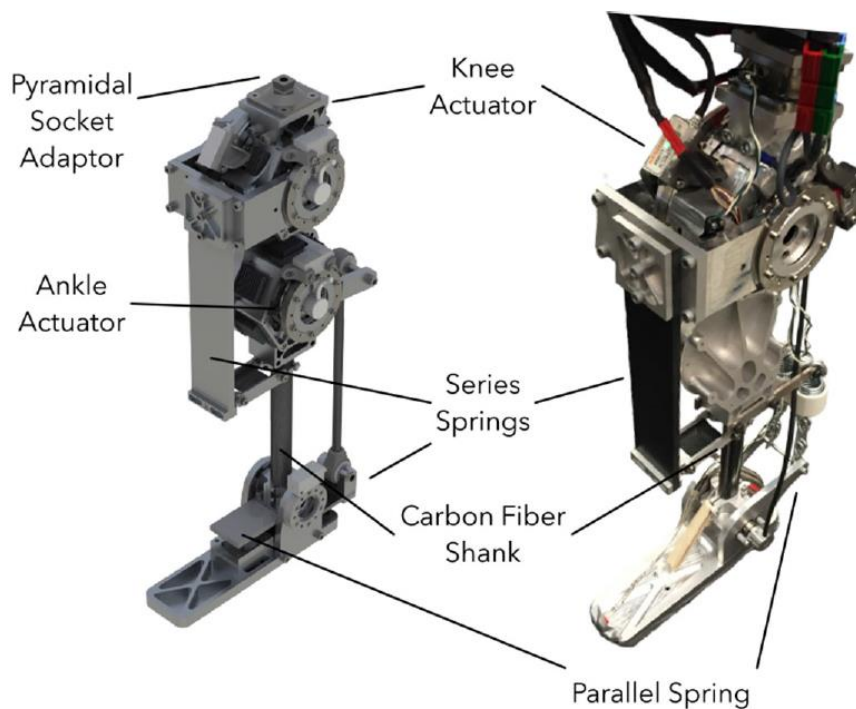


FIGURA 2.9. Prótese transfemoral desenvolvida por Thatte e Geyer (2016).

Martinez-Villalpando e Herr (2009) projetam uma prótese (FIGURA 2.10) que utiliza dois SEAs com controle de impedância variável que demonstra ser capaz de reproduzir ao máximo o andar de uma pessoa saudável. O sistema se baseia na reprodução de músculos

agonista-antagonista da perna, reproduzindo os movimentos de flexão e extensão, provendo potência necessária para ambas caminhada plana e atividades que demandam mais energia, como subir escadas. Os autores consideram ainda as dinâmicas passivas da perna e a energia elástica que é armazenada e retornada pelas estruturas dos tendões. Essa configuração visa a redução do consumo de energia, que foi estimado em 5,66 J, bem inferior ao alcançado por Fite et al. (2007) (39J). O peso da prótese é cerca de 3,0 kgf, desconsiderando o peso do pé, da bateria e dos controladores.

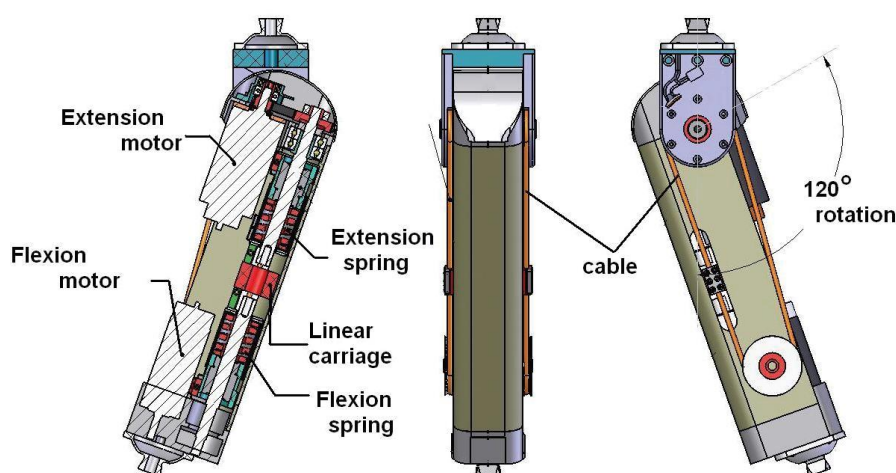


FIGURA 2.10. Design mecânico da prótese desenvolvida por Martinez-Villalpando e Herr (2009).

A prótese passiva proposta por Inoue et al. (2013) faz uso de um mecanismo com mola para armazenar energia e gerar momento de extensão do joelho suficiente para subir uma escada (FIGURA 2.11). De acordo com os autores, o dispositivo se mostrou superior comparado à prótese passiva 3R95 (Ottobock), em que os usuários não conseguiram subir escadas sem o uso de corrimão. Por outro lado, os resultados não foram comparados com os de uma prótese ativa ou de uma perna saudável, a prótese não apresenta nenhum controle de amortecimento, o que dificulta sua utilização ao descer escadas, e os autores não reportam resultados sobre o comportamento da prótese durante a marcha normal.

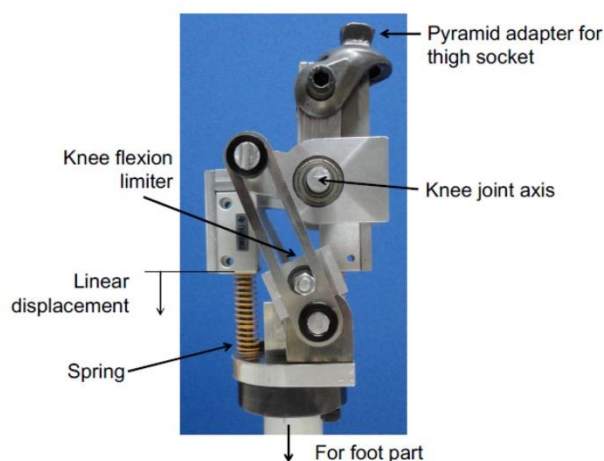


FIGURA 2.11. Foto do mecanismo da articulação do joelho desenvolvido por Inoue et al. (2013).

Há várias próteses disponíveis comercialmente que utilizam uma variedade de mecanismos para ajudar o amputado a andar (PILLAI et al., 2011). A C-Leg (Ottobock, Alemanha) foi a primeira prótese de joelho disponível comercialmente a usar um controle através de microprocessador em ambas as fases de apoio e balanço. Essa adição permite um controle do amortecimento da flexão e da extensão do joelho (HAFNER et al., 2007). Trata-se de uma prótese semiativa, que apesar das vantagens, não gera torque ativo para o amputado subir escadas e rampas ou levantar de cadeira. Durante a fase de apoio (FIGURA 2.12 (a)), o microprocessador envia um sinal ao amortecedor hidráulico, estabilizando o ângulo de extensão do joelho. Desse modo, a perna pode suportar todo o peso do amputado sem desequilíbrio. Durante a fase de balanço (FIGURA 2.12 (b)), o amortecedor desacelera a velocidade angular do joelho no fim dessa fase, em preparação para o contato inicial.

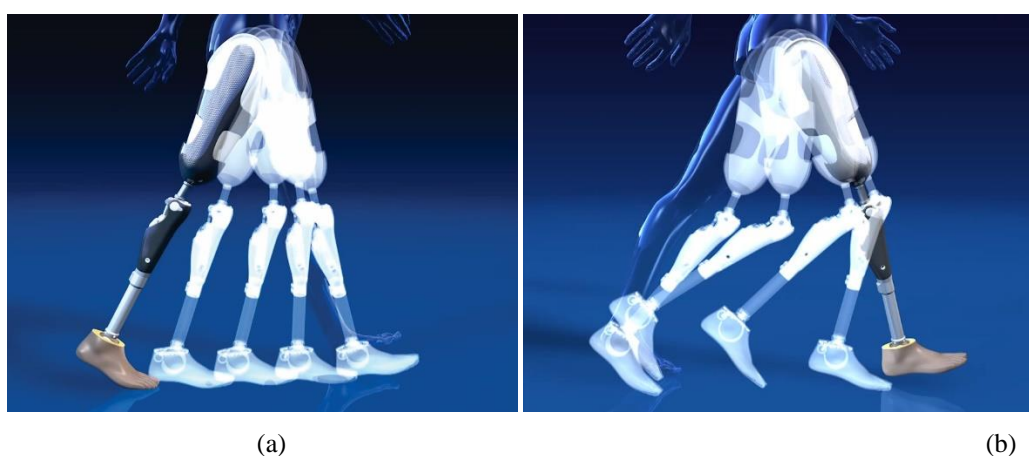


FIGURA 2.12. C-Leg (Ottobock, Alemanha). (a) Ângulo de extensão estável do joelho durante a fase de apoio; (b) O ângulo do joelho varia dinamicamente na fase de balanço.

A prótese Rheo Knee (Ossur, Islândia, FIGURA 2.13 (a)) usa um micro controlador e fluido MR para controlar a resistência ao movimento na articulação do joelho (PILLAI et al., 2011). Um ajuste fino dos parâmetros de balanço e apoio podem ser completados pelo fisioterapeuta através de um assistente pessoal digital (SMITH et al., 2005). Da mesma forma que a C-Leg (Ottobock), é uma prótese semiativa, ou seja, não gera torque ativo para o amputado subir escadas e rampas ou levantar de cadeira. A prótese funciona como um freio MR multidiscos em que o eixo de rotação da articulação é o núcleo de ferro da bobina que gera o campo magnético, como apresentado por Gudmundsson et al. (2010) (FIGURA 2.24).



FIGURA 2.13. Rheo KneeTM (Ossur, Islândia).

Nas próteses micro controladas a arquitetura de controle consiste basicamente em dois níveis. O controle de alto nível é responsável por identificar a intenção de movimento do usuário: Andar e parar, subir e descer escadas, sentar e levantar, entre outros. As próteses comerciais possuem sistemas de controle de alto nível similares. Uma máquina de estados, um estado para cada modo de locomoção, modifica o modo baseado em informações dos sensores instalados na prótese (HARGROVE et al., 2013a). A seleção é feita por movimentos específicos do usuário ou por meio de botões. Dependendo do número de modos de locomoção que a prótese é capaz de executar, pode se tornar difícil para o usuário selecionar o modo adequado. Uma alternativa estudada nos últimos anos é usar sinais eletromiográficos combinados com informações de sensores instalados na prótese para identificar os modos de locomoção do usuário (SPANIAS et al.

2016; HARGROVE et al., 2013a; HARGROVE et al., 2013b). Em pesquisas recentes, Young e Hargrove (2016), desenvolvem um método de classificação do modo de locomoção baseado em 13 sensores instalados em uma prótese transfemural, incluindo encoders e células de carga. Apenas com os movimentos naturais dos usuários o sistema foi capaz de identificar a intenção de movimento do usuário.

Uma vez selecionado o modo de locomoção, o sistema de controle de baixo nível é responsável por ajustar os parâmetros da prótese durante o movimento. A marcha é dividida geralmente entre quatro ou cinco subfases de controle (SIMON et al., 2014; LAWSON et al., 2013; SUP et al., 2009). É implementado um controlador de estados finitos, um estado para cada subfase, que recebe informações da cinemática e da força/torque aplicado na articulação através dos sensores montados na prótese. O controlador detecta a fase da marcha e ajusta a impedância mecânica da articulação do joelho por meio de amortecedores hidráulicos (C-Leg) ou modificando o campo magnético (Rheo Knee) ou ajustando os parâmetros de um atuador (LAWSON et al., 2013; SUP et al., 2011; SUP et al., 2009). Em cada estado o torque no joelho é descrito como a associação do torque de uma mola e um amortecedor, dado por:

$$T_i = k_i(\theta - \theta_{ki}) + b_i \frac{d}{dt} \theta \quad (2.1)$$

em que θ é o ângulo da articulação, θ_{ki} é o ângulo de referência, k_i é a rigidez da mola, b_i é o coeficiente de amortecimento e o termo i denota a subfase da marcha. Sup et al. (2009), Sup et al. (2011), reportam valores usados para essas variáveis em caminhadas no solo e em rampas, baseado em dados coletados de pessoas saudáveis. Contudo, Sup et al. (2011) verificaram que esses parâmetros de impedância mecânica podem variar significativamente com o ambiente. Além disso, os parâmetros de impedância mecânica geralmente são ajustados manualmente por um protético, baseado em observações do paciente, o que pode ser pouco preciso e muito moroso (SIMON et al., 2014). Para contornar tais dificuldades, Huang et al. (2016) propõem um algoritmo baseado em lógica *fuzzy* para auto ajustar os parâmetros de impedância de uma prótese transfemural, reduzindo o tempo de calibração e a intervenção humana. Thatte e Geyer (2016), usando uma abordagem diferente, propõem um método de controle neuromuscular da fase de apoio da perna durante a marcha. Os autores reportam que mais ajustes precisam ser feitos antes de ser usado em amputados.

2.3 Dispositivos magneto-reológicos

Fluidos MR são soluções coloidais formadas por até 50% do seu volume de micro partículas magneticamente polarizadas misturadas com um óleo inerte, geralmente à base mineral ou à base de silicone. Quando o fluido é submetido a um campo magnético externo, suas partículas começam formar estruturas colunares paralelas às linhas de fluxo magnético (FIGURA 2.14); esse comportamento altera as propriedades reológicas do fluido, como tensão limite de escoamento e outras, de forma reversível e proporcional ao campo magnético; o tempo de resposta é na ordem de milissegundos (VICENTE et al., 2011; YANG, 2001).

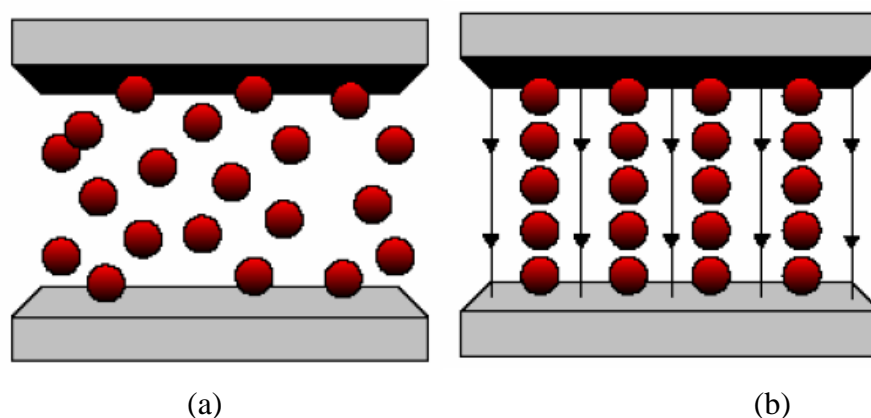


FIGURA 2.14. Fluido magneto-reológico: (a) Ausência de campo magnético; (b) Presença de campo magnético (STUTZ, 2005).

Cada estrutura colunar de partículas formada apresenta uma resistência para sair desta configuração proporcional à intensidade do campo magnético a que o fluido é submetido, ou seja, o grau de modificação do fluido é proporcional à magnitude do campo magnético aplicado. O modelo de visco-plasticidade de Bingham ou plástico ideal é o mais utilizado para modelar os fluidos MR em função da intensidade do campo magnético (WANG; HOU, 2013; GUO; LIAO, 2012; GUDMUNDSSON et al., 2010; CHEN; LIAO, 2010; AHMADKHANLOU et al., 2007).

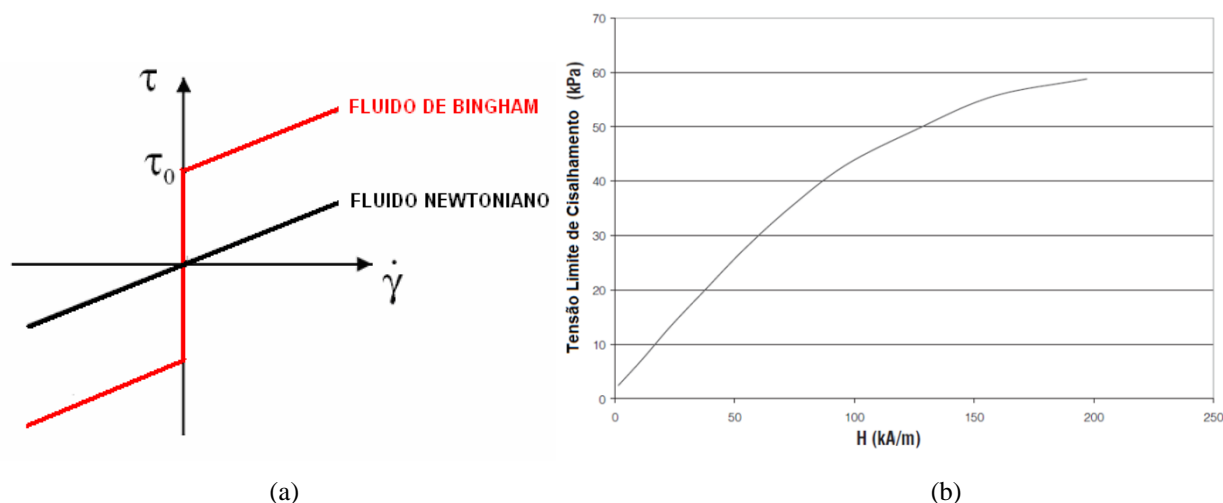


FIGURA 2.15. Comportamento visco-plástico do fluido MR. (a) Variação da tensão em função da taxa de cisalhamento (LIMA, 2011). (b) Variação da tensão limite de cisalhamento com a intensidade do campo magnético no fluido MRF-140CG (Catálogo Lord Corporation).

No modelo de Bingham, o fluido se comporta como um sólido até que a tensão limite de cisalhamento seja excedida e o fluido passa a exibir uma relação linear entre a tensão e a taxa de cisalhamento (FIGURA 2.15 (a), curva vermelha). Na ausência de um campo magnético o material se comporta como fluido Newtoniano (FIGURA 2.15 (a), curva preta). Para descrever a capacidade de o fluido MR alterar suas propriedades reológicas, quando exposto a um campo magnético, a FIGURA 2.15 (b) apresenta a variação da tensão limite de cisalhamento do fluido MRF-140CG (Lord Corporation) em função da intensidade do campo magnético (H).

Basicamente o fluido MR possui três modos distintos de aplicação: o modo de válvula (valve mode), o modo de cisalhamento (shear mode) e o modo de esmagamento (squeeze mode), como apresentado na FIGURA 2.16. No modo de válvula o fluido MR, confinado entre as duas placas fixas, escoar através de diferença de pressão. Com a exposição do fluido a um campo magnético, as estruturas de corrente originadas formam uma barreira ao fluxo do fluido. Por outro lado, a aplicação mais comum é no modo de cisalhamento (VICENTE et al., 2011), em que o movimento relativo entre as placas magnéticas visa o cisalhamento de uma fina camada de fluido MR. A resistência do fluido ao cisalhamento aumenta com o aumento da intensidade do campo magnético. No modo de esmagamento, uma camada de fluido MR é comprimida por placas magnéticas móveis. Quando expostas a um campo magnético, as partículas do fluido formam uma estrutura paralela às linhas de fluxo do campo magnético. Com o aumento da força de compressão aplicada nas placas, a estrutura formada pelas partículas tende a se desmanchar.

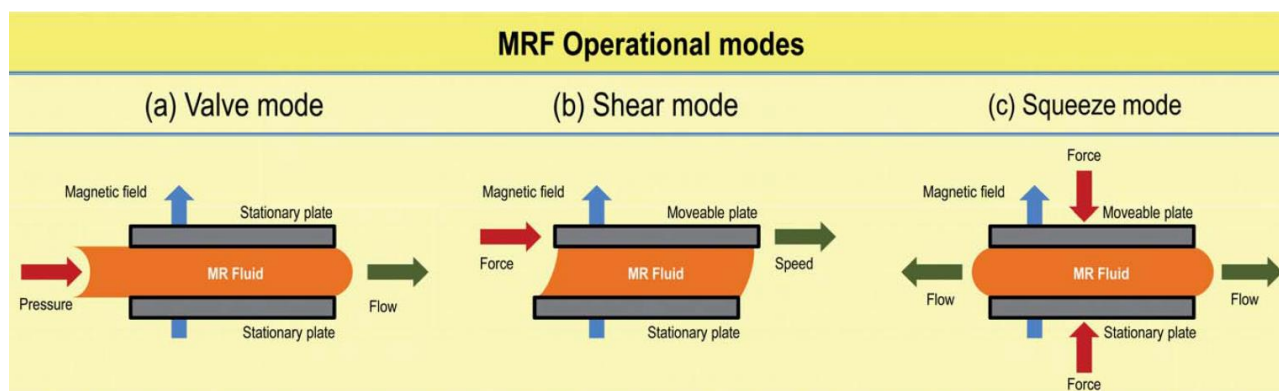


FIGURA 2.16. Modos básicos de operação dos dispositivos com fluido MR (VICENTE et al., 2011).

Por outro lado, as propriedades do fluido MR dependem fortemente da temperatura (Chen et al., 2015). A viscosidade do fluido muda com a variação da temperatura, o que resulta em variação da tensão de cisalhamento do fluido MR. Os fluidos MR utilizam aditivos para diminuir a velocidade de sedimentação e aumentar a dispersão das partículas no fluido (WANG et al., 2014). No entanto, tais aditivos são igualmente sensíveis à variação de temperatura, alguns se decompõem ao atingir cerca de 100 °C. A operação cíclica sob a alta e baixa temperatura pode conduzir a alterações irreversíveis no fluido MR. Ela pode causar a redução das propriedades reológicas e descontrole da tensão de cisalhamento pela influência da aglomeração do material sob condições de campo magnético (CHEN et al., 2015). Alguns trabalhos na literatura apresentam metodologias para avaliar como essas propriedades mudam com a temperatura. Chen et al. (2015) propuseram uma montagem experimental para a avaliação de uma transmissão MR (que funciona no modo de cisalhamento do fluido MR) sob diferentes temperaturas, obtendo-se um conjunto de curvas de torque e temperatura com diferentes entradas de corrente. Zipster et al. (2001) propuseram uma montagem experimental que analisa o fluido MR no modo de fluxo, sob diferentes temperaturas. Wang et al. (2014) apresentam uma caracterização completa do fluido MR, sob diferentes temperaturas.

A aplicação mais comum dos fluidos MR é em amortecedores (FIGURA 2.17). Tais dispositivos são utilizados em suspensões veiculares (SUNG; CHOI, 2008), amortecedores de vibração em estruturas (TAKASHI; SANO, 2005), próteses inteligentes (CARLSON et al., 2001; FIGURA 2.18) e outros.

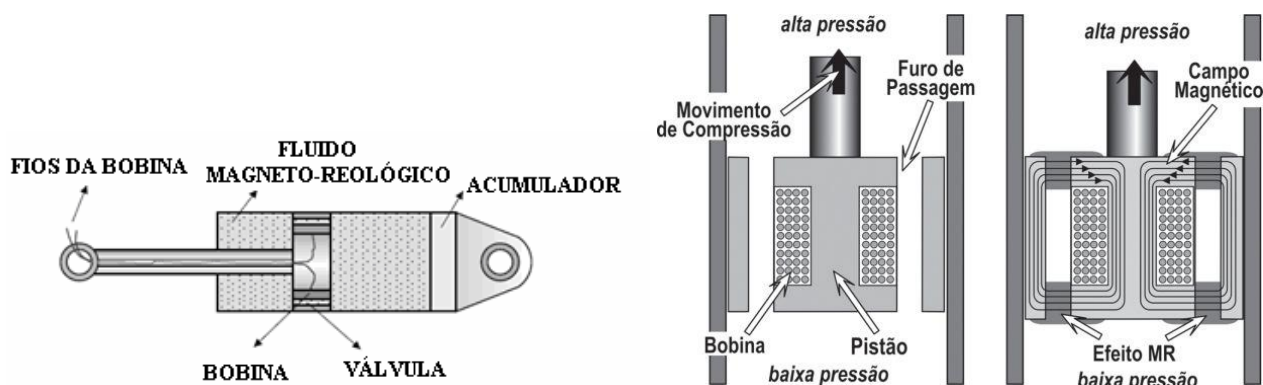


FIGURA 2.17. Amortecedor MR (LIMA, 2011).

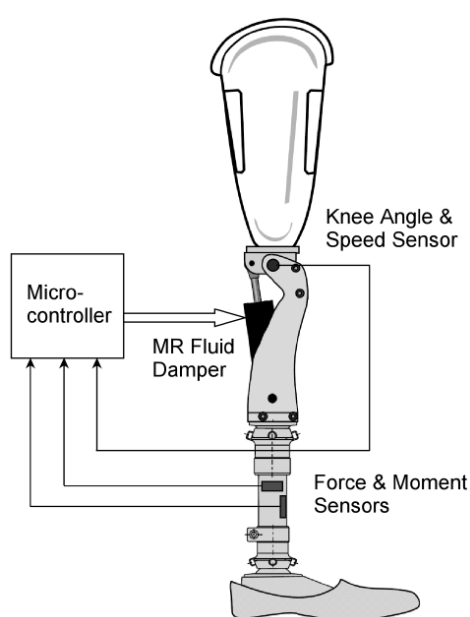


FIGURA 2.18. Elementos básicos de uma prótese transfemural com controle de marcha (CARLSON et al., 2001).

Além disso, as propriedades do fluido MR permitem que ele seja usado em diversos dispositivos: embreagens (KAVLICOGLU et al., 2006), freios (NGUYEN et al., 2015; NGUYEN; CHOI, 2012; NGUYEN; CHOI, 2010), diferenciais (LANZOTTI et al., 2014), válvulas (GRUNWALD; OLABI, 2008); atuadores multifuncionais (GUO; LIAO, 2012, FIGURA 2.19), órteses (MA et al., 2017, FIGURA 2.20; CHEN; LIAO, 2010, FIGURA 2.21; AHMADKHANLOU et al., 2007), dispositivos de reabilitação (DONG et al., 2005 e 2006) e outros.

Chen e Liao (2010) e Guo e Liao (2012) desenvolvem atuadores que podem funcionar como motor, embreagem, ou freio, contudo os protótipos apresentam algumas limitações. Em Chen e Liao (2010), FIGURA 2.21, o motor e redutor são montados na lateral do acoplamento MR, tornando o atuador com dimensões inadequadas para uma prótese. O atuador não possui

freio, a frenagem é feita bloqueando o giro do motor e ajustando o torque do acoplamento MR. Em Guo e Liao (2012), FIGURA 2.19, o atuador também é formado por motor e acoplamento MR. Apesar das dimensões adequadas, o torque de saída é insuficiente para aplicações em próteses transfemorais. O dispositivo atinge 0,27 N m a 1300 rpm (36,8 W), todavia, segundo Kawamoto e Sankai (2002) e Kapti e Yucenur (2006) o torque mínimo para uma caminhada normal é $T_{min} > 30,0$ N m, sendo que em muitos casos a potência de saída necessária é na ordem de 100 W. Em Ma et al. (2017) o atuador desenvolvido possui motor e redutor montados em paralelo com um freio MR. Os autores desenvolvem a eletrônica necessária para o motor trabalhar em modo regenerador de energia para aumentar a eficiência do sistema. O dispositivo não possui acoplamento MR e as partes móveis dos componentes não são protegidas. A disposição dos componentes é feita de forma a ser usado em uma órtese de joelho.

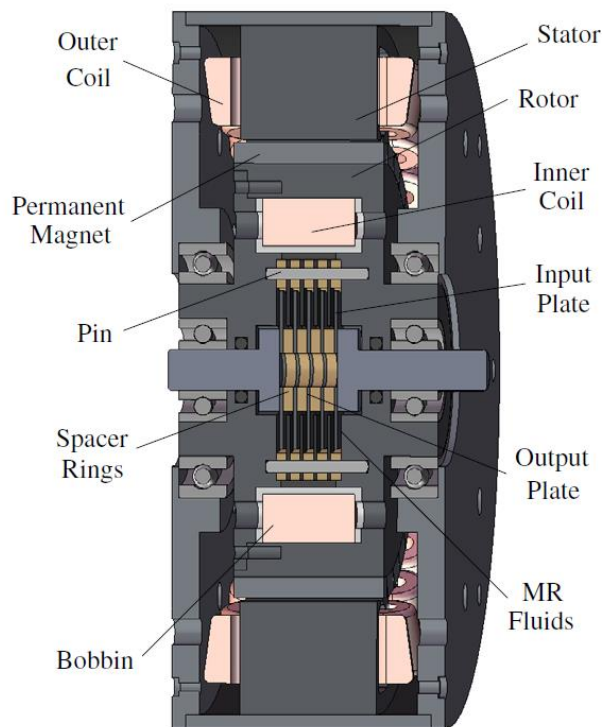


FIGURA 2.19. Atuador MR multifuncional (GUO; LIAO 2012).

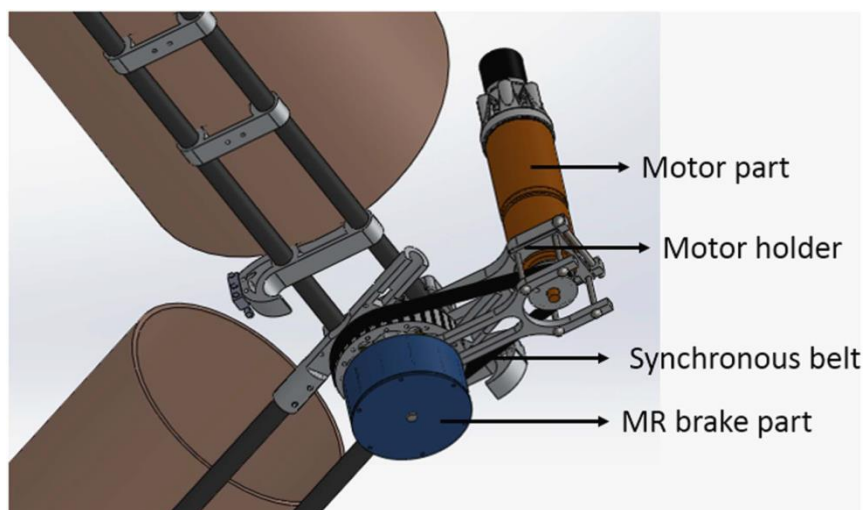


FIGURA 2.20. Órtese de joelho ativa desenvolvida por Ma et al., 2017.

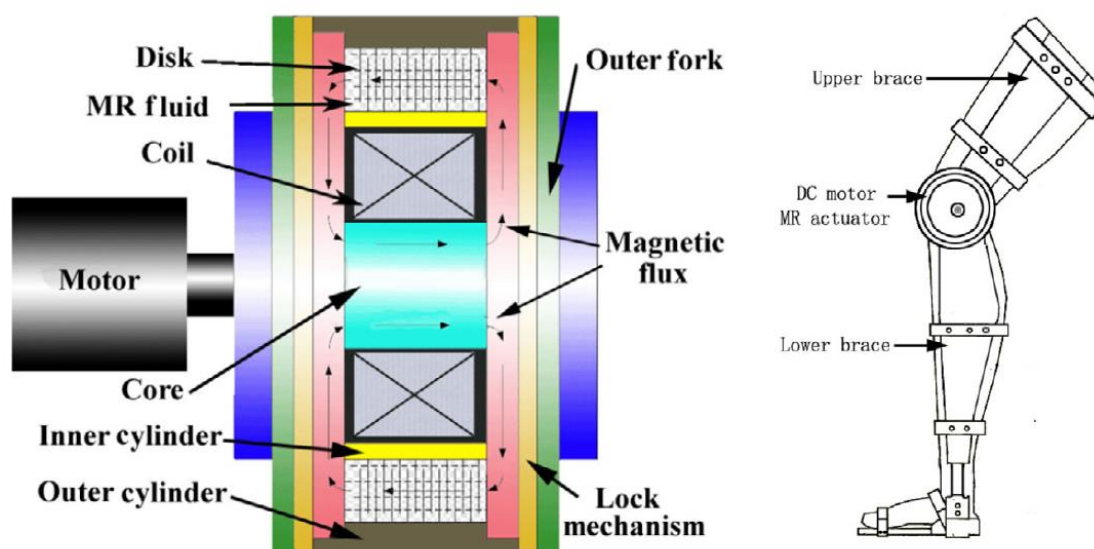


FIGURA 2.21. Órtese de joelho ativa desenvolvida por Chen e Liao (2010).

Recentemente muitas próteses de joelho que usam fluido MR têm sido propostas. Xu et al. (2016) desenvolvem uma prótese semi-ativa com um mecanismo de quatro barras e um amortecedor MR para estabilizar o movimento, FIGURA 2.22. Park et al. (2016) desenvolvem uma prótese ativa que combina um motor EC para gerar torque ativo e um amortecedor MR linear montado entre o fêmur e a tíbia da prótese para dissipar a energia de forma controlada, Figura 2.23. Gudmundsson et al. (2010) desenvolvem uma prótese semi-ativa que usa um freio MR multidiscos para dissipar a energia de forma controlada durante a marcha, FIGURA 2.24.

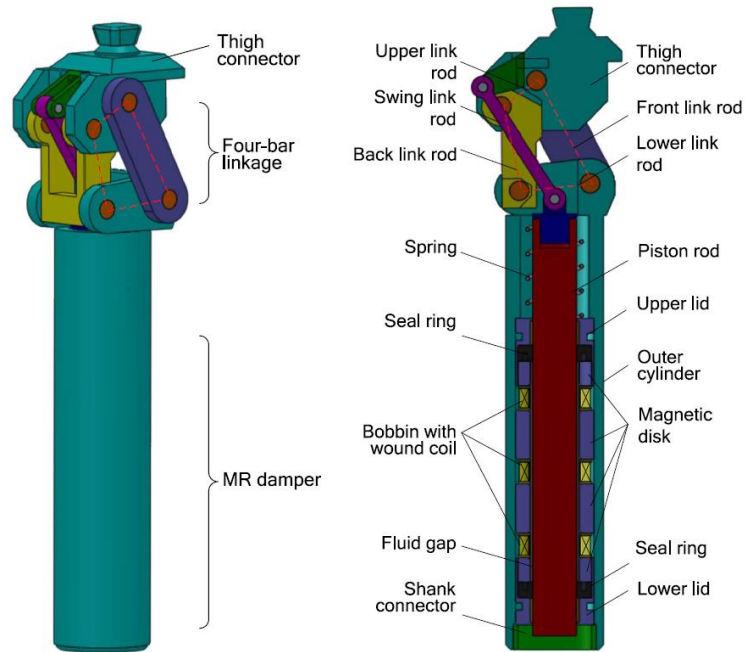


FIGURA 2.22. Desenho esquemático da prótese com mecanismo de quatro barras e amortecedor MR (XU et al., 2016).

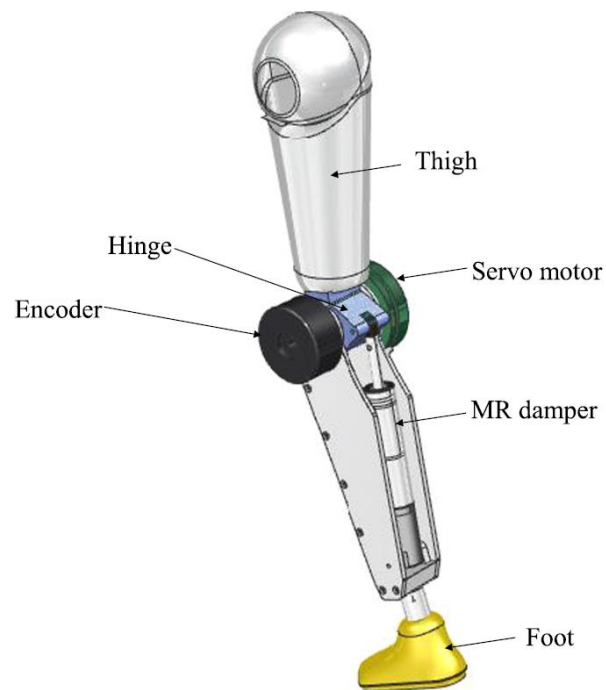


Figura 2.23. Configuração da prótese desenvolvida por Park et al. (2016).

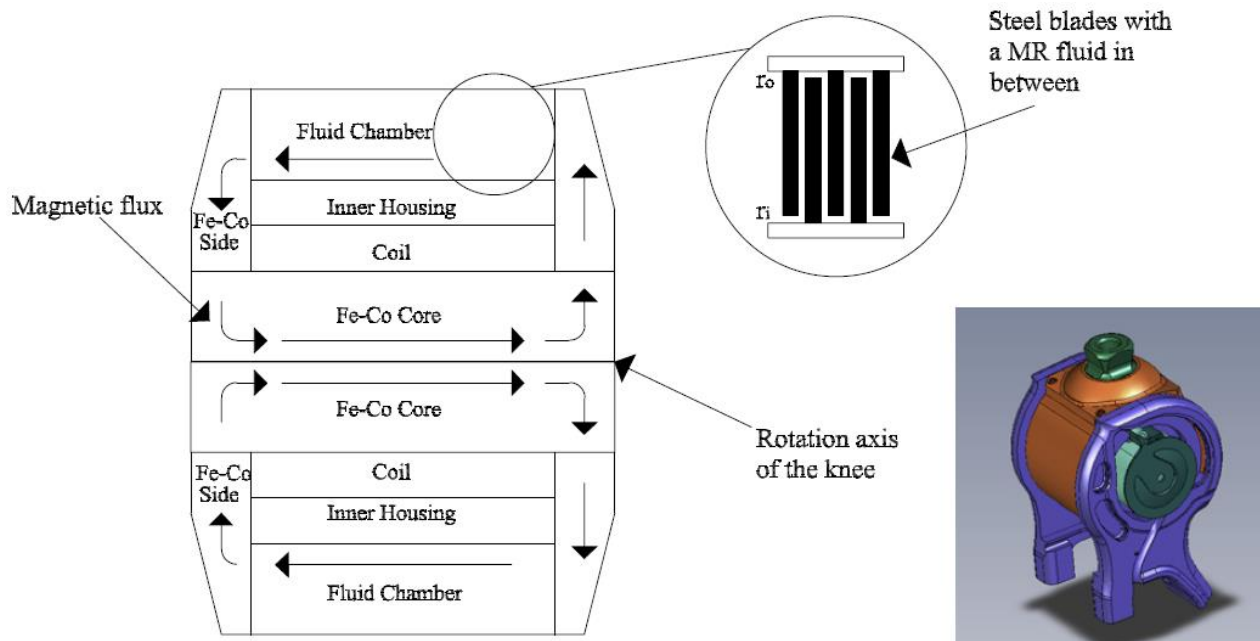


FIGURA 2.24. Prótese de joelho semiativa (GUDMUNDSSON et al., 2010).

O dimensionamento dos dispositivos MR pode se tornar muito complexo, dependendo do número de variáveis de projeto consideradas. Geralmente no projeto é possível variar as dimensões e configuração do dispositivo, as propriedades do fluido MR e dos demais materiais, as propriedades elétricas da bobina, que gera o campo magnético, e outras. Alguns autores procuram estabelecer essas variáveis através de diferentes métodos de otimização, visando à redução de peso, consumo de energia, e outros fatores. Ma et al. (2017) otimizam o dimensionamento de um freio MR para órteses com o módulo Goal Driven ANSYS Workbench, visando à redução de peso e energia. Nguyen et al. (2015) e Nguyen e Choi (2012) otimizam o dimensionamento de diferentes tipos de Freios MR, com objetivo de encontrar uma configuração ideal que possa produzir elevado torque de frenagem, enquanto minimiza a massa e volume do dispositivo. Os autores utilizam o método de otimização desenvolvido por Nguyen et al. (2007), que engloba um modelo parametrizado no ANSYS e um algoritmo para encontrar o valor mínimo das variáveis de projeto. Neste trabalho o dimensionamento do acoplamento e do freio MR, que compõem o Joelho MR, é otimizado usando um algoritmo PSO para minimizar as variáveis de projeto, semelhante ao que foi feito por Gao et al. (2017) e Gudmundsson et al. (2010), para chegar a uma combinação de peso e consumo de energia adequados para utilização proposta.

3 METODOLOGIA

A metodologia usada para desenvolvimento do Joelho MR é apresentada na FIGURA 3.1. Inicialmente foi estudado o princípio de funcionamento do dispositivo e seus modos de operação possíveis, detalhando como cada subsistema vai operar. Em seguida foi elaborado o protótipo digital do dispositivo. Nesse tópico é detalhado o dimensionamento dos seus componentes, o método de otimização utilizado para reduzir massa e consumo de energia do acoplamento e freio MR e apresentado um modelo 3D em CAD. O protótipo digital foi usado para fazer a análise do fluxo magnético no freio e acoplamento MR, análise de tensões e deslocamentos na estrutura do sistema e uma análise térmica transiente do dispositivo em operação. Por fim as propriedades do protótipo, dimensões, massa e inércia, foram usadas para construir o modelo dinâmico e implementar um controlador de torque. Após avaliação dos resultados obtidos o protótipo digital foi usado para fabricar um protótipo físico e uma bancada experimental foi desenvolvida para avaliar o desempenho do protótipo fabricado.

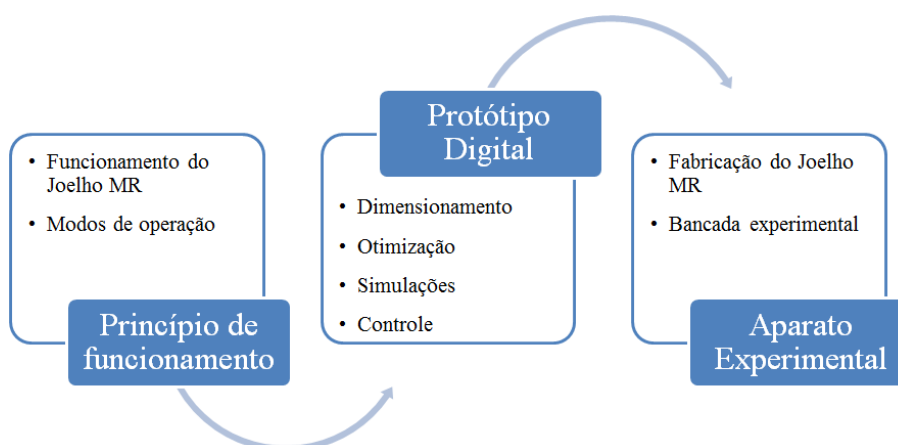


FIGURA 3.1. Metodologia usada no desenvolvimento do projeto.

3.1 Funcionamento do Joelho MR

O dispositivo possui duas estruturas principais, como indica a FIGURA 3.2. A estrutura externa se conecta à parte inferior da prótese, a interna se conecta à parte exterior da prótese através dos adaptadores. Esta ordem pode ser alterada sem prejuízo no funcionamento. Um par de rolamentos de seção fina permite movimento relativo entre as estruturas externa e a interna. Os adaptadores superior e inferior são alinhados no plano parassagital para que a força de reação

do solo não produza momento torsor no plano frontal. As estruturas são feitas em liga de alumínio 7075 de alta resistência mecânica.

A dissipação da energia resultante do processo da caminhada é realizada pelo freio MR, que funciona pelo controle do atrito viscoso do fluido MR. O freio MR é concebido com configuração multidiscos visando à redução de massa e aumento da capacidade de torque (CHEN et al., 2017; ROSSA et al., 2014). Os discos externos estão conectados à estrutura externa do joelho, que por sua vez está conectada ao seguimento inferior. Intercalados com os discos externos, estão os discos internos, que se conectam à estrutura interna, que por sua vez está conectada ao seguimento superior, ou seja, os discos internos e externos possuem movimento relativo. O fluido MR ocupa o espaço entre os discos externos e internos. À medida que o fluido MR sofre ação de um campo magnético externo, criado pela bobina do freio MR, suas partículas começam a formar estruturas colunares paralelas às linhas de fluxo magnético, que aumentam a tensão limite de escoamento do fluido. Dessa forma, o fluido MR pode se comportar como semissólido ou um fluido newtoniano dependendo da ação do campo magnético. Com a aplicação do campo sob o fluido, há maior atrito entre o fluido e os discos, promovendo maior resistência ao movimento relativo entre os discos e, por consequência, entre as estruturas interna e externa.

O torque ativo do Joelho MR é produzido pelo conjunto motor EC e redutor harmônico combinado com o acoplamento MR. Os estatores do motor e do redutor são fixos na estrutura interna e a saída do redutor está conectada aos discos internos do acoplamento, os discos externos estão ligados à estrutura externa do atuador. O acoplamento MR tem o mesmo princípio de funcionamento do freio MR, ou seja, quando o campo magnético é ativado, a tensão limite de cisalhamento do fluido aumenta, impedindo o movimento relativo entre os discos. Dessa forma, o torque produzido pelo conjunto motor e redutor é transferido para a estrutura externa do joelho de forma controlada pelo campo magnético do acoplamento. Esta configuração do Joelho MR foi concebida para que também possa ser usado em exoesqueletos de membros inferiores e dispositivos de reabilitação do joelho, permitindo movimento ativo, movimento resistivo e movimento livre, necessários para o aumento de força ou reabilitação dos movimentos da articulação.

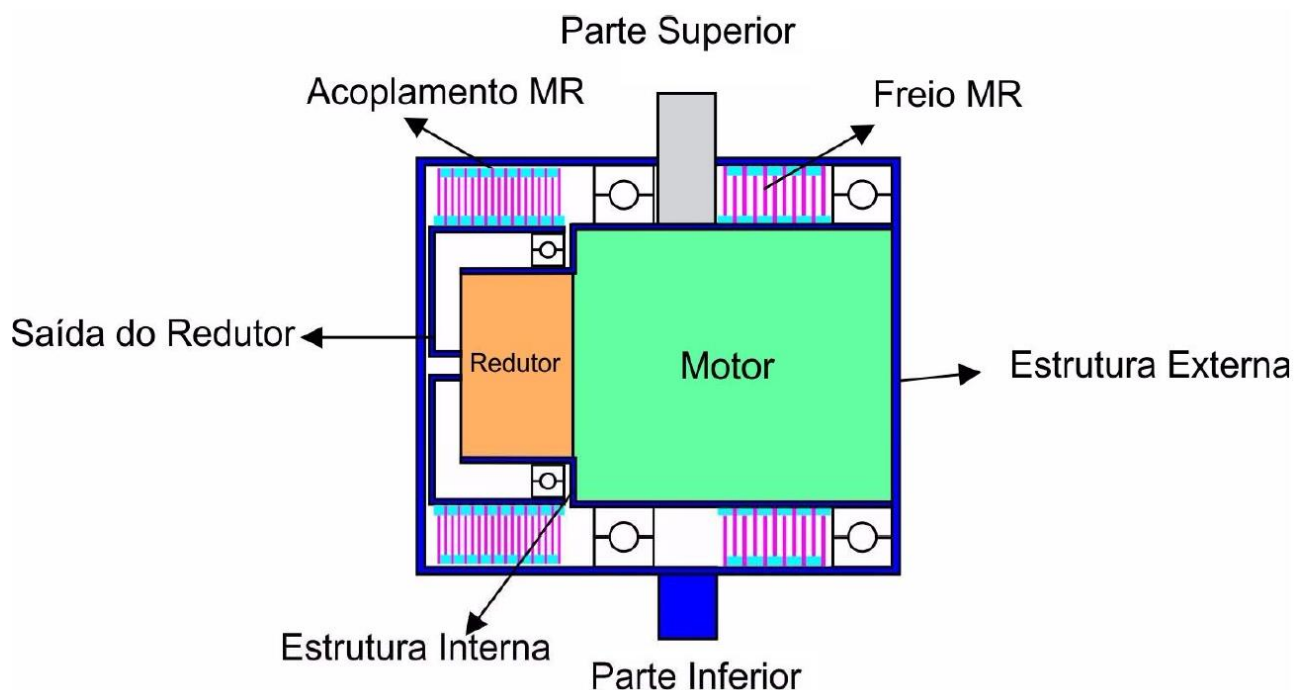


FIGURA 3.2. Desenho esquemático do funcionamento do Joelho MR.

A FIGURA 3.3 apresenta os modos de operação do Joelho MR durante a caminhada no solo. Na fase de apoio acontecem os maiores esforços no joelho a baixas velocidades, enquanto que na fase de balanço as velocidades são elevadas e os esforços moderados. O joelho exerce torque resistivo quando o pé toca o solo no início do ciclo e exerce torque ativo na fase de apoio médio, quando é necessária contração concêntrica do quadríceps para elevar o centro de gravidade do corpo e impedir que o pé contralateral, em fase de balanço, toque o solo. Na fase de balanço o joelho pode se articular livremente ao se projetar a perna para frente. Em próteses ativas esses modos de funcionamento são reproduzidos por motores elétricos, porém algumas dessas condições de operação determinam um elevado consumo de energia (MA et al., 2017). No modo de operação proposto para o Joelho MR, o motor, responsável pelo maior consumo de energia, é usado apenas no momento em que o torque ativo é necessário (modo de operação II), que acontece entre 15% e 50% do ciclo da marcha, necessário para elevar o centro de gravidade do corpo. Quando exigido torque resistivo, apenas o freio MR é utilizado (modo de operação I), diferente de Chen e Liao (2010) e Guo e Liao (2012), em que também é necessário bloquear o giro do motor, provocando maior gasto energético. O acionamento reverso do moto-redutor é limitado pela sua inércia. O acoplamento MR é usado para desacoplar a estrutura externa da saída do moto-redutor permitindo o movimento da articulação do joelho. Assim, nos casos em que não é necessário torque ativo ou passivo, por exemplo, na fase de balanço da perna, motor, acoplamento e freio não são ativados e o joelho gira livremente (modo de operação III), permitindo maior economia de energia e maior

velocidade angular da articulação da prótese. Esta característica não ocorre em outros atuadores de joelho, nos quais é necessário usar motores ou atuadores hidráulicos ou pneumáticos para executar o movimento de forma correta (CESTARI et al., 2015; GOFFER et al., 2013; JAFARI et al., 2013; SUP et al., 2009; MARTINEZ-VILLALPANDO; HERR 2009; MARTINEZ-VILLALPANDO et al., 2008; SUP et al., 2008; Power Knee, Össur). Esta configuração foi concebida para apresentar menor consumo de energia durante a caminhada normal, permitindo que o usuário tenha maior mobilidade, mas também que seja permitido realizar atividades que as próteses passivas ou semiativas não podem auxiliar, tais como subir escadas, rampas e levantar.

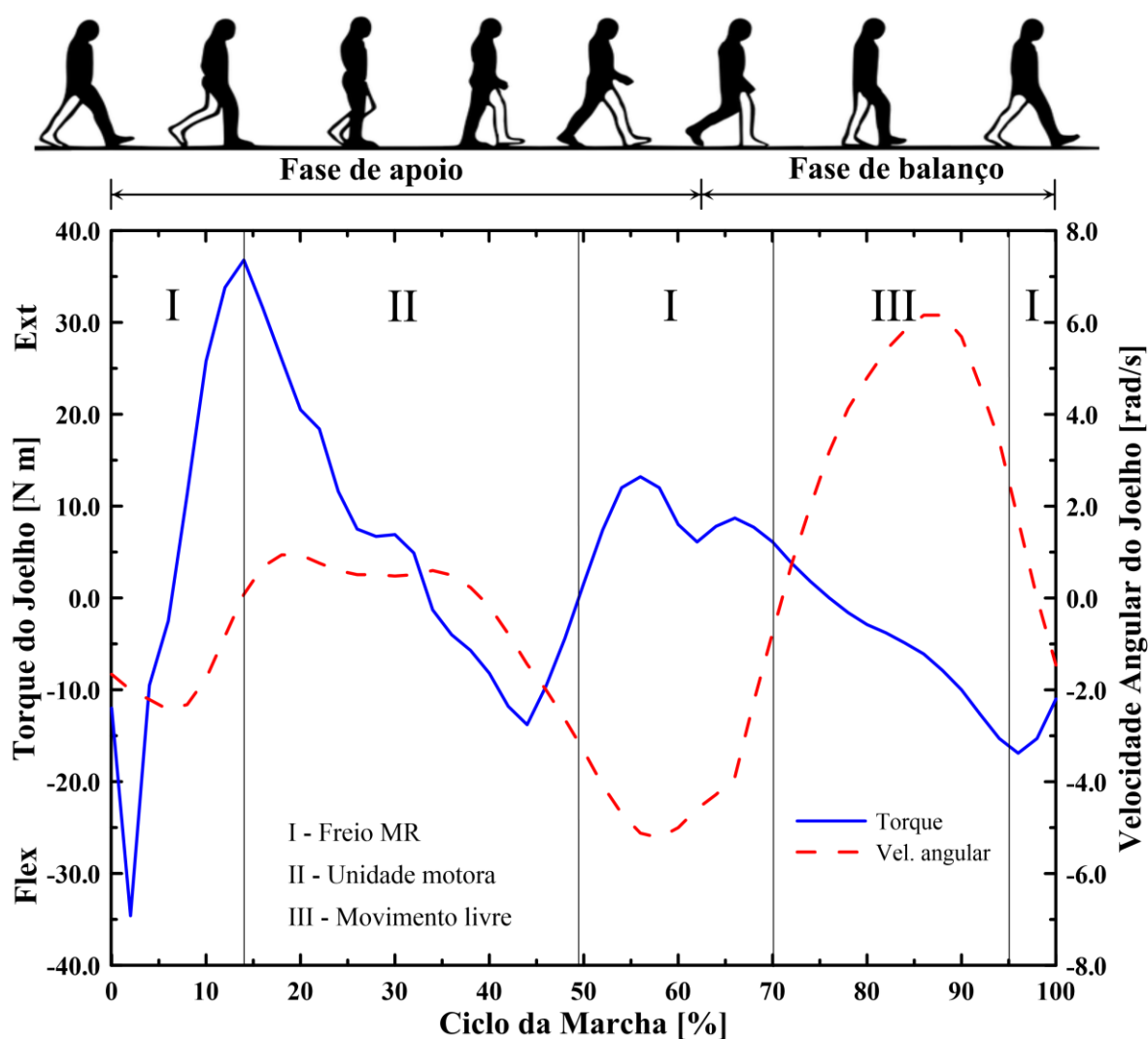


FIGURA 3.3. Modos de operação do Joelho MR durante a caminhada. Os valores de torque e velocidade angular foram retirados de Kapti e Yucenur (2006).

O sistema ainda possui outros dois modos de operação indicados no QUADRO 3.1. Nos casos em que o torque passivo exigido seja maior do que a capacidade do freio MR, como no

caso de descer escadas e rampas, o acoplamento MR pode funcionar como freio, ao se bloquear o giro do motor. Nesse caso, o torque passivo total resistido é a soma dos torques máximos no conjunto motor e no freio MR. O Joelho MR também pode operar como prótese semi-ativa, como a Rheo Knee (Össur), no caso de a bateria do sistema estar com baixa carga, por exemplo. Nesse modo de operação o conjunto motor não atua nos momentos em que torque ativo é necessário, o freio MR é o responsável por estabilizar o movimento como acontece em próteses semi-ativas.

QUADRO 3.1. Modos de operação do Joelho MR.

Modo de operação	Freio MR	Acoplamento MR	Motor
Torque resistivo	<i>on</i>	<i>off</i>	<i>off</i>
Movimento ativo	<i>off</i>	<i>on</i>	<i>on</i>
Movimento livre	<i>off</i>	<i>off</i>	<i>off</i>
Torque resistivo elevado	<i>on</i>	<i>on</i>	Giro bloqueado
Modo semi-ativo	<i>on</i>	<i>off</i>	<i>off</i>

É importante destacar ainda que o joelho humano apresenta configuração de movimento policêntrico, com movimento de rotação e translação entre a tíbia e o fêmur, ou seja, o centro instantâneo de rotação do movimento é variado. Diaz et al. (2014) reportam os benefícios de uma configuração de movimento policêntrica: maior estabilidade na fase de apoio da marcha e menor necessidade de flexão da perna durante a fase de balanço. Apesar das vantagens apresentadas, várias próteses bem conceituadas no mercado (C-Leg (Ottobock), Power Knee e Rheo Knee (Össur)), exoqueletos (BOGUE, 2009; GOMES et al. 2009; QUINTERO et al., 2011; KONG et al., 2012; GOFFER et al., 2013; JAFARI et al., 2013; BOGUE, 2015; CESTARI et al., 2015) e dispositivos de reabilitação (SANTOS; SIQUEIRA, 2014; DONG et al., 2005, 2006) apresentam configuração de movimento do joelho monocêntrica; a compensação é feita pelo sistema de controle dos dispositivos.

3.2 Prototipagem digital do Joelho MR

A prototipagem digital é uma abordagem eficiente para o desenvolvimento de dispositivos, permitindo o dimensionamento, visualização e simulação das partes do componente mecatrônico antes de sua fabricação. Ao longo dos anos, a prototipagem digital foi aplicada com

sucesso em engenharia e manufatura, permitindo explorar virtualmente um produto completo antes de ser construído (THURFJELL et al., 2002; SOYGUDER; ALLI, 2007; WANG, 2011).

Esta etapa do projeto visa elaborar e testar o protótipo digital do Joelho MR como uma forma de validação do dimensionamento básico antes de sua fabricação. De forma geral, o desenvolvimento desta fase segue as seguintes etapas: determinação das características do dispositivo, dimensionamento básico, análises do fluxo magnético, análise estrutural, análise térmica e elaboração do protótipo digital.

3.2.1 Dimensionamento básico

A fase de dimensionamento básico estabelece as características principais do Joelho MR, tais como as dimensões principais, massa, configuração, o torque ativo e passivo e outros. Essas características são estabelecidas com base na revisão bibliográfica. Carlson et al. (2001), Kawamoto e Sankai (2002), Takesue et al. (2003), Kapti e Yucenur (2006), Grunwald e Olabi (2008), Martinez-Villalpando e Herr (2009), Chen e Liao (2010), Gudmundsson et al. (2010), Guo e Liao (2012), Rossa et al. (2014) e outros, reportam dados importantes que são usados como parâmetros no desenvolvimento do projeto. O levantamento de informações mais específicas sobre as necessidades e dificuldades dos deficientes foi feita com o apoio de especialistas em reabilitação de pacientes e amputados transfemorais do Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo (CREFES).

3.2.1.1 Massa e momento de inércia da perna saudável

Como o Joelho MR vai ser usado em próteses transfemorais, é importante que o dispositivo tenha um peso adequado para que a prótese reproduza as características do membro amputado. Com base no valor médio da massa e do momento de inércia da perna de uma pessoa saudável, pode-se ter uma estimativa do peso da prótese e da localização do seu centro de massa e definir o peso máximo do Joelho MR.

O momento de inércia da perna desempenha papel importante na marcha humana, principalmente na fase de balanço da perna (WADA et al, 2009). Este trabalho considera que a prótese final deve ter o peso e o momento de inércia de uma perna saudável. Para isso é calculado o momento de inércia de uma pessoa de peso médio em torno do joelho, com base nos dados reportados pelo IBGE.

O método usado para calcular o momento de inércia da perna e pé em torno do joelho é baseado no modelo de Whitsett (1963). O autor considera a parte da perna abaixo do joelho como um tronco de cone, e o pé como um paralelepípedo retangular. A FIGURA 3.4 ilustra o modelo.

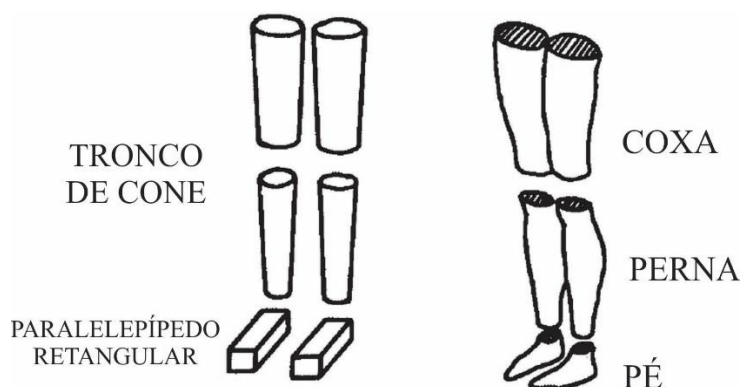


FIGURA 3.4. A coxa e a perna são modeladas como um tronco de cone, enquanto o pé é considerado como sendo um paralelepípedo retangular. (WHITSETT, 1963).

O sistema de coordenadas usado é definido na FIGURA 3.5, a fim de se obter o eixo em que o momento de inércia será calculado.

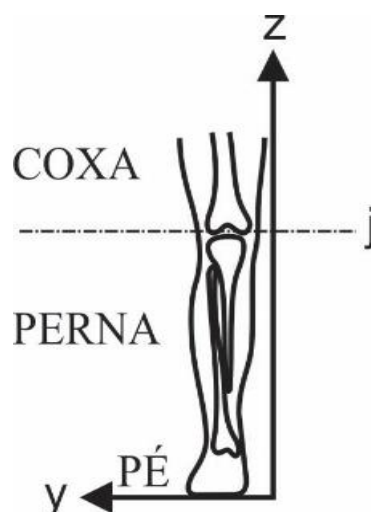


FIGURA 3.5. Vista frontal da perna direita. O momento de inércia da perna e do pé é calculado em torno do eixo paralelo à y e que passa pela bisseção do joelho (eixo j). (WHITSETT, 1963).

O cálculo do momento de inércia do pé utiliza a equação do momento de inércia de massa de um paralelepípedo retangular (BEER et al., 1997). Utilizando o teorema de eixos paralelos, pode-se calcular o momento de inércia desse sólido em torno do eixo j.

A equação do momento de inércia da perna foi desenvolvida em forma paramétrica por Whitsett (1963). O momento de inércia da perna em torno do joelho é dado pela EQ. (3.1).

$$I_{Yperna} = m \left[A \left(\frac{m}{\rho l} \right) + Cl^2 \right] \quad (3.1)$$

O momento de inércia do pé em torno do joelho é dado pela EQ. (3.2).

$$I_{Ypé} = I_{YCG} + md^2 \quad (3.2)$$

em que:

$$I_{YCG} = \frac{1}{12} m(c^2 + l^2) \quad (3.3)$$

$$A = \frac{9}{20\pi} \left(\frac{1 + \mu + \mu^2 + \mu^3 + \mu^4}{\sigma^2} \right) \quad (3.4)$$

$$B = \frac{3}{80} \left(\frac{1 + 4\mu + 10\mu^2 + 4\mu^3 + \mu^4}{\sigma^2} \right) \quad (3.5)$$

$$C = \frac{1}{10} \left(\frac{1 + 3\mu + 6\mu^2}{\sigma} \right) \quad (3.6)$$

$$\mu = \frac{4\eta - 1}{1 - 2\eta + \sqrt{-12\eta^2 + 12\eta - 2}} \quad (3.7)$$

$$\sigma = 1 + \mu + \mu^2 \quad (3.8)$$

em que m é a massa do segmento em kg, ρ é a densidade do segmento em kg/m³, l é o comprimento do segmento em m, c é a altura do peito do pé em m, d é a distância entre o centro de massa do pé e o eixo de rotação do joelho em m, η é a razão entre a localização do centroide da perna e o seu comprimento.

No cálculo do momento de inércia do paralelepípedo, o comprimento usado c é definido por Hertzberg et al. (1954), como sendo a distância entre o calcanhar e a parte mais larga do pé. A TABELA 3.1 mostra o peso médio de cada segmento em porcentagem do peso corporal (PLAGENHOEF et al, 1983).

TABELA 3.1. Peso médio dos seguimentos dos membros inferiores (PLAGENHOEF et al., 1983).

	Homens	Mulheres	Média
Comprimento do segmento (% da altura)			
Perna	24,70%	25,70%	25,20%
Pé	4,25%	4,25%	4,25%
Centro de massa (% do comprimento)			
Perna	43,40%	41,90%	42,65%
Pé	50,00%	50,00%	50,00%
Massa (% do peso)			
Perna	4,75%	5,35%	5,05%
Pé	1,43%	1,33%	1,38%

O IBGE fornece dados de altura e peso médios da população brasileira, descritos na TABELA 3.2.

TABELA 3.2. Altura e Peso Médios da População Brasileira (IBGE, 2009).

	Homens	Mulheres	Média
Altura	1,70	1,59	1,65
Peso	70,69	60,87	67,2

A partir dos dados fornecidos pelo IBGE sobre altura e peso, pode-se calcular a massa e o centro de massa de uma pessoa brasileira de peso e altura médios. Os resultados estão contidos na TABELA 3.3.

TABELA 3.3. Resultados dos cálculos para massa, centro de massa e comprimento da perna e do pé da população brasileira.

	Homens	Mulheres	Média
Comprimento do segmento (em m)			
Perna	0,4209	0,4077	0,4145
Pé	0,0724	0,0674	0,0699
Centro de massa (em m)			
Perna	0,1827	0,1708	0,1768
Pé	0,0362	0,0337	0,0350
Massa (em kg)			
Perna	3,3578	3,256545	3,3936
Pé	1,0109	0,809571	0,9274

Utilizando os dados apresentados juntamente com a razão do centro de massa dado por Plagenhoef et al. (1983), pode-se calcular o momento de inércia da perna e do pé. Os resultados são apresentados na TABELA 3.4.

TABELA 3.4. Resultados dos cálculos dos momentos de inércia da perna e do pé em relação ao joelho.

Segmento	Momento de inércia kg.m^2 em relação ao joelho (kg.m^2)
Anteperna	0,1543
Pé	0,1907
Total	0,3450

3.2.1.2 Peso máximo do Joelho MR

O objetivo dos cálculos é o de aproximar os valores da massa e momento de inércia da prótese aos dados da perna saudável. Como o joelho possui centro de massa no ponto de articulação, o atuador tem concentração de massa nesse ponto. Logo, há tendência de a prótese ter momento de inércia em torno da articulação do joelho menor que o da perna saudável. Para minimizar esse problema a massa do joelho deve ser tal que permita que o conjunto de todos os componentes da prótese tenham massa e momento de inércia similares ao de uma pessoa saudável.

O cálculo do peso máximo do joelho considera uma variação máxima de 10% da massa e do momento de inércia, valores compatíveis com os dados reportados por Dempster (1955). De acordo com a posição (FIGURA 3.6) e peso estimado dos componentes da prótese,

apresentados no QUADRO 3.2, a maior massa do Joelho MR, para que a prótese transfemural reproduza a massa e o momento de inércia de uma perna saudável, é de até 2,25 kg.

QUADRO 3.2. Massa e momento de inércia dos componentes da prótese.

Item	Massa (kg)	I (kg.m ²)
Joelho	2,25	0,00405
Pé	1,10	0,18368548
Tubo	0,30	0,008910525
Bateria	0,50	0,018786627
Driver	0,10	0,001609567
Controle	0,10	0,004470208
Capa do pé	0,40	0,093358672
Total	4,75	0,314871079

A FIGURA 3.6 mostra um esquema da disposição dos componentes da prótese a fim de se obter o valor do momento de inércia total do QUADRO 3.2. .

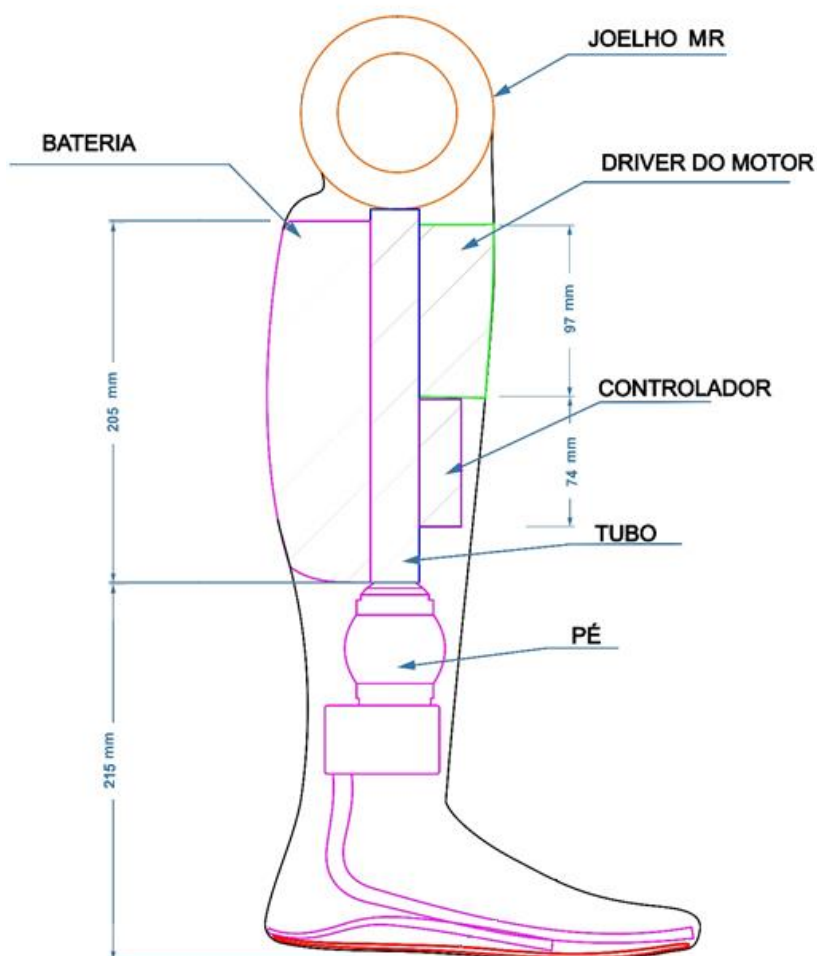


FIGURA 3.6. Posição dos elementos da prótese.

É importante destacar que, apesar de o momento de inércia da perna desempenhar papel importante na marcha humana, principalmente na fase de balanço da perna (WADA et al., 2009), outros autores não utilizam esta metodologia no projeto de próteses transfemurais (INOUE et al., 2013; LAWSON et al., 2013; UNAL et al., 2010; SUP et al., 2009; MARTINEZ-VILLALPANDO; HERR, 2009).

3.2.1.3 Especificação do motor e redutor harmônico

O motor e o redutor selecionados devem atender aos requisitos de potência, torque e velocidade angular do projeto, ao mesmo tempo devem ser compactos e leves para que as dimensões e peso fiquem dentro da estimativa levantada anteriormente. O Joelho MR deve reproduzir a marcha humana de uma pessoa normal e auxiliar em atividades de maior solicitação de torque, como levantar de uma cadeira, subir e descer escadas e caminhar em superfícies inclinadas.

Com base nos dados reportados na literatura são estimados os torques e velocidades angulares que o Joelho MR vai estar submetido durante a operação. É importante destacar que os valores obtidos nos ciclos de caminhada podem variar de acordo com o procedimento experimental utilizado e também de acordo com as pessoas que se submeteram ao experimento. Geralmente, os testes são realizados utilizando um número determinado de pessoas, com o resultado sendo um valor médio dos experimentos individuais (KOWALK et al., 1996; RIENER et al., 2002; KAPTI; YUCENUR, 2006).

Em uma caminhada normal, a potência máxima gerada no joelho de uma pessoa com peso médio é em torno de 70,0 W. Nessas condições o torque máximo desenvolvido no joelho é em torno de 35,0 N m e a velocidade máxima, aproximadamente 6,1 rad/s (MARTINEZ-VILLALPANDO; HERR, 2009; SUP et al., 2007; MARTINEZ-VILLALPANDO et al., 2008; KAPTI; YUCENUR, 2006; RIENER et al., 2002)

Protopapadaki et al. (2007) fazem uma comparação interessante entre os estudos reportados na literatura do torque desenvolvido no joelho de pessoas saudáveis durante o movimento de subir e descer escadas. Os autores indicam que o torque desenvolvido no joelho durante o movimento depende das dimensões dos degraus da escada. Encontram torque médio de 40,6 N m necessário para subir escadas. Por outro lado, segundo Reid et al. (2007), Riener et al. (2002), Kowalk et al. (1996) e outros, o torque desenvolvido no joelho de pessoas saudáveis de

peso médio ao subir escadas varia entre 40,0 N m e 75,0 N m. Esses valores podem ser reduzidos no caso de utilização de apoios ou corrimãos.

O caso mais crítico acontece ao sentar e levantar, nessas condições o pico de torque no joelho pode variar entre 35 N m e 130 N m (YOSHIOKA et al., 2007; SCHULTZ et al., 1992). Wolf et al. (2013) reportam que, durante o movimento de sentar e levantar da cadeira, normalmente os deficientes inclinam o corpo para o lado da perna sã, isso reduz o torque necessário na prótese, porém gera assimetria no movimento e desconforto. A potência para uma pessoa de peso médio levantar de uma cadeira é de $85,2 \text{ W} \pm 18,9 \text{ W}$ (WOLF et al., 2013).

O procedimento adotado para a escolha do motor foi obter as curvas de torque em relação à velocidade angular nos ciclos da marcha humana para andar, subir escadas e levantar da cadeira e compará-las com as curvas de potência e torque dos motores disponíveis no mercado, levando em consideração a razão de transmissão do redutor.

Com base nos dados levantados na literatura, o motor escolhido para acionar o Joelho MR foi o EC 60 flat 68 mm, *brushless*, 100 watts da Maxon Motors; compatível com as características pesquisadas. As capacidades desse motor são suficientes para andar, subir rampas, escadas (com moderação) e auxiliar o usuário a levantar da cadeira.

Uma vez que o motor está especificado, os dados abaixo são usados para especificar a relação de transmissão necessária para o redutor:

- Velocidade angular máxima de saída: em torno de 6,2 rad/s ou 60 rpm (KAPTI; YUCENUR 2006; GENG et al., 2010; GENG et al., 2012);
- Torque máximo exigido no caminhar normal: 35,0 N m (MARTINEZ-VILLALPANDO; HUGH HERR 2009; SUP et al. 2007; KAPTI; YUCENUR 2006);
- Torque ativo máximo desejado: 55,0 N m. (REID et al., 2007; RIENER et al., 2002; KOWALK et al., 1996).

Com base nestes dados reportados e no catálogo do motor especificado, o conjunto motor e redutor vai operar nos seguintes limites de torque e velocidade angular: 10,0 N m a 60,0 rpm; 55,0 N m a 22,0 rpm. Como a velocidade máxima do motor é de 6.000 rpm, a máxima redução a ser utilizada é de 100:1.

Considerando as informações contidas nos catálogos do fabricante Harmonic Drive AG, optou-se pelo modelo mais leve e compacto que atenda os requisitos de velocidade, torque máximo de saída e torque médio. O modelo escolhido foi o CSG-14-100-2a da Harmonic Drive AG.

3.2.2 Dimensionamento do acoplamento MR e do freio MR

Como descrito anteriormente, acoplamento e freio MR possuem configuração multidiscos. Estes conjuntos são montados em uma unidade modular, apresentada na FIGURA 3.7, facilitando a montagem e desmontagem durante a fase de pesquisa. Os discos laterais e os discos internos são fixos no núcleo de ferro, os discos externos são fixos na cobertura de alumínio. O freio MR visa restringir o movimento entre carcaça externa e interna, fornecendo torque resistivo. Neste caso o núcleo de ferro está ligado à estrutura interna, enquanto a cobertura de alumínio está conectada à estrutura externa do Joelho MR. Por outro lado o acoplamento MR visa transmitir o torque da saída do redutor harmônico à carcaça externa do atuador. Neste caso o núcleo de ferro está ligado à saída do redutor harmônico e a cobertura de alumínio está conectada à estrutura externa.

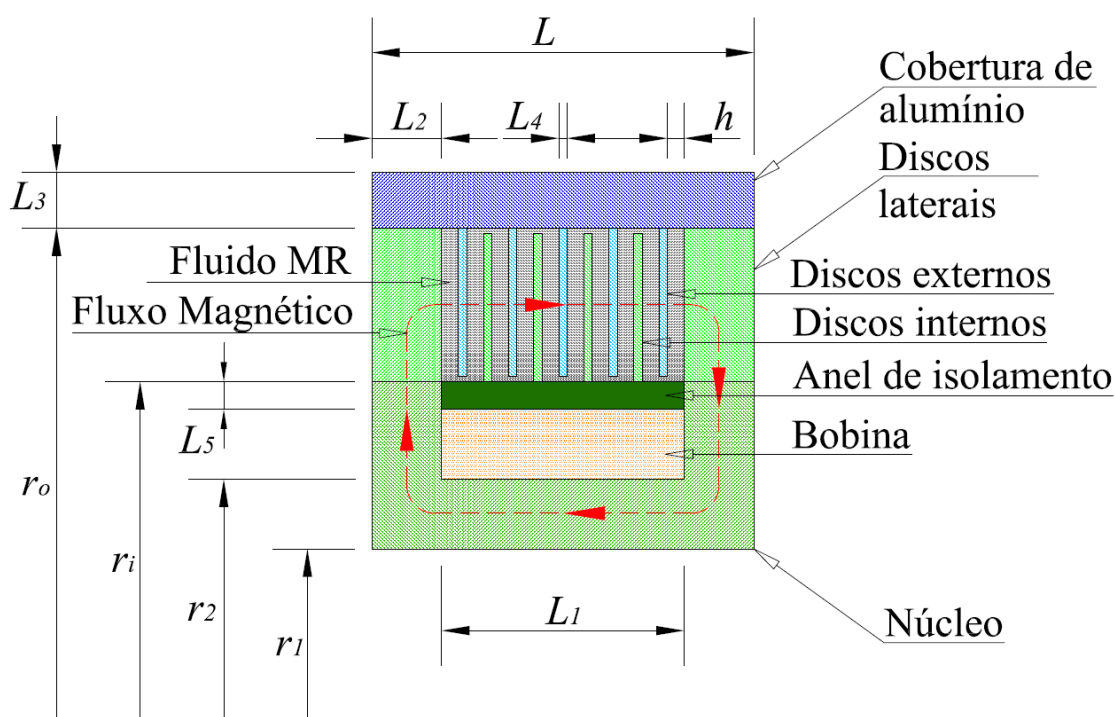


FIGURA 3.7. Configuração do acoplamento/freio MR. L é a largura do acoplamento/freio MR, L_1 é a largura da bobina, L_2 é a espessura dos discos laterais, L_3 é a espessura da cobertura de alumínio, L_4 é a espessura dos discos de externos e internos, L_5 é a espessura do anel de isolamento da bobina, h é a espessura do gap, r_1 é o raio do furo do núcleo de ferro, r_2 é o raio interno inferior do núcleo de ferro, r_i é o raio interno dos discos, r_o é o raio externo dos discos.

O torque desenvolvido pelo acoplamento/freio MR é o critério mais importante no dimensionamento. O freio deve ser capaz de reproduzir o torque de frenagem na caminhada

normal, 35.0 N m (MARTINEZ-VILLALPANDO; HUGH HERR 2009; SUP et al. 2007; KAPTI; YUCENUR 2006), enquanto o acoplamento deve ser capaz de transmitir todo o toque produzido pelo conjunto motor-redutor, estimado em 55.0 N m. Além disso o conjunto deve ser capaz de produzir torque resistivo suficiente para uma pessoa descer escadas, caso em que é necessário mais torque resistivo. O torque resistivo necessário para uma pessoa de peso médio descer escadas é entre 80,0 N m e 90,0 N m (RIENER et al., 2002; KOWALK et al., 1996). Como o acoplamento MR pode atuar também como freio, o conjunto proposto de 35,0 N m para o freio e 55,0 N m para o acoplamento é capaz de produzir torque resistivo de até 90,0 N m, suficiente para atender o caso mais crítico de descer escadas (RIENER et al., 2002, KOWALK et al., 1996).

O torque na saída do freio e do acoplamento segue o equacionamento de um fluido escoando entre discos com movimento angular relativo (GUO; LIAO, 2012), EQ.(3.9).

$$T = \int_A \tau_{MR} r_D dA \quad (3.9)$$

onde τ_{MR} é a tensão de escoamento do fluido MR, r_D é considerado o raio do disco e A é a área efetiva de contato entre os discos e o fluido.

O fluido MR se comporta como um fluido plástico ideal ou plástico de Bingham quando está sob efeito de um campo magnético (WANG et al., 2013, WANG; HOU, 2013). Nessas condições, a tensão de cisalhamento total do fluido MR nesse estado pode ser descrita pela EQ.(3.10):

$$\tau_{MR} = \tau_y + \mu_{MR} \dot{\gamma} \quad (3.10)$$

onde τ_y é a tensão limite de cisalhamento do fluido que varia em função do campo magnético aplicado, μ_{MR} é a viscosidade dinâmica do fluido MR e $\dot{\gamma}$ representa a taxa de cisalhamento do escoamento.

A taxa de cisalhamento é calculada como indicado na EQ.(3.11):

$$\dot{\gamma} = \frac{\omega r_D}{h} \quad (3.11)$$

onde ω é a velocidade angular dos discos e h é a altura dos gaps, que são preenchidos com fluido. A área total de contato entre os discos pode ser descrita como na EQ.(3.12):

$$A = N2\pi \int_{r_i}^{r_o} r_D dr_D \quad (3.12)$$

Sendo N o número total de gaps, r_i e r_o são os raios internos e externos dos discos, respectivamente. A equação do torque (EQ.(3.13)) pode então ser reescrita como:

$$T = 2N\pi \int_{r_i}^{r_o} \left(\tau_y + \mu_{MR} \frac{\omega r_D}{h} \right) r_D (r_D dr_D) \quad (3.13)$$

Integrando, tem-se a EQ.(3.14):

$$T = 2N\pi \left[\frac{\tau_y}{3} (r_o^3 - r_i^3) + \frac{\omega \mu_{MR}}{4h} (r_o^4 - r_i^4) \right] \quad (3.14)$$

Este equacionamento é usado por outros autores para desenvolvimento de embreagens e freios MR (WANG; HOU, 2013; GUO; LIAO, 2012; GUDMUNDSSON et al., 2010; CHEN; LIAO, 2010; AHMADKHANLOU et al., 2007).

No intuito de assegurar o correto funcionamento do atuador, é importante determinar as dimensões da bobina que vai garantir o campo magnético necessário para ativação do fluido MR. O termo campo magnético pode se referir tanto ao campo B quanto ao H . O primeiro é a densidade de fluxo magnético e é medido em tesla enquanto o segundo refere-se à força do campo magnético e tem como unidade amperes por metro. Apesar de distintos, se relacionam através da permeabilidade magnética como indicado na EQ.(3.15).

$$\mu = \frac{B}{H} \quad (3.15)$$

onde μ é a permeabilidade magnética, geralmente adimensionalizada na forma de permeabilidade relativa através da relação apresentada na EQ.(3.16):

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0} \quad (3.16)$$

onde μ_0 é a permeabilidade magnética do vácuo. Vale ressaltar que a relação entre os campos B e H não é linear e sofre o efeito da histerese magnética dos materiais. Tal comportamento é comumente representado nas curvas B-H que caracterizam as propriedades magnéticas de um determinado material.

É fundamental para o correto funcionamento do freio e acoplamento que a densidade de fluxo magnético na área do fluido seja suficiente para que se atinja a tensão de escoamento determinada em projeto. Para tanto, faz-se necessário avaliar os elementos que envolvem o circuito magnético desses componentes.

As bobinas podem ser construídas na forma toroidal ou na forma de solenoides. O seu núcleo pode ser a ar, enroladas em material não magnético ou com núcleo de material ferromagnético, como o aço, ferro-cobalto e o ferro-silício, comumente utilizado em transformadores. O modelo utilizado no freio MR e no acoplamento MR é o com núcleo de material ferromagnético, por aumentar a densidade de fluxo magnético. O material escolhido para o núcleo é a Aço SAE 1020. As bobinas são construídas em forma solenoide e em múltiplas camadas, por permitir uma forma mais compacta.

Para que seja possível calcular o número de voltas da bobina, primeiramente é necessário que se determine o circuito magnético equivalente por onde passa o campo magnético (WANG et al., 2013; WANG; HOU, 2013; GUO; LIAO, 2012; CHEN; LIAO, 2010). A FIGURA 3.7 mostra, em vermelho, o “caminho” percorrido pelo campo. A construção é feita de modo a prevenir vazamentos de fluxo, cercando as áreas com materiais de baixa permeabilidade, e para garantir que o campo seja perpendicular aos discos, condição necessária para promover a máxima tensão resistida pelo fluido (GUO; LIAO, 2012). As relutâncias determinadas são as do fluido, dos discos e do núcleo de aço. A equação para determinar as relutâncias é apresentada na EQ.(3.17).

$$R_i = \frac{l_i}{\mu_i A_i} \quad (3.17)$$

onde a relutância do componente é representada por R_i , l_i é o comprimento do componente do circuito magnético, μ_i é a permeabilidade magnética e a área da seção transversal do componente é A_i .

Como o circuito magnético é formado por um conjunto de elementos em série, o fluxo magnético é uniforme em todo o circuito (WANG; HOU, 2013). Como o valor desejado para a densidade de fluxo magnético na área que do fluido MR (B_{MR}) é um parâmetro de projeto, pode-se descrever o fluxo em função desses dois parâmetros EQ.(3.18).

$$\phi = \pi(r_o^2 - r_i^2)B_{MR} \quad (3.18)$$

onde r_o é o raio externo do disco e r_i o raio interno. De modo análogo, o fluxo magnético de determinado circuito também pode ser descrito em função do número de voltas da bobina (N_b) (WANG; HOU, 2013), da corrente (I) e da relutância equivalente do circuito (R_{eq}) conforme EQ.(3.19).

$$\phi = \frac{N_b I}{R_{eq}} \quad (3.19)$$

É importante destacar que todas as equações utilizadas no cálculo do número de voltas da bobina só são validas desde que não ocorra saturação em nenhum dos elementos do circuito magnético.

3.2.3 Otimização do dimensionamento do acoplamento MR e do freio MR

O torque produzido pelo acoplamento/freio MR depende de diferentes grupos de variáveis: variáveis dimensionais, propriedades do fluido MR e dos demais materiais, variáveis elétricas da bobina e outras. Encontrar um resultado por tentativa e erro simplesmente manipulando as equações que regem o problema, como é feito em outros trabalhos presentes na literatura (WANG; HOU, 2013; GUO; LIAO, 2012; CHEN; LIAO, 2010; AHMADKHANDLOU et al., 2007), torna-se um trabalho de pouca eficiência e de grande esforço. Para contornar essa dificuldade, alguns autores procuram estabelecer essas variáveis através de diferentes métodos de otimização, visando à redução de peso, consumo de energia, e outros fatores (MA et al., 2017; NGUYEN et al., 2015; NGUYEN; CHOI, 2010). Neste trabalho, o dimensionamento do acoplamento/freio MR foi otimizado usando um algoritmo PSO, semelhante ao feito por Gao et al. (2017), para chegar a uma combinação de peso e consumo de energia adequados para utilização proposta.

É construído um modelo parametrizado que inclui variáveis de projeto, parâmetros constantes e variáveis dependentes. O método consiste em eleger iterativamente possíveis valores para as variáveis de projeto do sistema que satisfaçam o critério de torque (55.0 N m para o acoplamento MR e 35 N m para o freio MR) e selecionar aquelas que reduzam o peso e o consumo de energia desses subsistemas. Para aumentar a facilidade de fabricação, padronização e intercambiabilidade dos componentes, acoplamento e freio MR têm as mesmas dimensões, com

exceção do número de gaps (N) e número de espiras da bobina (N_t). São consideradas cinco variáveis de projeto: o raio externo dos discos (r_o), o raio da base do núcleo da bobina (r_2), o número de gaps (N), a densidade de fluxo magnético na região do fluido MR (B_{MR}) e a corrente na bobina (I). Por restrições dimensionais do atuador, as variáveis de projeto estão sujeitas aos valores limites indicados no QUADRO 3.3. Os parâmetros constantes usados no projeto são indicados no QUADRO 3.4.

QUADRO 3.3. Variáveis de projeto e restrições.

Variável	Valor Máx.
r_o [mm]	55
r_2 [mm]	39
N [gaps]	24
B_{MR} [T]	0.7
I [A]	2.5

QUADRO 3.4. Parâmetros constantes.

Variável	Valor [mm]
Diâmetro interno do núcleo (r_1)	36,5
Diâmetro interno dos discos (r_i)	48,5
Espessura da cobertura de alumínio (L_3)	2
Espessura dos discos (L_4)	0,3
Espes. anel de isolam. núcleo (L_5)	2
Altura do gap (h)	0,15
Diâmetro do fio da bobina (d_f)	0,48

As variáveis que dependem das variáveis de projeto e dos parâmetros constantes são: o torque desenvolvido pelo acoplamento/freio MR (EQ.(3.14)), a largura (L), a espessura dos discos laterais (L_2), o número de voltas das bobinas (N_b), a densidade de fluxo magnético na parte inferior do núcleo de ferro (B_{nf}), a tensão limite de cisalhamento do fluido MR (τ_y), a permeabilidade magnética relativa do fluido MR (μ_{MR}), a potência da bobina para o acoplamento/freio MR atingir o torque de projeto (P) e a massa total do conjunto (M).

A largura (L) do acoplamento/freio MR é calculada como indicado na EQ.(3.20).

$$L = L_1 + 2L_2 = Nh + (N-1)L_4 + 2L_2 \quad (3.20)$$

Para que não haja saturação do campo magnético nos discos laterais e na lateral do núcleo de ferro, L_2 deve ter a mesma espessura da base do núcleo de ferro, ou seja, $L_2 = r_2 - r_1$. Devido à característica construtiva do núcleo, L_2 é restrito aqui a um valor mínimo de 2,5mm. O número de voltas da bobina é calculado resolvendo as Eqs.(3.17), (3.18) e (3.19) para N_b .

$$N_b = \sum \frac{l_i}{\mu_i A_i} \frac{\pi(r_o^2 - r_i^2) B_{MR}}{I} \quad (3.21)$$

Na fabricação da bobina foi usado o fio AWG 25, cuja corrente admissível máxima é 2,5 A. O número de voltas da bobina está restrito à área da seção transversal máxima da bobina dada por:

$$N_b \leq \frac{[(r_i - L_5) - r_2] L_1}{A_f} \quad (3.22)$$

em que A_f é a área da seção transversal do fio da bobina. A EQ. (3.21) só pode ser usada se não acontecer saturação magnética em nenhum elemento do circuito. A base do núcleo da bobina normalmente apresenta as maiores densidades de fluxo magnético (B_{nf}) (MA et al., 2017). Foi usado um aço de baixo carbono (SEA 1020) no núcleo e nos discos do acoplamento e freio MR, que apresenta saturação magnética em 2.1T. Para que não ocorra saturação magnética neste elemento B_{nf} foi limitado a 1.5 T.

$$B_{nf} = \frac{\phi}{\pi(r_2^2 - r_1^2)} \quad (3.23)$$

O primeiro termo do lado direito da EQ. (3.14) é o torque induzido pelo campo magnético, onde τ_y é afetado pela densidade do campo magnético na região do fluido MR (B_{MR}). Na ausência de campo magnético o torque de saída é dado apenas pelo segundo termo do lado direito da EQ. (3.14), denominado torque off-state (T_{off}) (GUDMUNDSSON et al., 2010), limitado a 0.5 N m em cada conjunto para que não haja restrição do movimento livre. No dimensionamento são usadas as propriedades do fluido MR comercial MRF 140-DG, fornecido pela Lord Corporation. A variação de τ_y em função de B_{MR} é ajustada para um polinômio de grau 2.

$$\tau_y = -2680B_{MR}^2 + 64407B_{MR} - 1279 \quad (3.24)$$

O maior peso no cálculo da relutância equivalente do circuito, EQ.(3.19), é o fluido MR, devido a sua baixa permeabilidade magnética (u_{MR}) (ROSSA et al., 2014). Então, para que o número de espiras da bobina seja reduzido, a espessura do gap de fluido é restrita a $h=0.15\text{mm}$. Valores menores que esse não determinam uma redução significativa no consumo de energia ou do peso, e podem aumentar o torque off-state. A variação de u_{MR} em função de B_{MR} não é linear, principalmente na região próxima da saturação magnética. Esta variação é ajustada para um polinômio de grau 2, com base nos dados disponíveis no catálogo do fluido e indicada pela EQ. (3.25).

$$u_{MR} = 3.51\text{E-}06B_{MR}^2 - 1.270\text{E-}05B_{MR} + 1.419\text{E-}05 \quad (3.25)$$

Para reduzir as não linearidades do acoplamento/freio MR e facilitar o posterior controle de torque, a máxima densidade de fluxo magnético no fluido MR permitida no dimensionamento é de 0.7 T, nessa condição o fluido está longe da região de saturação magnética. (ROSSA et al., 2014),

O peso final do atuador MR é um importante limitante no dimensionamento, caso o atuador fique com peso muito elevado a prótese torna-se inadequada para uso. Na seção 3.2.1.2 foi calculada a massa máxima do joelho para a prótese reproduzir adequadamente a massa e o momento de inércia de uma perna saudável, 2,25kg. É importante que a massa final do joelho fique abaixo desse valor, possibilitando maior flexibilidade com o peso dos demais componentes. Logo, no dimensionamento do acoplamento e freio MR, é considerado que o Joelho MR tenha no final 2,0 kg. Como motor, redutor e demais componentes têm massa aproximada de 1,1 kg, o acoplamento e o freio MR estão limitados a 0.9 kg juntos. A massa do acoplamento/freio MR é calculada como se segue:

$$M = M_b + M_{ai} + M_{nf} + M_{sd} + M_{discos} + M_{fluido} + M_{ci} \quad (3.26)$$

Em que M_b é a massa da bobina, M_{ai} é a massa do anel de isolamento, M_{nf} é a massa do núcleo, M_{dl} é a massa dos discos laterais, M_{discos} é a massa dos discos, M_{fluido} é a massa do fluido MR e M_{ci} é a massa da cobertura de isolamento. As massas são calculadas a partir das dimensões apresentadas na FIGURA 3.7 e na densidade dos materiais utilizados.

Outro ponto importante é o consumo de energia dos componentes do atuador. A configuração proposta visa à economia de energia; usando o conjunto motor, responsável pelo maior consumo de energia, apenas nos momentos necessários. A otimização proposta neste dimensionamento tem por objetivo reduzir também o consumo de energia do acoplamento/freio MR. A corrente necessária para gerar o campo magnético na região do fluido MR produz perdas de calor por efeito Joule na bobina do freio/acoplamento MR e pode ser calculada pela EQ. (3.27).

$$P = R_b I^2 \quad (3.27)$$

onde R_b é a resistência da bobina e pode ser calculada como:

$$R_b = \pi N \bar{d}_b r_f \quad (3.28)$$

Em que d_b é o diâmetro médio da bobina e r_f é a resistência do fio por unidade de comprimento. No processo de otimização do freio e do acoplamento, o algoritmo PSO busca minimizar a função objetivo definida pela EQ. (3.29), independentemente para cada subsistema.

$$OBJ = \alpha \frac{M}{M_{\max}} + \beta \frac{P}{P_{\max}} \quad (3.29)$$

onde M e P são a massa total e a potência consumida para atingir o torque de projeto do acoplamento/freio MR, respectivamente. α e β são os fatores de peso da massa e da potência consumida na função objetivo. Como a massa é a variável dependente mais importante, os fatores de peso são definidos como $\alpha=0,7$ e $\beta=0,3$. M_{\max} é definida em 0.4 kg para o freio e 0.5 kg para o acoplamento. P_{\max} é definida como 20% da potência máxima do motor EC 60 flat, ou seja, 20 W.

O QUADRO 3.5 apresenta as variáveis de projeto, as variáveis dependentes, suas restrições e os valores obtidos após a otimização.

QUADRO 3.5. Variáveis otimizadas do acoplamento e freio MR

Variável	Restrição	Valor otimizado (freio e acoplamento MR)
T [N m]	35,0 e 55,0 (min)	35,0 e 55,4
r_o [mm]	55	54
r_2 [mm]	39	39
N [gaps]	24	14 e 20
B_{MR} [T]	0,7	0,45 e 0,50
I [A]	2,5	2,1 e 1,8
L [mm]	-	11 e 13,7
L_2 [mm]	2,5	2,5
N_b [voltas]	$\frac{L_1[(r_i - L_5) - r_2]}{A_w}$	164 e 226
B_{nf} [T]	1,7	1,4 e 1,3
τ_y [kPa]	$B_{MR} < 0,7$ T	27,3 e 30,3
u_{MR} [10E06 T.m/A]	$B_{MR} < 0,7$ T	9,3 e 8,7
T_{off} [N m]	0,5	0,30 e 0,43
R_b [ohm]	-	4,34 e 6,05
P [W]	20	19,2 e 19,6
M [kg]	0,4 and 0,5	0,37 e 0,46

Após a otimização, o acoplamento e o freio MR apresentaram relação torque/peso maiores que outros dispositivos similares presentes na literatura (MA et al., 2017; CHEN et al., 2017; CHEN; LIAO, 2010). Deve-se esta elevada relação por se usar uma bobina com núcleo de ferro oco e raios internos e externos grandes, aumentando a área de contato do fluido com os discos.

3.2.4 Desenho do Joelho MR

A FIGURA 3.8 mostra o croqui 2D do Joelho MR após sucessivos estudos para encontrar a melhor configuração dos componentes, visando à redução de peso e compactação do dispositivo.

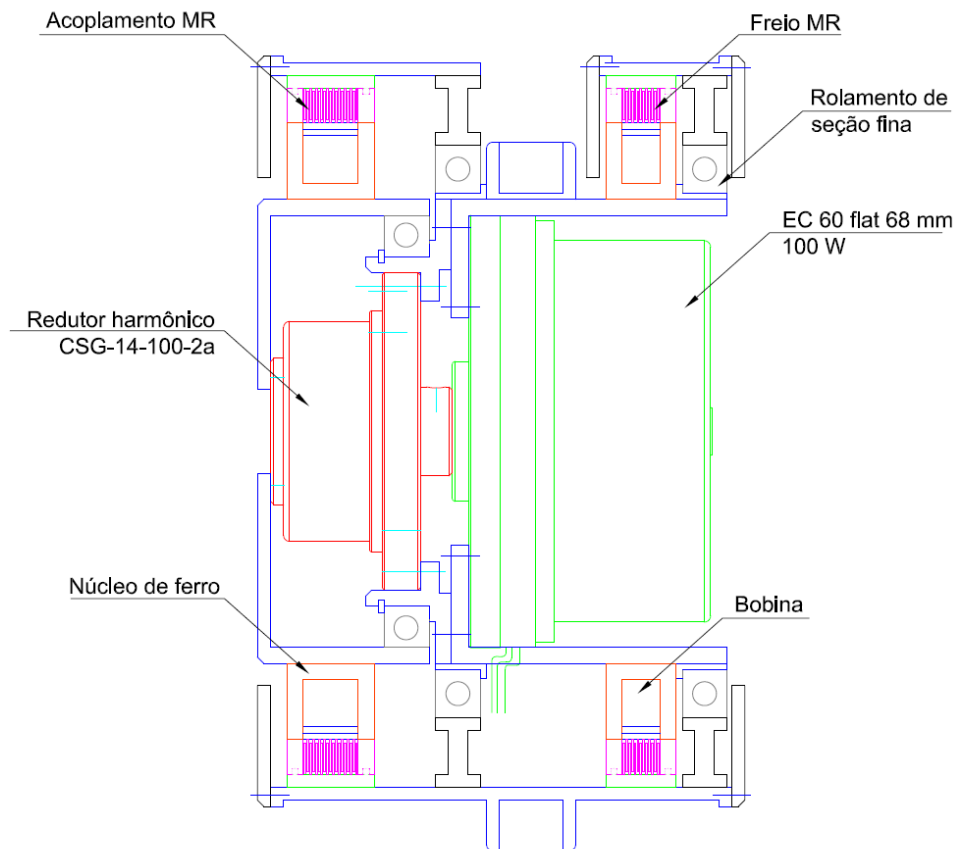


FIGURA 3.8. Croqui do Joelho MR.

A FIGURA 3.8 mostra a vista explodida do Joelho MR, a descrição dos componentes é apresentada no QUADRO 3.6.

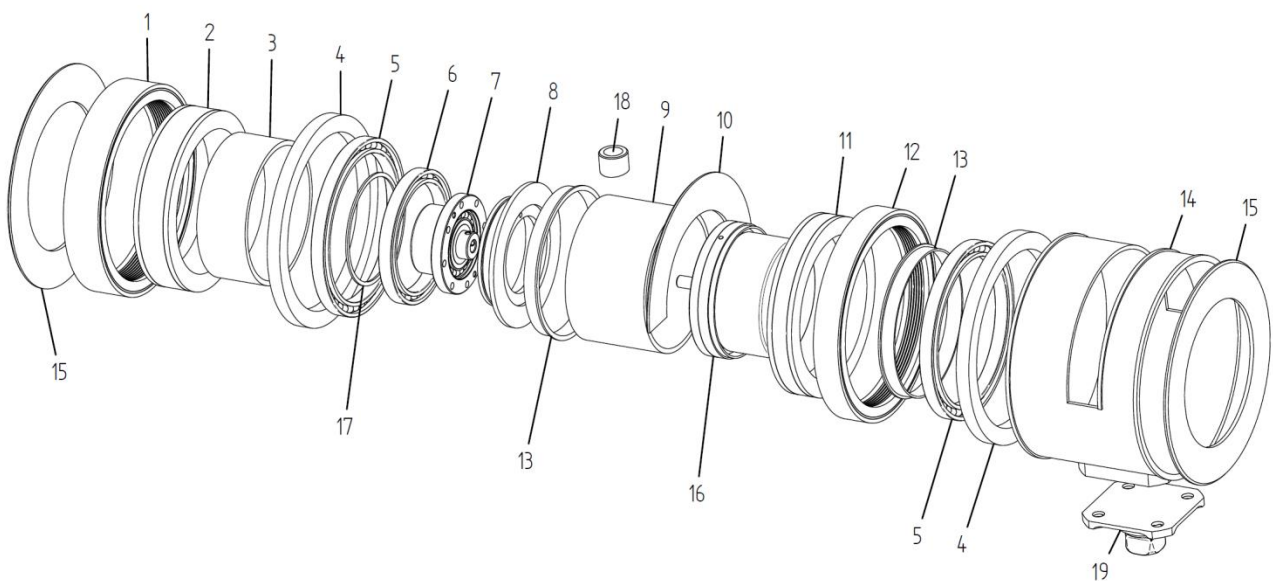


FIGURA 3.9. Vista explodida do Joelho MR.

QUADRO 3.6. Componentes do Joelho MR.

Item	Nome	Material	Quant.
01	Acoplamento MR	SAE 1020, Alumínio e Teflon	1
02	Conjunto bobina e núcleo de ferro do Acoplamento MR	SAE 1020, Cobre e Alumínio	1
03	Extensão da saída do redutor	Alumínio 7075	1
04	Suporte entre rolamento e encapsulamento externo	Alumínio 7075	1
05	Rolamento Externo - CSCA030	-	2
06	Rolamento do acoplamento MR - CSCA020	-	1
07	Redutor CSG-14-2A-100	-	1
08	Suporte Redutor	Alumínio 7075	1
09	Encapsulamento Motor	Alumínio 7075	1
10	Fechamento Interno	Polipropileno	1
11	Conjunto bobina e núcleo de ferro do Freio MR	SAE 1020, Cobre e Alumínio	1
12	Freio MR	SAE 1020, Alumínio e Teflon	1
13	Suporte Interno Rolamento	Polipropileno	2
14	Encapsulamento externo	Alumínio 7075	1
15	Fechamento lateral	Polipropileno	1
16	Motor Maxon EC 60 Flat	-	1
17	Trava	SAE 1020	1
18	Adaptador superior	Alumínio 7075	1
19	Adaptador inferior (item comercial)	Alumínio	1

A unidade motora do Joelho MR é composta por um motor EC (16) e um redutor harmônico (07), localizados no núcleo do sistema. Os estatores de ambos são fixados por uma sede de alumínio (08 e 09) localizada no interior do atuador e conectada à parte superior da perna (coxa). A potência produzida pelo moto-redutor é transmitida para o encapsulamento externo (14), ligado à parte inferior da perna (perna), através do acoplamento MR (01). O acoplamento é formado por discos internos, conectados à saída do redutor, e discos externos, conectados ao encapsulamento externo (14) que também é feito de alumínio e ligado à parte inferior da perna (perna). O fluido MR ocupa o espaço entre os discos. O freio MR (12), produz torque resistivo entre o encapsulamento interno, ligado à coxa, e o externo, ligado à perna, também é formado por discos internos e externos. Acoplamento MR e freio MR são ativados pelos conjuntos bobina-núcleo de ferro (02 e 11). O acoplamento MR e o conjunto bobina-núcleo de ferro são suportados pela extensão de saída do redutor (03) e por um rolamento de seção fina (06), responsável por suportar os esforços da transmissão de potência e reduzir o atrito. A liberdade de giro entre o encapsulamento interno e o externo é garantida pelos conjuntos de rolamentos externos e adaptadores (04, 05 e 13), responsáveis por suportar os esforços provocados pela marcha. As partes móveis do Joelho MR são protegidas por fechamento em polipropileno (10 e 15).

Adaptadores (18 e 19) são utilizados para conectar o Joelho MR à perna e à coxa. O modelo 3D final do atuador é mostrado na FIGURA 3.10

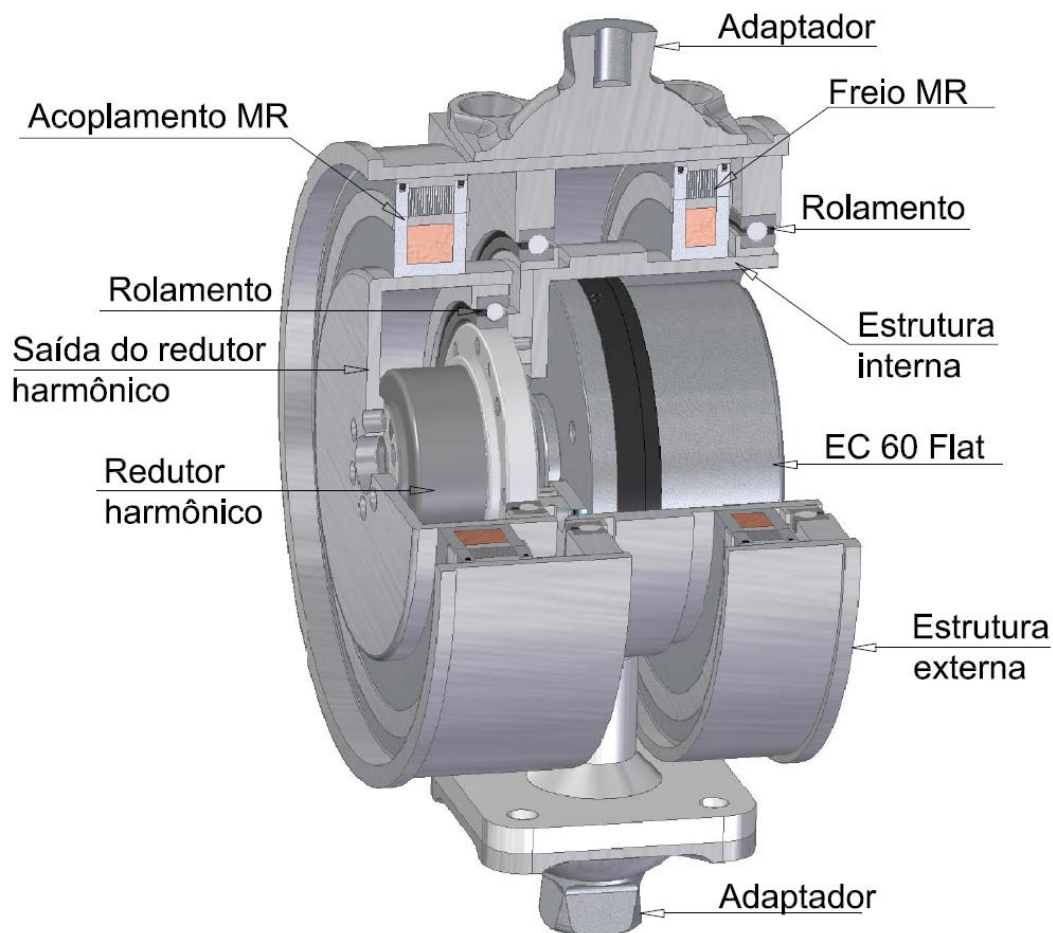


FIGURA 3.10. Modelo 3D do atuador.

O modelo 3D final do Joelho MR apresenta as seguintes características:

- Peso do conjunto montado: 1,90 kgf;
- Diâmetro externo máx.: 117 mm;
- Comprimento máx.: 80,5 mm;
- Torque ativo máx. de saída: 55,0 N m;
- Torque resistivo máx.: 90,0 N m;
- Velocidade de saída máx.: 60 rpm.

3.2.5 Análise do fluxo magnético

Uma vez que o projeto do Joelho MR prevê o uso de bobinas e do fluido magneto-reológico, cujas propriedades são controladas pelo campo magnético, após o dimensionamento básico, faz-se necessária a análise da distribuição do fluxo magnético no acoplamento e freio MR. É avaliado se a densidade magnética necessária na área do fluido é atingida, se não há saturação magnética dos materiais e se as linhas de campo são distribuídas perpendicularmente à direção do cisalhamento. Essa análise é realizada pelo método dos elementos finitos (FEM), utilizando o software ANSYS com base no croqui 2D do Joelho MR. Essa metodologia é utilizada por outros autores antes da fabricação do dispositivo que operam com fluido MR (MA et al. 2017; WANG; HOU, 2013; GUO; LIAO, 2012; CHEN; LIAO, 2010; GRUNWALD; OLABI, 2008).

A análise realizada é do tipo nodal eletromagnética e o comportamento do elemento selecionado é axissimétrico, devido à simetria de revolução em relação ao seu eixo central. Para os materiais que tem comportamento ferromagnético (aço e fluido MR), são utilizados dados das curvas B-H para realizar a caracterização. Cobre e alumínio têm permissividade desprezível em relação aos materiais ferromagnéticos e recebem valor de permissividade relativa igual a um (1,0) (WANG; HOU, 2013; GRUNWALD; OLABI, 2008). A FIGURA 3.11 apresenta o modelo utilizado para análise do freio e do acoplamento.

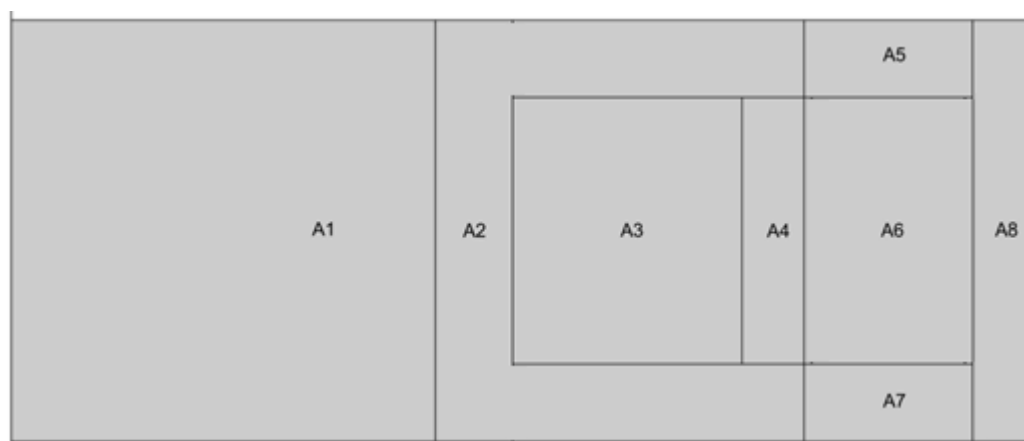


FIGURA 3.11. Modelo utilizado para análises no ANSYS.

As áreas apresentadas na FIGURA 3.11 correspondem a: A2 núcleo de ferro; A3 seção transversal da bobina; A4 cobertura de isolamento da bobina de alumínio; A5, A7 discos laterais; A6 discos internos, discos externos e fluido MR; A8 cobertura de isolamento em alumínio. Como

o estudo é realizado em um corpo cilíndrico, é necessário considerar a distância dos elementos em relação ao eixo de simetria, dessa forma foi criada a área A1.

A entrada de carga é a densidade de corrente aplicada na área relativa à seção transversal da bobina EQ.(3.30).

$$J = \frac{N_b I}{[(r_i - L_5) - r_2] L_1} \quad (3.30)$$

A FIGURA 3.12 e a FIGURA 3.13 apresentam as linhas de campo magnético e a densidade de fluxo magnético no freio e acoplamento MR, respectivamente.

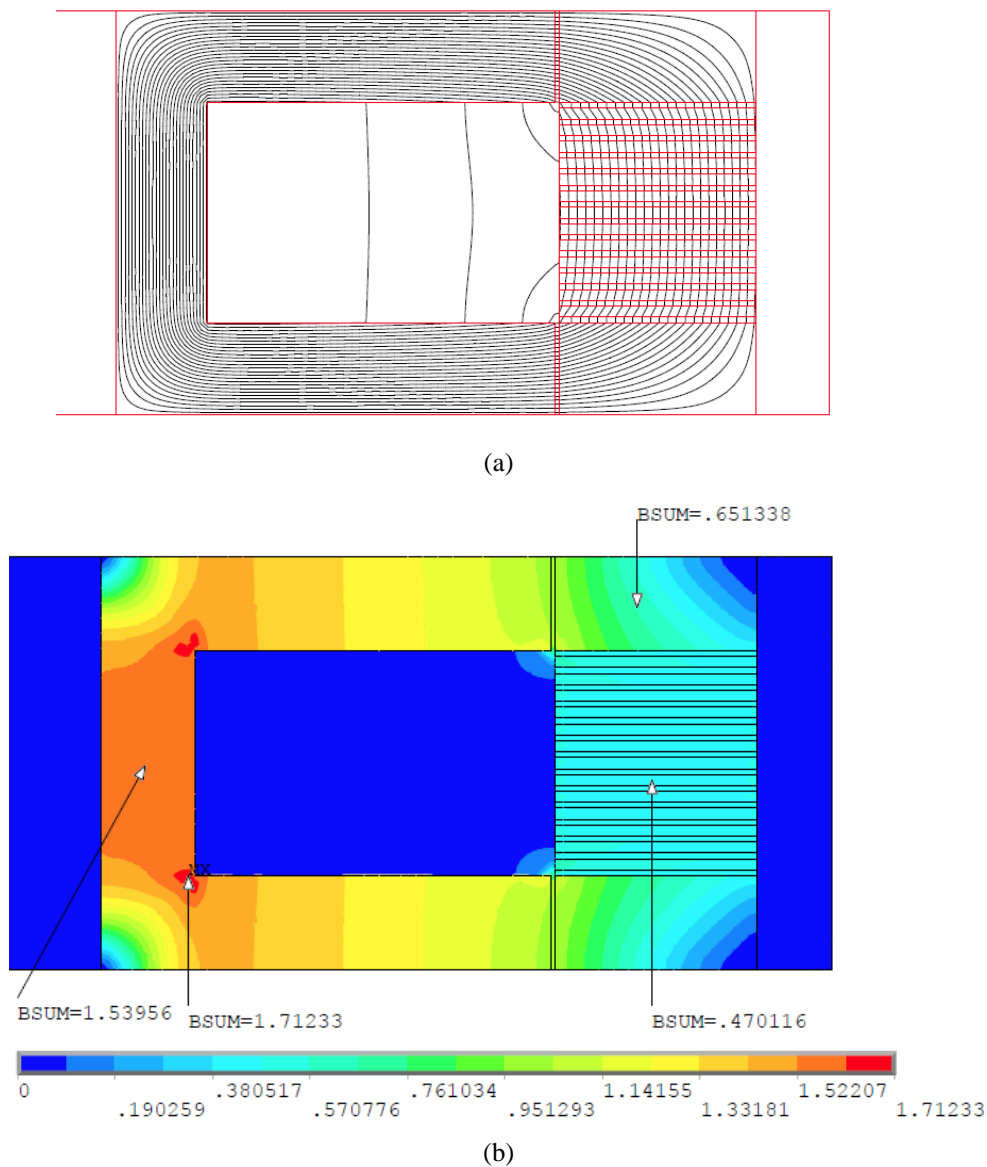


FIGURA 3.12. Análise de elementos finitos do Freio MR. (a) Distribuição do fluxo magnético. (b) Densidade do fluxo magnético em tesla.

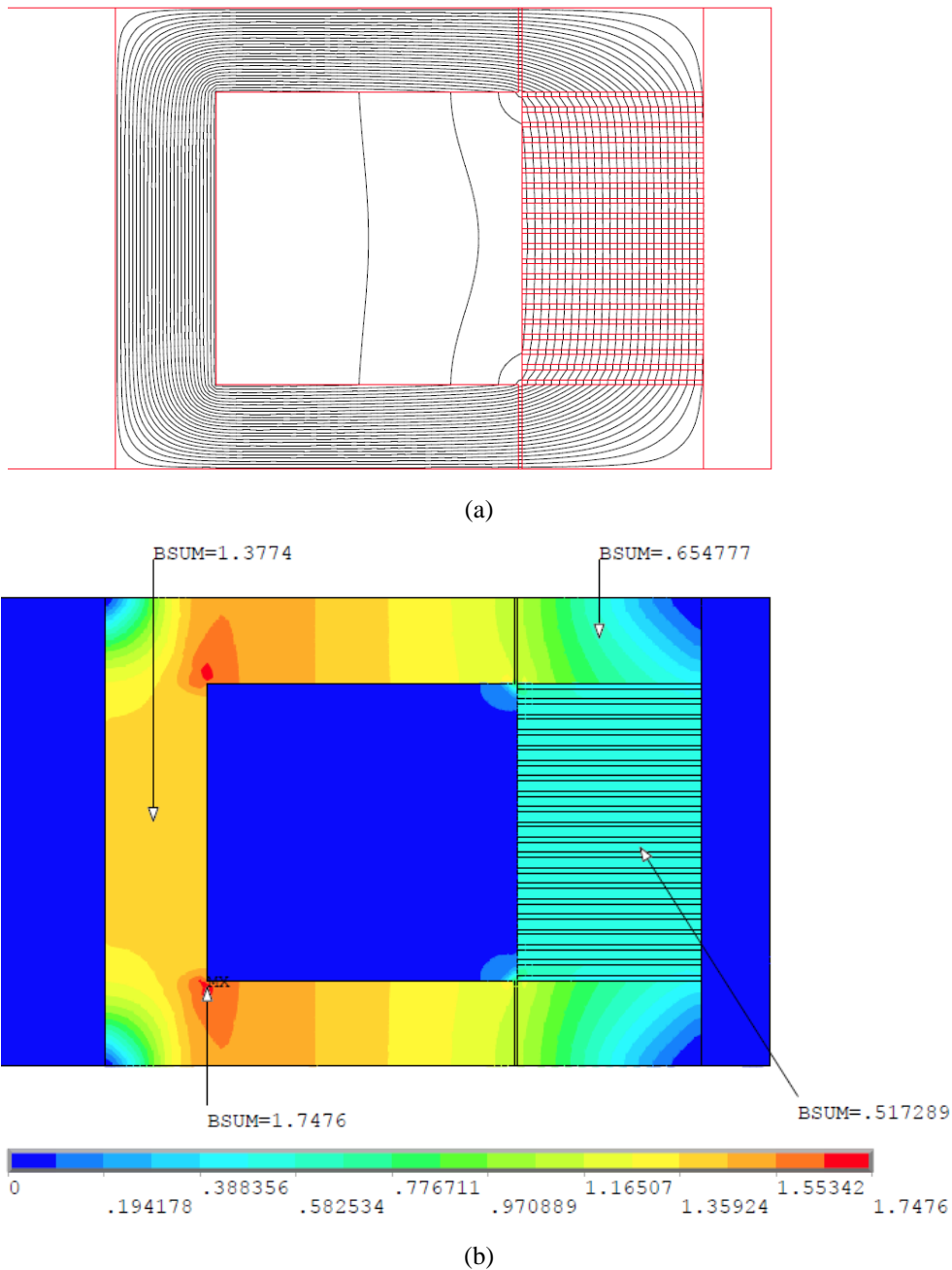


FIGURA 3.13. Análise de elementos finitos do Acoplamento MR. (a) Distribuição do fluxo magnético. (b) Densidade do fluxo magnético em tesla.

Nota-se nas FIGURA 3.12 (a) e FIGURA 3.13 (a) que as linhas de campo magnético comportam-se da maneira esperada, atravessando a região do fluido MR perpendicularmente à direção do cisalhamento, condição fundamental para garantir a máxima resistência ao cisalhamento na área do fluido (GUO; LIAO 2012). Na FIGURA 3.12 (b) e FIGURA 3.13 (b), o valor da densidade do fluxo magnético na região inferior do núcleo de ferro é de 1.54T no freio

MR e 1.38 T no acoplamento MR, valores bem próximos dos obtidos no método de otimização, 1.4 T e 1.3 T, respectivamente. A máxima densidade de campo magnético obtido na simulação é de 1,71 T no freio MR e 1,74 T no acoplamento MR, o que está abaixo do limite de saturação do núcleo (2,1 T para o aço SAE 1020). Observa-se ainda que a densidade de fluxo magnético é homogênea na região do fluido MR, entorno de 0.47 T no freio MR e 0.52 T no acoplamento MR. Valores similares aos obtidos no método de otimização, 0.45 T e 0.50 T, respectivamente. Os resultados apresentados obtidos pelo método de elementos finitos validam o projeto do acoplamento/freio MR desenvolvido pelo método de otimização.

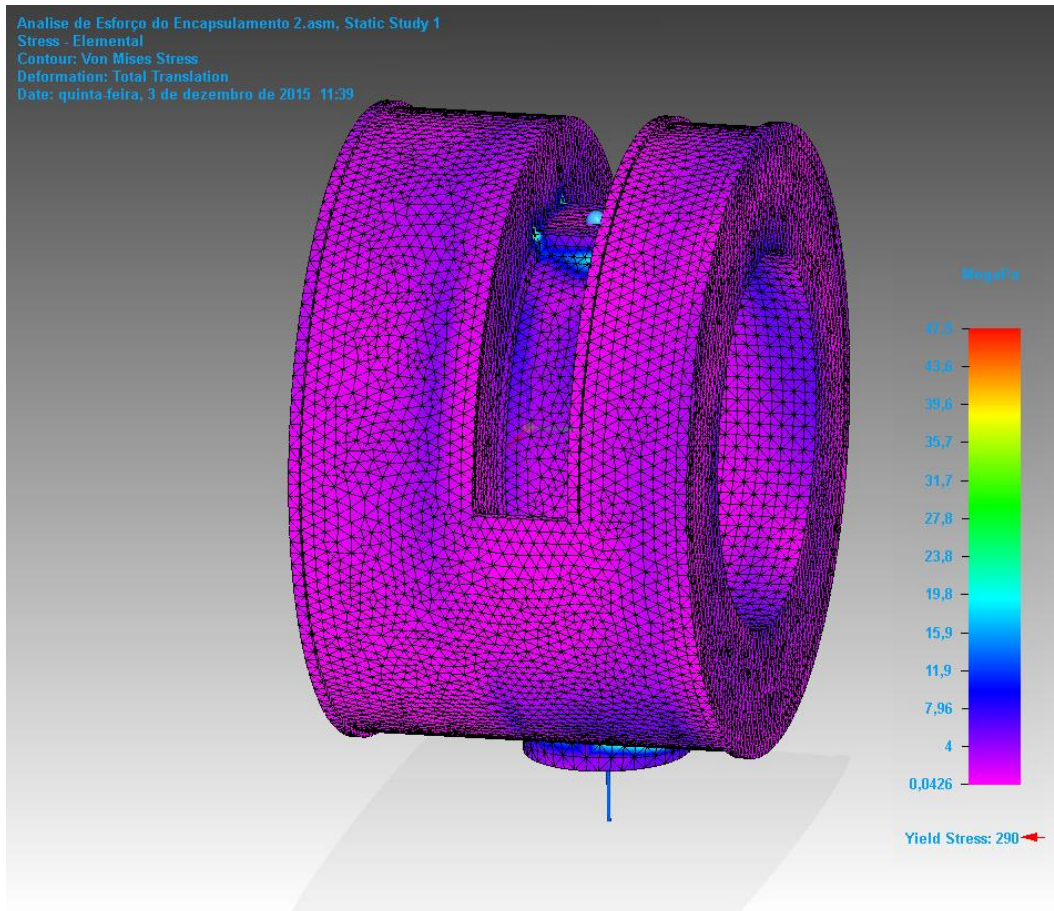
3.2.6 Análise estrutural

Após a elaboração do modelo 3D foram realizadas simulações para análise de tensões e deformações nas partes mais críticas do dispositivo. O caso mais crítico acontece ao descer escadas, a força de reação pode atingir 1.000N (RIENER et al., 2002). Neste caso as maiores solicitações aparecem na cobertura externa e no encapsulamento do motor e redutor, que suportam as maiores cargas. Foi analisado também o caso de maior torque ativo (55 N m) que é suportado pela extensão da saída do redutor. Foi considerado que o Joelho MR é utilizado por um indivíduo de 67,2 kg de massa, conforme TABELA 3.2.

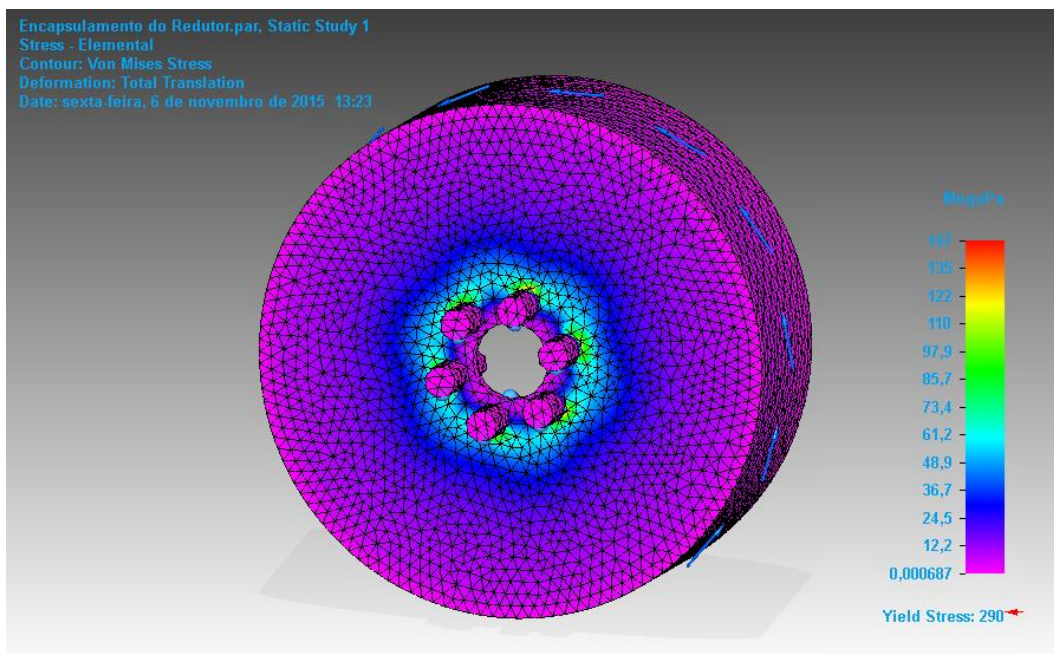
A carga foi aplicada sobre o conector presente na estrutura externa que está ligado ao membro inferior. Os elementos de rolamento foram considerados como um corpo rígido, porém com liberdade de deslocamento para diminuir o esforço computacional. A conexão com o membro superior foi considerada como elemento fixo para a análise. Os discos, a bobina e o conjunto de motor e redutor foram excluídos da análise.

A simulação foi realizada com software SolidEdge, que usa o método dos elementos finitos (FEM), sendo a malha composta por elementos tetraédricos. Os resultados são apresentados na FIGURA 3.14 e na FIGURA 3.15.

Através da análise pelas tensões equivalentes de Von Mises, verifica-se que as tensões presentes na estrutura estão abaixo do limite de escoamento do material. Os maiores valores estão concentrados nas proximidades do local de aplicação das cargas, no caso dos encapsulamentos do joelho, e na fixação com parafusos, no caso da saída do redutor. Os deslocamentos são da ordem de centésimos de milímetro. O maior deslocamento está na conexão superior sendo seu valor próximo de 0,065 mm, o que não representa um problema na utilização do Joelho MR.

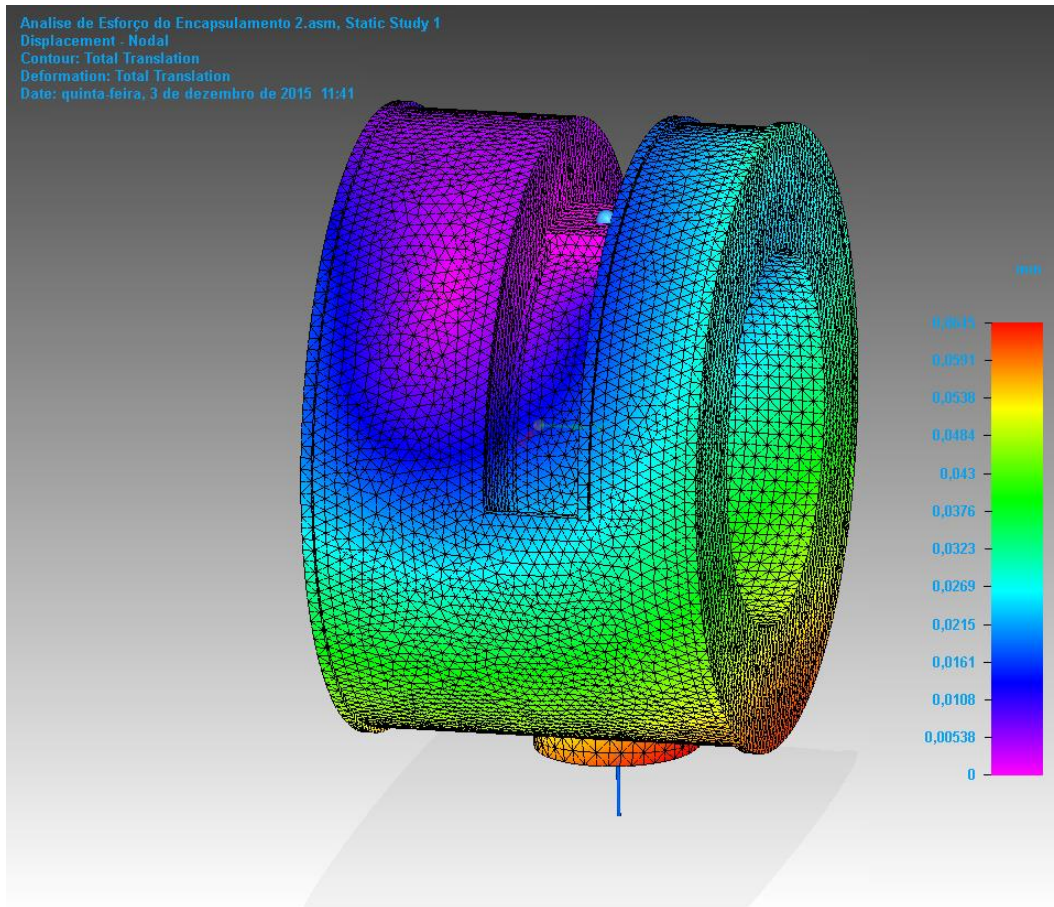


(a)

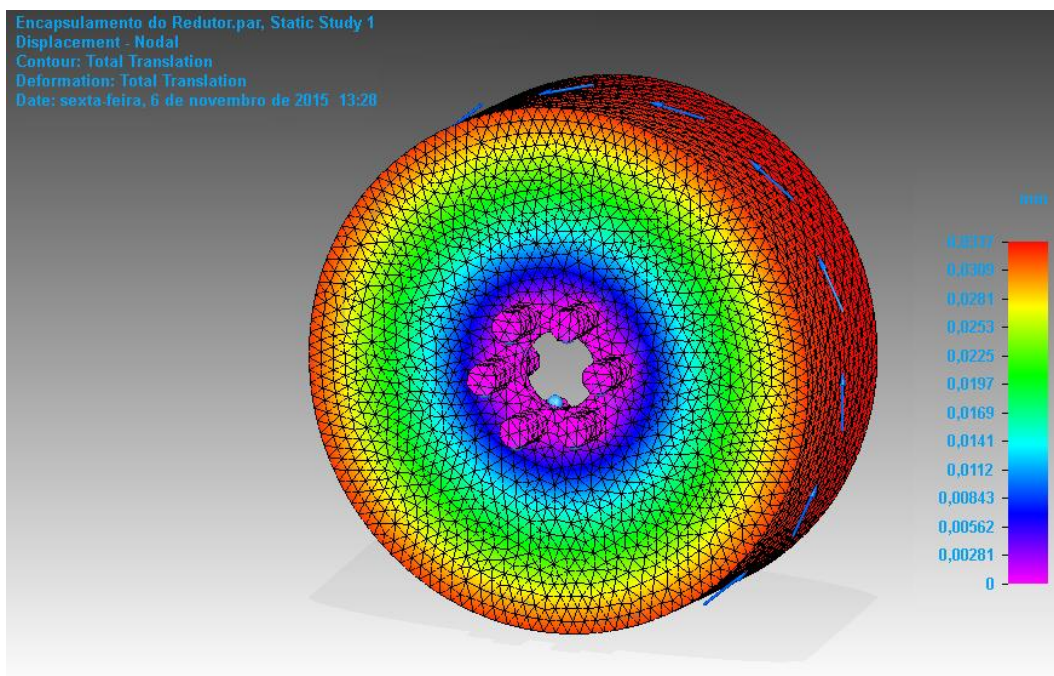


(b)

FIGURA 3.14. Tensões atuantes no joelho: (a) nos encapsulamentos no pior caso de carga, (b) na saída do redutor no pior caso de torque.



(a)



(b)

FIGURA 3.15. Deslocamentos atingidos nos piores casos de carga: (a) nos encapsulamentos do joelho, (b) na saída do redutor.

3.2.7 Análise térmica do Joelho MR

A temperatura de operação do Joelho MR é uma variável importante que também deve ser considerada no projeto. O sistema apresenta diferentes fontes de calor que podem elevar a temperatura de operação e causar avarias aos subsistemas e lesão ao usuário, se não forem bem analisadas.

O caso mais crítico acontece durante o movimento de frenagem, devido ao cisalhamento do fluido MR; nessa condição a potência é dissipada em forma de calor (KOWOL; PILCH, 2015), elevando a temperatura local. Sabe-se que a estabilidade, o controle e a vida útil de fluidos MR dependem criticamente de suas características térmicas (CHEN et al., 2015). Os fluidos MR utilizam aditivos para diminuir a velocidade de sedimentação e aumentar a dispersão de suas partículas (WANG et al., 2014). No entanto, tais aditivos são igualmente sensíveis à variação de temperatura, e alguns se decompõem ao atingir cerca de 100 °C. A operação cíclica sob a alta e baixa temperatura pode conduzir a alterações irreversíveis no fluido MR. Ela pode causar a redução das propriedades reológicas e descontrole da tensão de cisalhamento pela influência da aglomeração do material sob condições do campo magnético (CHEN et al., 2015).

Foi analisado o caso em que o torque transmitido pelo Joelho MR é controlado para reproduzir a marcha humana. As fontes de calor consideradas na análise foram: a potência dissipada em forma de calor no fluido MR, as bobinas que dissipam calor por efeito Joule, os rolamentos, o motor e o redutor harmônico.

Inicialmente foi elaborado o modelo térmico do motor EC 60 flat. As perdas do motor são divididas em perdas por fricção, devido à potência mecânica P_{mec} , e em perdas por Efeito Joule P_J no enrolamento (Maxon Motors, *Key Information*). A geração por efeito Joule no motor é dada por:

$$P_J = R_a \cdot I_{mot}^2 \quad (3.31)$$

onde I_{mot} é a corrente de entrada no motor e R_a é a resistência da armadura. São usadas as propriedades do Motor EC 60 flat, disponível no catálogo do produto. Pode-se prever a temperatura teórica da carcaça do motor como (CENGEL, 2002):

$$P_J = \frac{T_S - T_\infty}{R_{th2}} \quad (3.32)$$

onde T_S é a temperatura da superfície, T_∞ é a temperatura ambiente adotada como 25 °C, e R_{th2} é a resistência térmica entre a superfície e o ambiente dada pelo fabricante, que também pode ser descrita pela EQ.(3.33) (CENGEL, 2002):

$$R_{th2} = \frac{1}{h_{comb}A_S} \quad (3.33)$$

onde h_{comb} é o coeficiente de transferência de calor combinado de convecção e radiação, e A_S é a área da superfície de transferência de calor. Rearranjando a EQ.(3.33), o valor do coeficiente $h_{comb} = 1,7164 \times 10^{-5} \text{ W/mm}^2 \text{ K}$ foi obtido.

No intuito de validar o modelo do motor EC 60 flat, foi conduzida uma simulação da temperatura estacionária com $I=5,0\text{A}$. A superfície externa do motor atingiu a temperatura máxima de 51,12 °C em cerca de 7200s, muito próxima da temperatura obtida pelo cálculo de T_S através da EQ. (3.32) (51,15 °C), validando o método utilizado.

Como indicado anteriormente o motor vai atuar apenas quando torque ativo é necessário. Para trabalhos intermitentes, é recomendado que seja utilizada a corrente média, I_{RMS} , do ciclo (Maxon Motors, *Key Information*). Quando o Joelho MR é utilizado durante marcha em solo, I_{RMS} é estimado em 2,55 A. Com relação ao redutor harmônico, para o modelo CSG-14-100-2a, a geração de calor foi estimada em 1,04 W com base nos dados de catálogo do produto.

Com relação ao fluido MR, a dissipação de calor acontece apenas quando há cisalhamento e transmissão de torque. Como descrito anteriormente, a potência $P=T.\omega$ é convertida em calor (KOWOL; PILCH, 2015). Porém, durante o ciclo da marcha, o acoplamento MR opera de duas formas: para transmitir o torque do motor e redutor para a estrutura externa, operando como uma unidade rígida, sem cisalhamento do fluido MR; e para permitir movimento livre da estrutura externa, com cisalhamento do fluido, mas sem transmissão de torque. Logo, o acoplamento não apresenta geração de calor na região do fluido MR, apenas geração de calor na bobina devido ao efeito Joule. Por outro lado, a condição de cisalhamento e transmissão de torque está sempre presente no freio MR e é a mais crítica de todo o sistema. O fluido MR utilizado, MRF-140 CG, possui uma temperatura de trabalho recomendada entre -40 e 130 °C, segundo o fabricante. Entretanto, Chen et al. (2015) indicam que há uma redução da tensão limite de cisalhamento do fluido MR em temperaturas próximas de 100 °C, devido à deterioração de alguns dos seus aditivos. Por essa razão, é seguro limitar a temperatura de trabalho do fluido MR a 100 °C. A geração de calor devido à condição de cisalhamento é dada por (WANG et al., 2015):

$$\dot{\Phi}_d = \frac{T\omega}{V_f} \quad (3.34)$$

Em que $\dot{\Phi}_d$ é a geração volumétrica de calor no fluido, T e ω são o torque e a velocidade angular da perna em relação ao joelho e V_f é o volume do fluido. A perda de potência elétrica por efeito Joule na bobina é dada por:

$$\dot{\Phi}_b = \frac{I^2 R_b}{V_b} \quad (3.35)$$

onde $\dot{\Phi}_b$ é a geração volumétrica de calor em cada bobina, I é a corrente que passa pelo fio, R_b é a resistência do fio, e V_b é o volume da bobina.

Os demais componentes a serem modelados são os rolamentos e as superfícies livres de convecção do atuador. A EQ. (3.36) descreve a geração de calor aplicada aos rolamentos (catálogo de rolamentos, Cat.No.2200/E NTN).

$$\dot{\Phi}_R = \frac{0,105 \times 10^{-3} \mu P d \Delta \omega}{2V_R} \quad (3.36)$$

onde $\dot{\Phi}_R$ é a geração volumétrica de calor no rolamento, μ é o coeficiente de atrito reportado pelo fabricante, P é a carga à que o rolamento está submetido, ω é a velocidade angular, d é o diâmetro interno do rolamento, e V_R é o volume do rolamento.

A convecção natural e a radiação também foram consideradas nos demais componentes. O coeficiente de transferência de calor h_T , composto pela radiação e convecção natural é dado por

$$h_T = h_c + h_r \quad (3.37)$$

onde h_c é o coeficiente de convecção natural e h_r é o coeficiente de radiação de calor. O valor adotado foi $h_T = 9,7 \text{ W}/(\text{m}^2 \text{ K})$ (WANG et al., 2015).

O ANSYS Workbench 16.0 é empregado para simular a análise térmica transiente usando o solver Mechanical APDL. A malha, com elementos tetraédricos não estruturados, usada na simulação é mostrada na FIGURA 3.10. A fim de reduzir o tempo de processamento, foi simulada uma parte correspondente a 1/360 do Joelho MR. Considerando as diferenças

dimensionais dos componentes do atuador, foram adotados diferentes tamanhos de malha, com o intuito de se obter uma precisão aceitável dos resultados com tempo de processamento reduzido. Os valores das condições de contorno são dados no QUADRO 3.7.

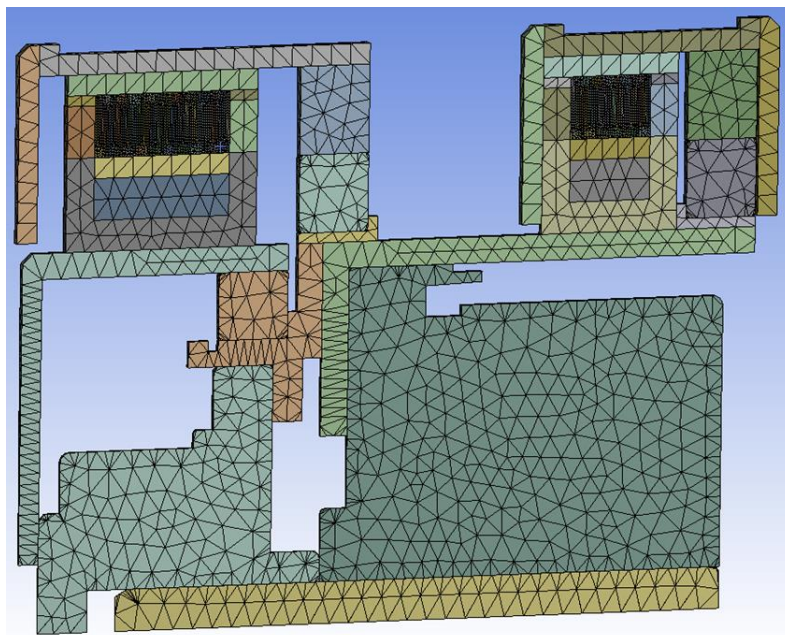


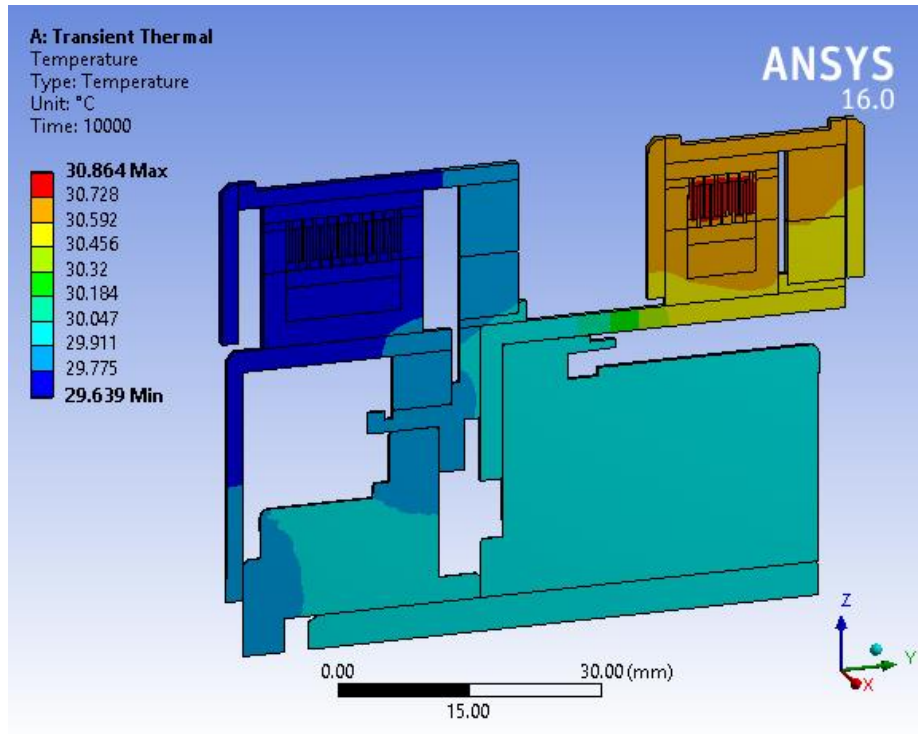
FIGURA 3.16. Malha usada na simulação, 1/360 do modelo original (ANDRADE et al., 2016).

QUADRO 3.7. Valores das condições de contorno da simulação (ANDRADE et al., 2016).

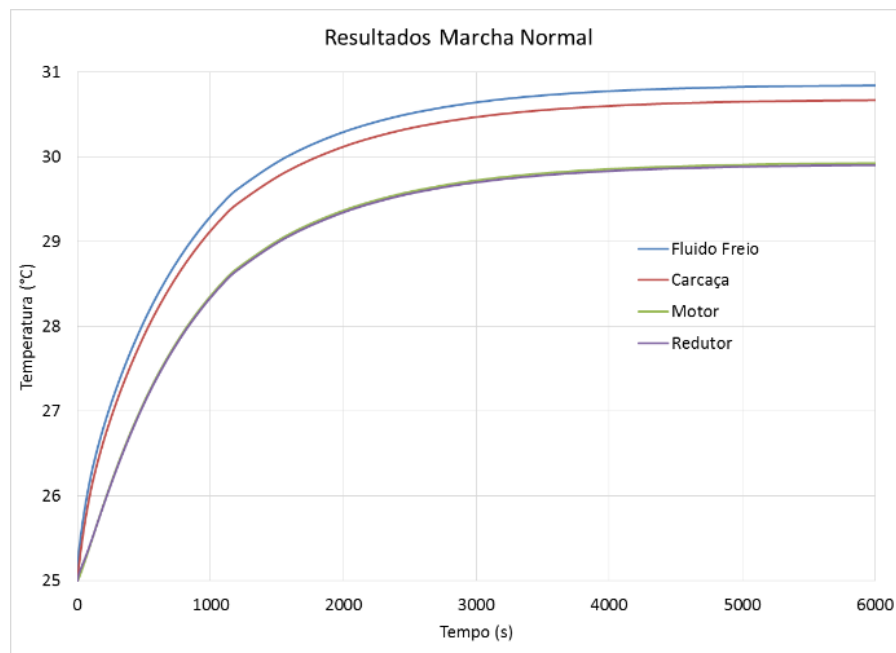
Parâmetro	Valor
Geração de calor do motor	$7,8347e-6 \text{ W/mm}^3$
Geração de calor do redutor	$3,8300e-5 \text{ W/mm}^3$
Geração de calor da bobina	$1,0908e-5 \text{ W/mm}^3$
Geração de calor dos rolamentos maiores	$3,9843e-7 \text{ W/mm}^3$
Geração de calor do rolamento menor	$4,5072e-7 \text{ W/mm}^3$
Geração de calor do fluido MR	$1,0300e-3 \text{ W/mm}^3$
Coefficiente de transferência de calor do motor ¹	$1,7164e-5 \text{ W/mm}^2\cdot\text{K}$
Coefficiente de transf. de calor dos demais componentes ¹	$9,7000e-6 \text{ W/mm}^2\cdot\text{K}$

¹temperatura ambiente = 25°C

A simulação do comportamento térmico do Joelho MR quando submetido ao regime de funcionamento necessário para uma longa caminhada é apresentado na FIGURA 3.17. A temperatura inicial do Joelho MR e do ambiente consideradas na simulação foi de 25 °C.



(a)



(b)

FIGURA 3.17. Resultados da simulação do Joelho MR. (a) Distribuição da temperatura após 1000s. (b) Variação da temperatura de componentes com o tempo (ANDRADE et al., 2016.).

A temperatura máxima atingida no estado estacionário foi de $30,864^{\circ}\text{C}$ na região do fluido MR, bem abaixo da temperatura limitante de 100°C . Devido à grande área superficial do dispositivo, o calor gerado é dissipado facilmente para o ambiente, reduzindo a temperatura de operação. A máxima temperatura atingida no motor e redutor harmônico, $29,94^{\circ}\text{C}$ e $29,92^{\circ}\text{C}$,

respectivamente, está dentro do limite de trabalho apresentado nos catálogos, até 125°C e 120°C, respectivamente. A máxima temperatura atingida na superfície do atuador é de 30,68°C, não danosa à pele humana (MORITZ; HENRIQUES, 1947). Os resultados indicam que o Joelho MR não apresenta superaquecimento, e nenhum dano será causado aos seus componentes ou risco de lesão ao usuário.

3.2.8 Modelo dinâmico e controle do Joelho MR

Os tópicos anteriores apresentaram o modo de funcionamento, o dimensionamento e especificação dos componentes, o modelo 3D e as simulações do Joelho MR. Como uma forma de avaliação final do projeto desenvolvido foi elaborado o modelo dinâmico teórico do Joelho MR e implementado um controle de torque preliminar para verificar como o sistema se comporta durante o ciclo da marcha.

A partir do modelo 3D do dispositivo é possível obter os parâmetros necessários para a construção do seu modelo dinâmico. Para maior simplicidade nessa abordagem inicial, todas as conexões foram consideradas rígidas. A FIGURA 3.18 mostra a representação esquemática do modelo dinâmico do Joelho MR.

O modelo dinâmico do atuador consiste em uma unidade motora formada por motor, redutor e acoplamento MR, responsável por gerar o torque ativo e o freio MR, responsável por gerar o torque passivo. Na configuração proposta, a unidade motora (motor, redutor e acoplamento) trabalha em paralelo com o freio MR. As inércias do encapsulamento (J_h) e da carga (J_L) foram adicionadas ao modelo dos dois componentes do atuador.

O acoplamento MR e o freio MR são compostos pela bobina, que tem a função de gerar o campo magnético, pelo núcleo de ferro, pelos discos e pelo fluido MR acomodado entre os discos. A bobina gera o campo magnético que é direcionado ao fluido, mudando sua tensão limite de cisalhamento. O modelo dinâmico, em malha aberta, do acoplamento e do freio tem uma entrada de corrente na bobina que gera uma saída de torque resistivo. A EQ.(3.38) relaciona a corrente com a força do campo magnético em uma bobina solenoide.

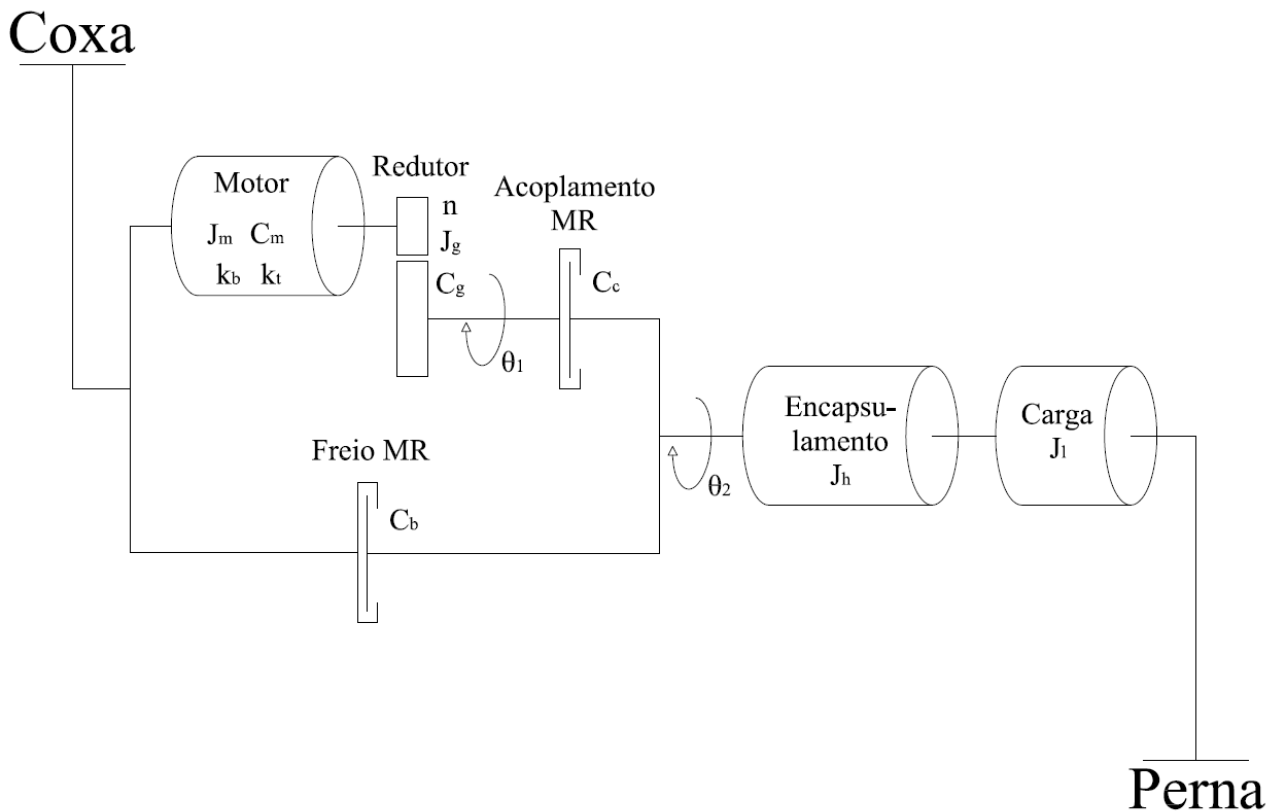


FIGURA 3.18. Modelo dinâmico do atuador.

$$H = \frac{N_b I}{\pi R_{eq} \mu_0 (r_o^2 - r_i^2)} \quad (3.38)$$

onde a corrente é representada por I , o número de espiras da bobina é N_b , a relutância equivalente é R_{eq} , a permeabilidade magnética relativa é μ_0 , os raios externo e interno dos discos são r_o e r_i , respectivamente, e H representa a força do campo magnético. Por possuir apenas constantes, o quociente da EQ. (3.38) foi considerado um fator de proporção (L_b), resultando na EQ.(3.39):

$$H = \frac{N_b I}{L_b} \quad (3.39)$$

Dessa forma, torna-se necessário conhecer a relação entre a força do campo magnético H e a tensão limite de escoamento do fluido τ_y . Para o modelo no Simulink foi utilizado o bloco 2-D Lookup Table, no qual podem ser adicionados os valores da curva experimental diretamente, a partir da curva $H \times \tau_y$ do catálogo do fluido, abrindo mão do método de ajustes de curva.

Com o valor de τ_y basta utilizar a equação de torque do acoplamento e do freio MR (EQ.(3.14)). A entrada nessa parte do sistema é a tensão limite de cisalhamento do fluido MR (τ_y) e a saída é o torque resistivo.

A segunda parte do modelo dinâmico do Joelho MR é o conjunto composto por motor e redutor. O controle de torque do motor é feito a partir do controle da corrente da armadura. Para a aplicação do motor no Joelho MR, a entrada do sistema é a tensão e a saída é o torque. Para obter a entrada e a saída requerida, o primeiro passo é aplicar a lei de Kirchoff no circuito elétrico do motor, chegando a EQ. (3.40).

$$L_a \frac{di_a}{dt} + R_a i_a + k_b \omega = V_a \quad (3.40)$$

em que L_a é a indutância da armadura, R_a a resistência da armadura, i_a a corrente na armadura, V_a a tensão na armadura, k_b é a constante elétrica do sistema e ω a velocidade angular. A indutância da armadura, a resistência da armadura e a constante elétrica do motor são fornecidas pelo fabricante. Os outros parâmetros dependem das condições de operação.

O torque do motor é a corrente na armadura multiplicada pela constante de torque, que é fornecida pelo fabricante e considera algumas características construtivas do motor que interferem no cálculo do torque. A EQ. (3.41) mostra o cálculo do torque no motor.

$$T_m = i_a \times k_t \quad (3.41)$$

O torque do motor é representado por T_m e a constante de torque é representada por k_t . A equação que representa a parte mecânica do motor é obtida aplicando a segunda lei de Newton:

$$J_e \frac{d\omega}{dt} + C_e \omega = T_m \quad (3.42)$$

onde J_e e C_e representam a inércia polar e o amortecimento do sistema, respectivamente, o subscrito 'e' significa efetivo. A inércia e o amortecimento efetivos consideram todos os efeitos de massa e de amortecimento do sistema. A EQ.(3.43) mostra o cálculo da inércia polar efetiva do sistema.

$$J_e = J_m + J_g + n^2 J_L \quad (3.43)$$

onde J_m é a inércia polar do motor e J_g é a inércia polar do redutor, fornecidas pelos catálogos dos fabricantes. A razão de a inércia polar da carga J_L ser multiplicada pelo valor do quadrado da redução n , deve-se ao fato de a carga J_L estar após a saída do redutor. A inércia polar da carga é calculada baseando-se na inércia da prótese, calculada no Item 3.2.1.2 e adicionando a inércia do encapsulamento de alumínio (J_h). O valor da inércia polar do encapsulamento de alumínio foi obtido através do modelo 3D.

Similar ao cálculo do momento de inércia polar efetiva, a EQ.(3.44) mostra o cálculo do amortecimento viscoso efetivo.

$$C_e = C_m + C_g + n^2 C_f \quad (3.44)$$

O amortecimento viscoso do motor é representado pela constante C_m e o amortecimento viscoso do redutor é representado por C_g , ambos fornecidos pelos catálogos dos fabricantes. Para o cálculo do coeficiente de amortecimento viscoso do motor, utiliza-se da EQ.(3.45):

$$T_i = C_i \omega \quad (3.45)$$

É possível calcular o coeficiente de amortecimento do motor a partir dos dados do motor sem carga (EQ.(3.46)). O torque do motor é calculado a partir da EQ. (3.41), a corrente sem carga (i_s) e a velocidade angular sem carga (ω_s) são fornecidas pelo catálogo do fabricante, resultando em:

$$C_m = \frac{k_t i_s}{\omega_s} \quad (3.46)$$

O coeficiente de amortecimento viscoso do freio C_f é calculado a partir do torque off-state (EQ.(3.47)), segundo termo do lado direito da EQ. (3.14), quando não há presença do campo magnético na região do fluido MR (GUDMUNDSSON et al., 2010).

$$T_{off-state} = \frac{N\pi\mu_{MR}\omega}{2h} (r_o^4 - r_i^4) \quad (3.47)$$

A viscosidade dinâmica do fluido MR é representada por μ_{MR} , fornecida pelo catálogo do fabricante. O amortecimento devido ao freio MR é calculado através da EQ.(3.48):

$$C_f = \frac{N\pi\mu_{MR}}{2h} (r_o^4 - r_i^4) \quad (3.48)$$

Como o Joelho MR é composto por uma unidade motora (motor, redutor e acoplamento MR) e por um freio MR, foram utilizados três controladores. Os valores das constantes das equações matemáticas que regem o problema são dados pelos catálogos dos equipamentos e pelos cálculos de dimensionamento realizados anteriormente. O QUADRO 3.8 mostra o valor dessas constantes.

QUADRO 3.8. Parâmetros do modelo dinâmico do Joelho MR.

Parâmetro	Valor
Indutância da armadura do motor (L_a)	1,880E-04 H
Resistência da armadura do motor (R_a)	0,307 Ω
Constante elétrica do motor (k_b)	5,335E-02 V/s rad
Constante de torque do motor (k_t)	53,4E-03 N m/A
Razão de redução (n)	0,01
Momento de inércia polar do motor CC (J_m)	1,21E-04 kgm ²
Momento de inércia polar do redutor (J_g)	3,3E-06 kgm ²
Corrente no motor sem carga (i_s)	4,19E-01 A
Velocidade angular do motor sem carga (ω_s)	445,6 rad/s
Momento de inércia polar da carga (J_L)	0,315 kgm ²
Coefficiente de amortecimento do redutor (C_g)	1,91E-04 kgm ² /s
Resistência do fio da bobina do freio (R_{b_f})	4,34 Ω
Resistência do fio da bobina do acoplamento (R_{b_a})	6,05 Ω
Número de espiras da bobina do freio (N_{b_f})	164
Número de espiras da bobina do acoplamento (N_{b_a})	226
Raio interno do disco (r_i)	48,5E-03 m
Raio externo do disco (r_o)	54E-03 m
Número de gaps do freio (ng_f)	14
Número de gaps do acoplamento (ng_a)	20
Distância entre discos (g)	0,15E-03 m
Viscosidade do fluido MR (μ_{MR})	0,280 Pa-s
Fator de proporção do freio (L_{b_f})	0,0063 m
Fator de proporção do acoplamento (L_{b_a})	0,0065 m
Momento de inércia polar efetivo (J_e)	1,558E-04 kg m ²
Coefficiente de amortecimento viscoso do motor (C_m)	0,503E-04 kg m ² /s
Coefficiente de amortecimento viscoso do freio MR (C_{offs})	0,1219 kg m ² /s
Coefficiente de amortecimento viscoso efetivo (C_e)	2,5349E-04kg m ² /s

A FIGURA 3.19 mostra o diagrama de blocos da unidade motora (motor, redutor e acoplamento MR) e do freio MR já com os controladores posicionados com suas respectivas retroações.

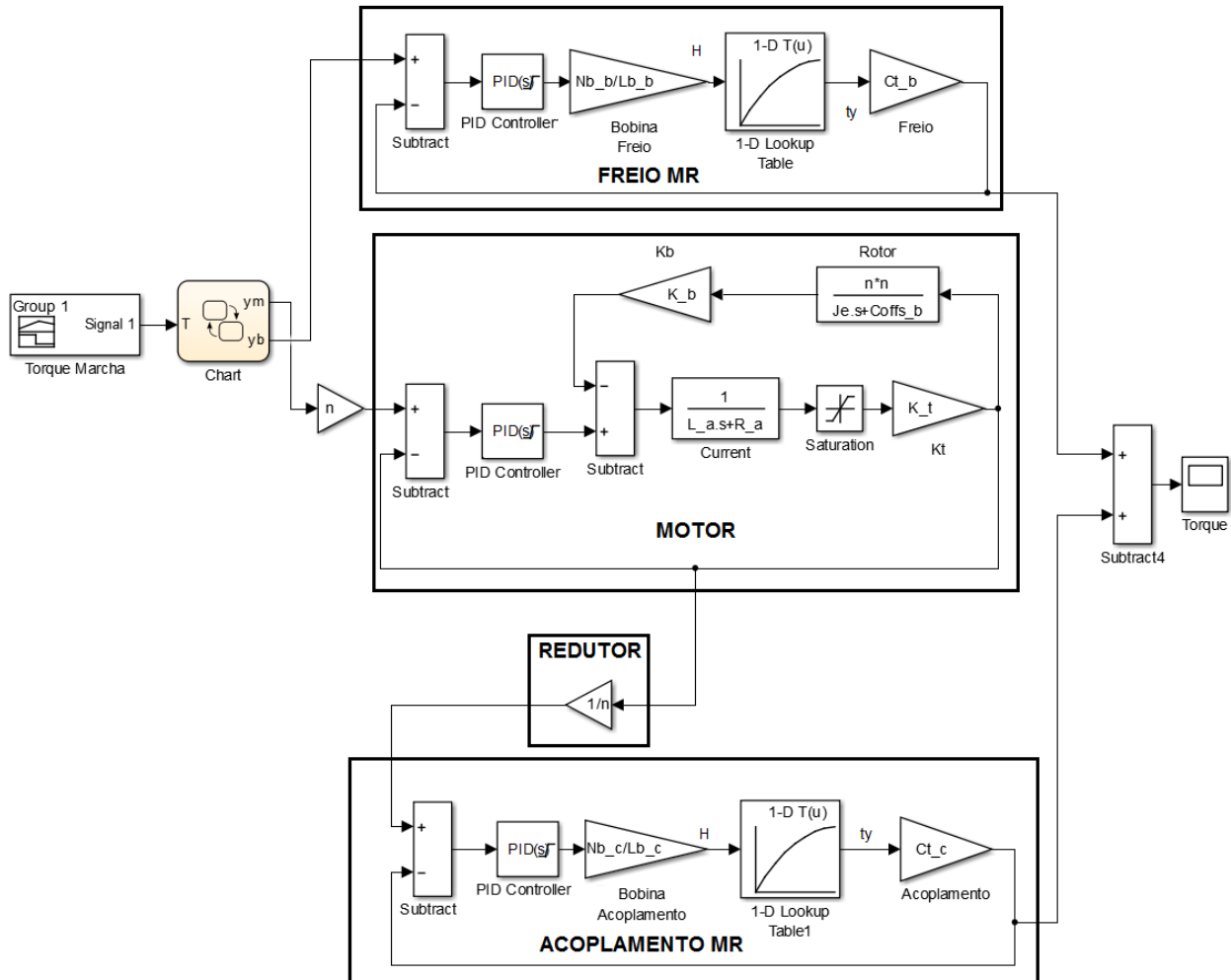


FIGURA 3.19. Diagrama de blocos do Joelho MR.

Foi considerada como entrada do sistema o torque medido em um joelho saudável durante um passo da marcha humana, proposto através dos experimentos de Kapti e Yucenur (2006). O controlador por estados finitos proposto possui uma abordagem simplificada do problema. Os estados foram definidos como sendo apenas a unidade motora e o freio MR. O tempo foi a condição de transição escolhida para essa análise inicial, uma vez que aproxima bem o que de fato acontece na marcha humana. Como apresentado no Item 2.1, o conjunto motor deve ser utilizado no momento em que há necessidade de contração concêntrica do quadríceps durante a marcha, ou seja, entre as subfases de resposta à carga e apoio médio, para elevar o centro de gravidade do corpo e impedir que o pé contralateral, em fase de balanço, toque o solo. (LOTERIO,

2015; KAPTI; YUCENUR, 2006; RIENER et al., 2002). Nas demais subfases da marcha são necessários torques resistivos, desenvolvidos pelo freio MR, ou movimento livre.

O diagrama de blocos do acoplamento MR foi elaborado para que este reproduzisse o torque de saída do motor, permitindo que todo o torque produzido fosse transmitido para o encapsulamento externo.

O modelo dinâmico do motor possui duas saturações. As saturações têm a função de indicar limitações existentes no modelo físico. A primeira saturação do modelo está embutida no controlador do motor. A função dessa saturação é limitar a saída para valores de no máximo 24 V, uma vez que o motor tem sua alimentação com essa tensão e valores superiores podem ocasionar em aquecimento. Foi utilizado um bloco próprio de saturação na segunda saturação que limita o valor da corrente do motor. A corrente de partida do motor EC 60 flat é de 78,2 A. Como esse valor é alto, a saturação foi limitada a 20% do fornecido pelo catálogo, 15A, para gerar menos aquecimento. O freio e o acoplamento possuem saturações presentes nas entradas de corrente da bobina, limitando seu valor a 2,5 A, que é a corrente máxima suportada pelo fio da bobina.

O controlador utilizado no modelo dinâmico do motor, acoplamento e freio foi o controlador PI que une a ação de controle proporcional com a ação de controle integral, capaz de minimizar o erro em regime permanente da resposta; muito utilizado em sistemas reais. A sintonia do controlador foi realizada usando a função *pidtool* do software MATLAB[®]. O objetivo foi obter um controlador que permitisse uma resposta rápida e estável do sistema. Os ganhos são apresentados no QUADRO 3.9.

QUADRO 3.9. Parâmetros dos controladores.

Parâmetros	Acoplamento MR	Freio MR	Motor
Kp	0,01	0,02	0,43
Ki	7,13	16,1	625,7
Tempo de subida [ms]	12	10	20
<i>Overshoot</i> [%]	0	0	0

A FIGURA 3.20 mostra a resposta do sistema tendo como entrada a curva do torque necessário para uma pessoa dar um passo (KAPTI; YUCENUR, 2006). É feita a comparação entre o torque do joelho na marcha normal (linha magenta), torque produzido no Joelho MR (linha azul) e torque produzido se somente o motor e redutor fossem utilizados (linha ciano), como acontece na prótese Power Knee (Össur). A diferença entre as respostas é mínima, validando o modelo dinâmico e o controle implementado. O freio MR se mostrou adequado para substituir o motor

onde não é necessário torque ativo. O fluido MR possui tempo de resposta de poucos milissegundos (WANG et al., 2013), o que facilita a sintonia de um controlador que precisa ter um tempo de resposta mais baixo. No momento de transição entre o freio MR e a unidade motora, em 15% da marcha, é possível observar uma pequena oscilação da resposta do sistema. Como o motor ainda não está energizado no momento que a transição acontece e o torque é elevado, cerca de 33,0 N m, a unidade motora precisa de certo tempo para atingir o *setpoint*.

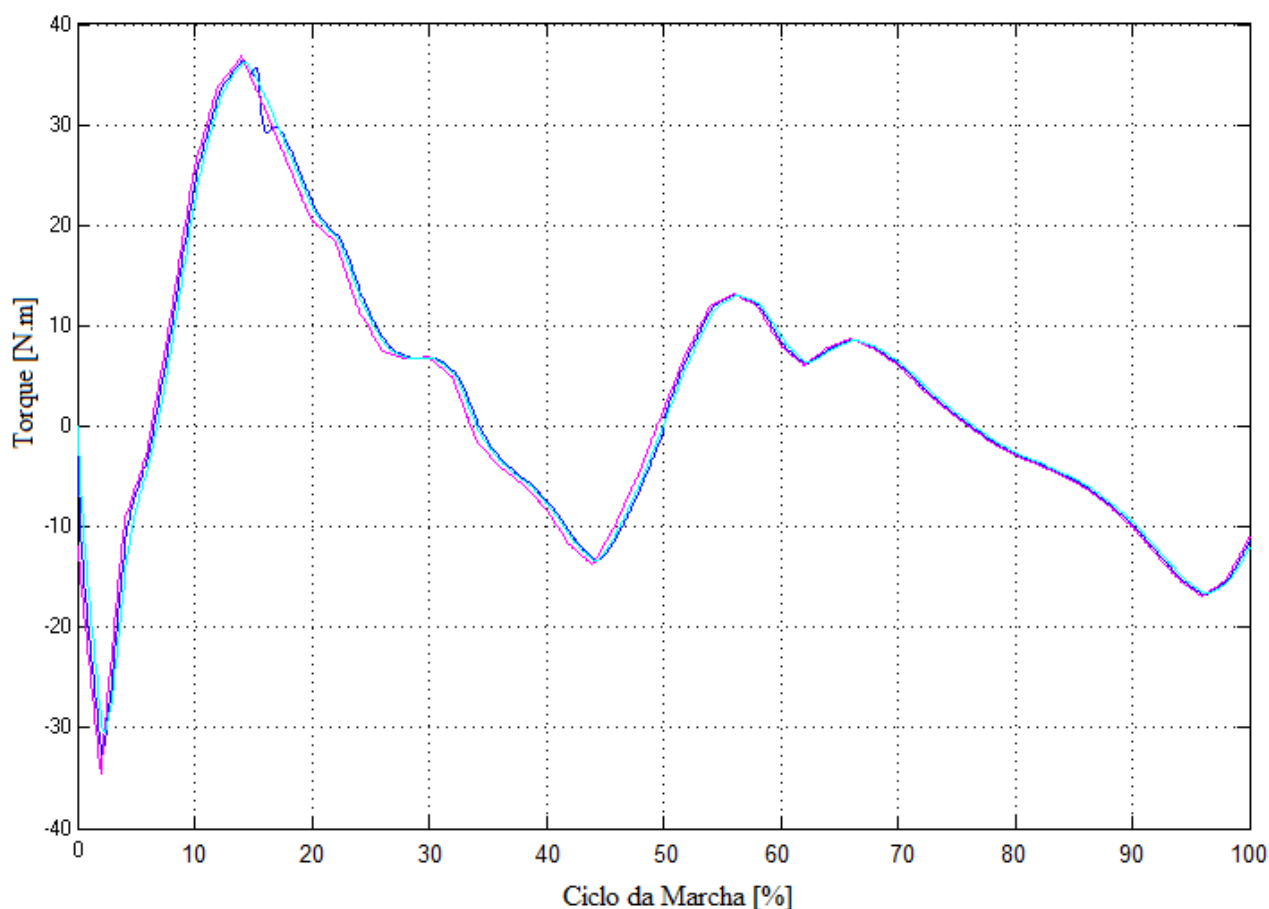


FIGURA 3.20. Comparação entre o torque do joelho na marcha normal (linha magenta, KAPTI; YUCENUR, 2006), torque produzido pelo Joelho MR (linha azul) e torque produzido se somente o motor e redutor fossem utilizados (linha ciano).

Os resultados alcançados com controle desenvolvido para o modelo dinâmico teórico do Joelho MR, finalizam a etapa de projeto do sistema. Todas as análises desenvolvidas indicaram que o dispositivo foi projetado adequadamente. A próxima etapa é fabricar e avaliar experimentalmente o protótipo físico do Joelho MR.

3.3 Aparato experimental

3.3.1 Fabricação e montagem do Joelho MR

Após o desenvolvimento e avaliação do protótipo digital do acoplamento e freio MR, foi fabricado um protótipo de cada dispositivo para testes. A FIGURA 3.21 apresenta os componentes fabricados. O conjunto completo (1) é montado nos adaptadores (2 e 3) para testes na bancada experimental apresentada na próxima seção. São feitas ranhuras por eletroerosão a fio no conjunto núcleo de ferro, bobina e anel de isolamento (4 e 5) para aumentar a rigidez na ligação com os discos laterais (9) e com os discos internos (7). A cobertura de alumínio (6) também é ranhurada por eletroerosão visando a maior rigidez na união com os discos externos (8).

A FIGURA 3.22 apresenta os principais componentes do Joelho MR após fabricação. Todas as peças da carcaça foram fabricadas em liga de alumínio 70-75 com o objetivo de reduzir o peso. Na configuração final o motor EC 60 flat (3) é montado na carcaça interna (7); o redutor harmônico CSG-14-100-2a (5) é montado no eixo do motor e fixo à carcaça interna, a saída do redutor harmônico (6) é suportada por um rolamento de seção fina (4); acoplamento MR é montado sobre a saída do redutor (6) e acoplado à carcaça externa (1); o freio MR é montado sobre a carcaça interna (7) e sua saída acoplada à carcaça externa (1). O adaptador (2) é usado para testes de medição do torque. O adaptador (8) é usado para fixar a carcaça interna à base da bancada de testes ou ao adaptador da prótese. O Joelho MR completo montado ficou com peso de 1998g, largura de 80,5 mm e diâmetro de 117 mm, dentro do limite estabelecido em projeto.

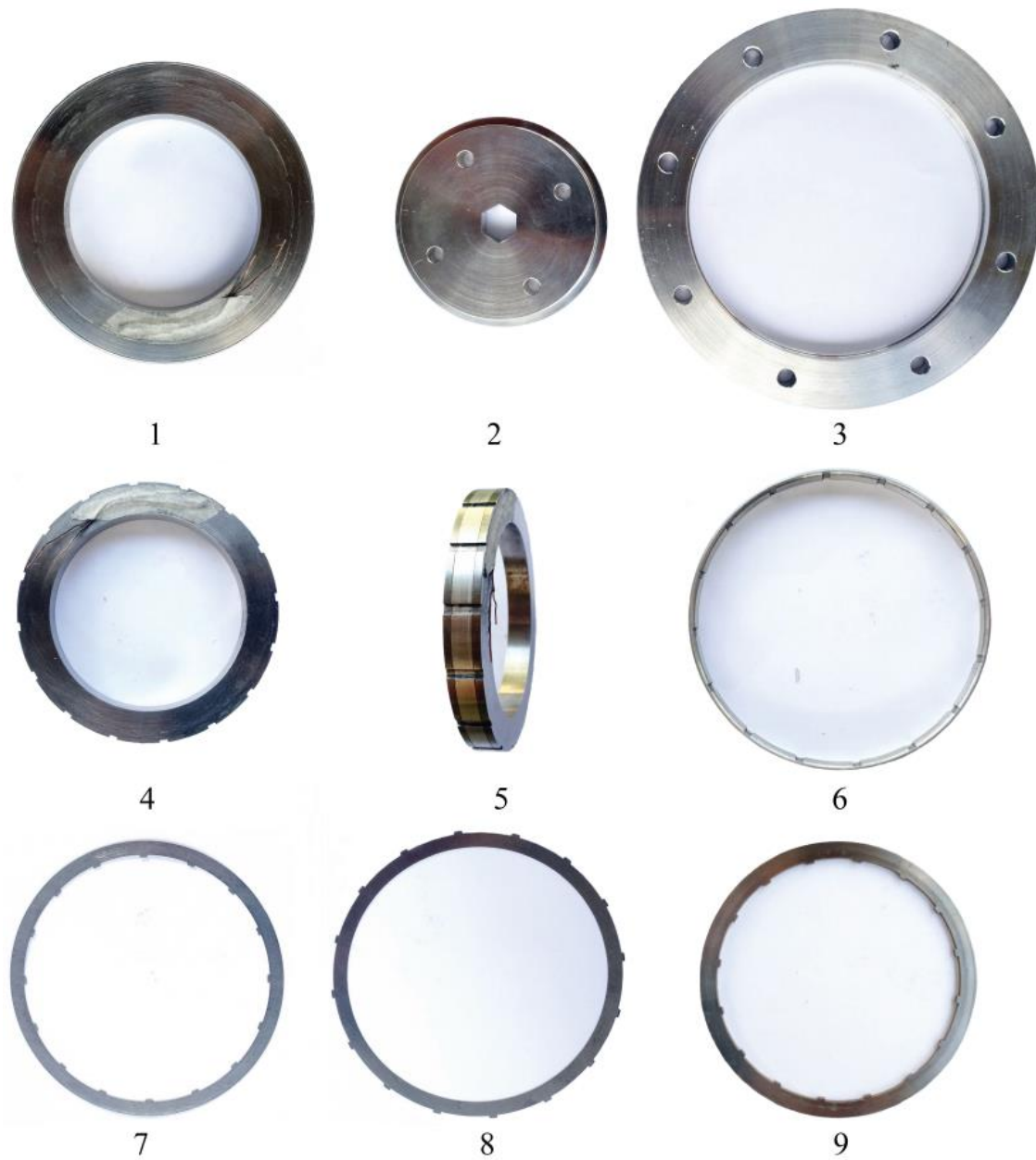


FIGURA 3.21. Componentes fabricados do acoplamento/freio MR. (1) acoplamento/freio MR, (2) adaptador interno, (3) adaptador externo, (4) e (5) conjunto bobina (núcleo, bobina e cobertura de isolamento), (6) cobertura de alumínio, (7) discos internos, (8) discos externos, (9) discos laterais.

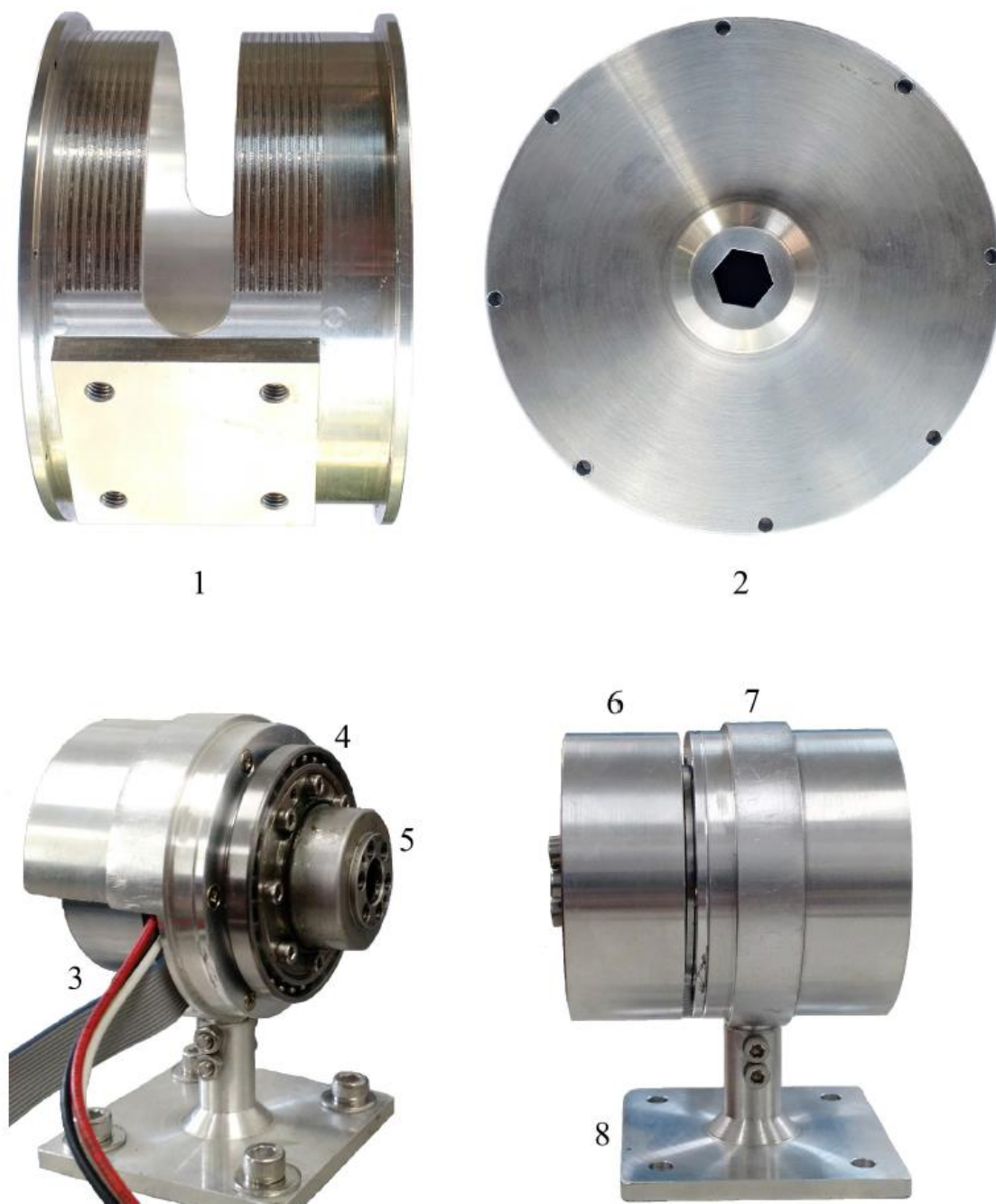


FIGURA 3.22. Componentes fabricados do Joelho MR. (1) estrutura externa, (2) adaptador para testes, (3) EC 60 Flat, (4) rolamento de seção fina, (5) CSG-14-100-2a, (6) saída do redutor, (7) estrutura interna, (8) adaptador.

3.3.2 Bancada experimental

A bancada experimental desenvolvida visa avaliar as principais características dos componentes do Joelho MR, tais como: tempo de resposta, torque ativo e resistivo em função da corrente aplicada e outros. Inicialmente, a proposta era utilizar a ferramenta Simulink do MATLAB em conjunto com a placa de prototipagem eletrônica BeagleBone Black para controle

do motor e demais dispositivos da bancada. Porém, após a revisão bibliográfica e levantamento de dados, o sistema que melhor atendeu a demanda do projeto foi combinar a ferramenta LabVIEW com o sistema de aquisição de dados da National Instruments USB-6003. A FIGURA 3.23 apresenta a bancada completa montada.

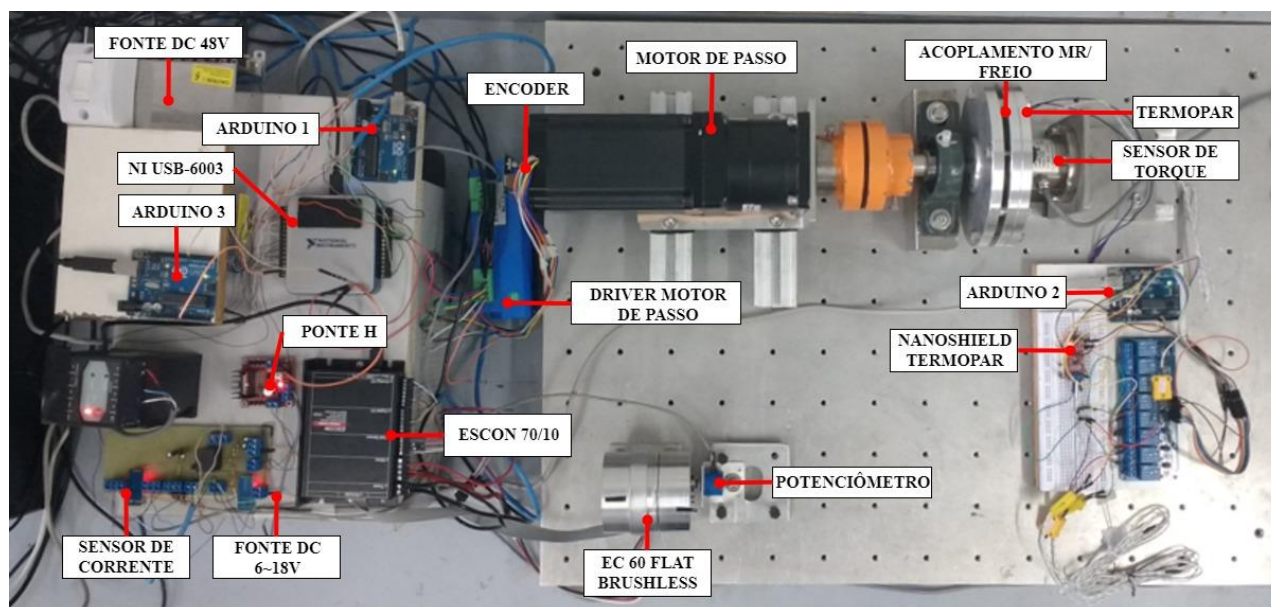


FIGURA 3.23. Bancada para modelagem do motor EC 60 Flat, do acoplamento e freio MR (ANDRADE et al., 2017, adaptado).

A FIGURA 3.24 apresenta o esquemático da ligação da bancada experimental para avaliação de desempenho do acoplamento/ freio MR. A bancada consiste em um motor de passo que transmite movimento ao acoplamento/freio MR e um sensor de torque (MKTE-100) que mede o torque transmitido pelo dispositivo. As conexões em preto representam as conexões físicas, em vermelho os circuitos de potência e em azul as comunicações de dados: sinal analógico (S.A.), sinal digital (S.D.) e sinal PWM. O sistema de aquisição de dados (DAQ) usado na bancada é o USB-6003 da National Instruments (NI), que possui 08 entradas analógicas, 02 saídas analógicas e 13 entradas e saídas digitais, 100 kS/s, e resolução de 16 bits, possibilitando realizar a aquisição de dados com menor tempo de amostragem (10^{-3} s) que outras placas de prototipagem eletrônica disponíveis no mercado. Três microcontroladores Arduino Uno são usados como sistemas auxiliares ao DAQ. A integração do sistema e a interface de comandos foram desenvolvidas com a ferramenta LabView.

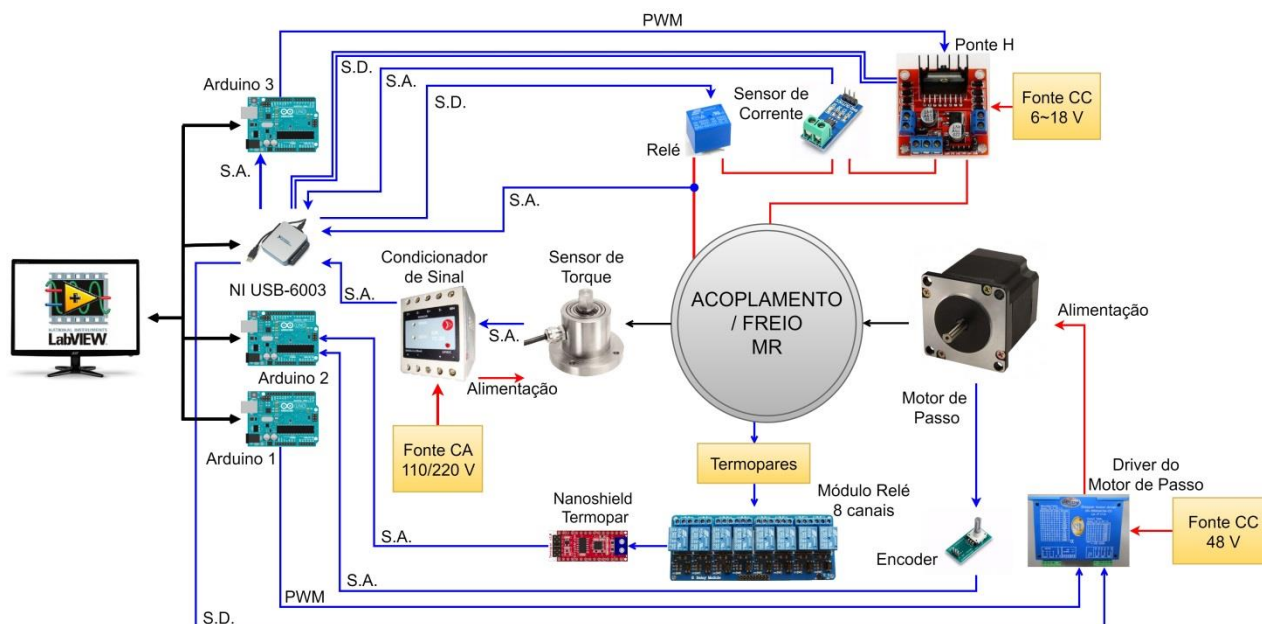


FIGURA 3.24. Esquemático de ligação da bancada do acoplamento/ freio MR (ANDRADE et al., 2017, adaptado).

O motor de passo (NEMA 34) combinado com o redutor planetário (razão de transmissão 10:1) transmite movimento para a cobertura de alumínio (item 6, FIGURA 3.21) do acoplamento/freio MR através do adaptador externo (item 3, FIGURA 3.21). O torque produzido é medido pelo sensor de torque (MKTE-100, MK Controle), montado no adaptador interno (item 2, FIGURA 3.21), e amplificado por um condicionador de sinal. O motor de passo é alimentado pelo driver (DR-SB050DC04-CS). Um microcontrolador Arduino Uno R3 (Arduino 1) é usado como gerador de onda quadrada, permitindo a comunicação do DAQ USB-6003 com o driver do motor de passo para controlar a velocidade de rotação. A velocidade do motor é monitorada pelo encoder acoplado ao rotor, traduzido pelo Arduino Uno R3 (Arduino 2).

O nível de corrente que circula na bobina do acoplamento/freio MR é controlado pelo nível de tensão médio na saída ponte-H (L298N) e medida pelo sensor de corrente (ACS712). A ponte-H é alimentada por uma fonte de tensão regulável (0~24V). Um microcontrolador Arduino Uno R3 (Arduino 3) é usado como gerador de onda PWM, permitindo a comunicação do DAQ com a ponte-H. O relé do circuito de potência da bobina é usado como chave de segurança.

Como indicado anteriormente, a temperatura de operação do acoplamento/freio MR é uma variável importante para segurança do usuário e para o desempenho do fluido MR. A bancada experimental desenvolvida prevê um sistema para monitoramento da temperatura e estudo das características térmicas de operação do acoplamento/freio MR a ser usado em trabalhos futuros. A variação de temperatura resultante da dissipação de energia no fluido MR e na bobina por efeito Joule é medida por um conjunto de até oito (08) termopares inseridos diretamente no sistema. O

módulo relé chaveia qual o termopar deve ser lido e o Módulo Nanoshield Termopar juntamente com o microcontrolador Arduino 2 realiza a leitura e conversão do sinal gerado pelo termopar.

A FIGURA 3.25 apresenta a interface de comandos, desenvolvida com a ferramenta LabVIEW. Através da Instrumentação Virtual (VI) da bancada, é possível:

- Controlar a velocidade do motor de passo em malha aberta;
- Controlar o torque gerado no acoplamento/freio MR em malha aberta e em malha fechada usando um controlador PID e o sinal de realimentação do sensor de torque;
- Abrir e fechar o circuito de alimentação da bobina usando sinal booleano e o relé;
- Visualizar graficamente em tempo real a variação de corrente e tensão na bobina e a variação de torque;
- Realizar a leitura de todos os instrumentos que compõem a bancada.
- Gravar os dados em arquivo no formato tdms.

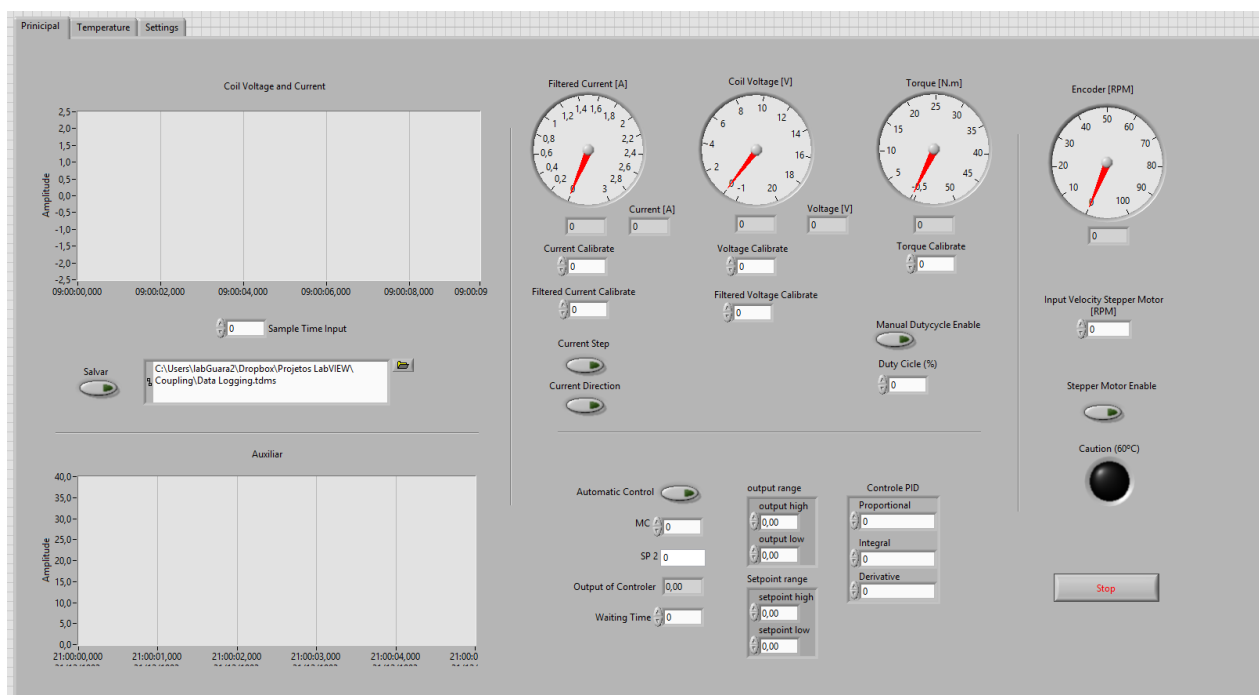
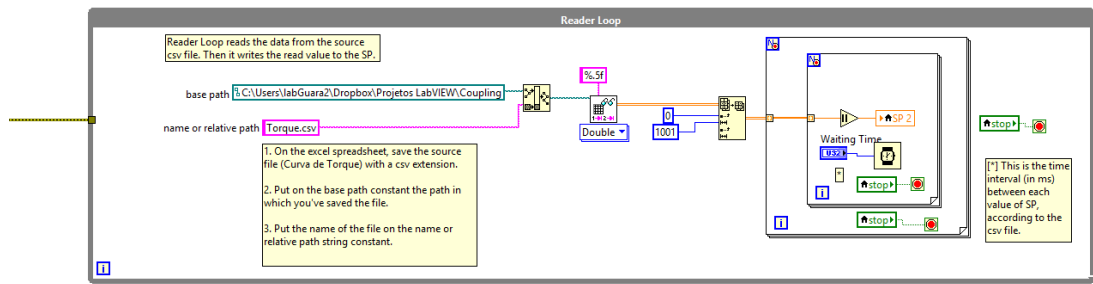
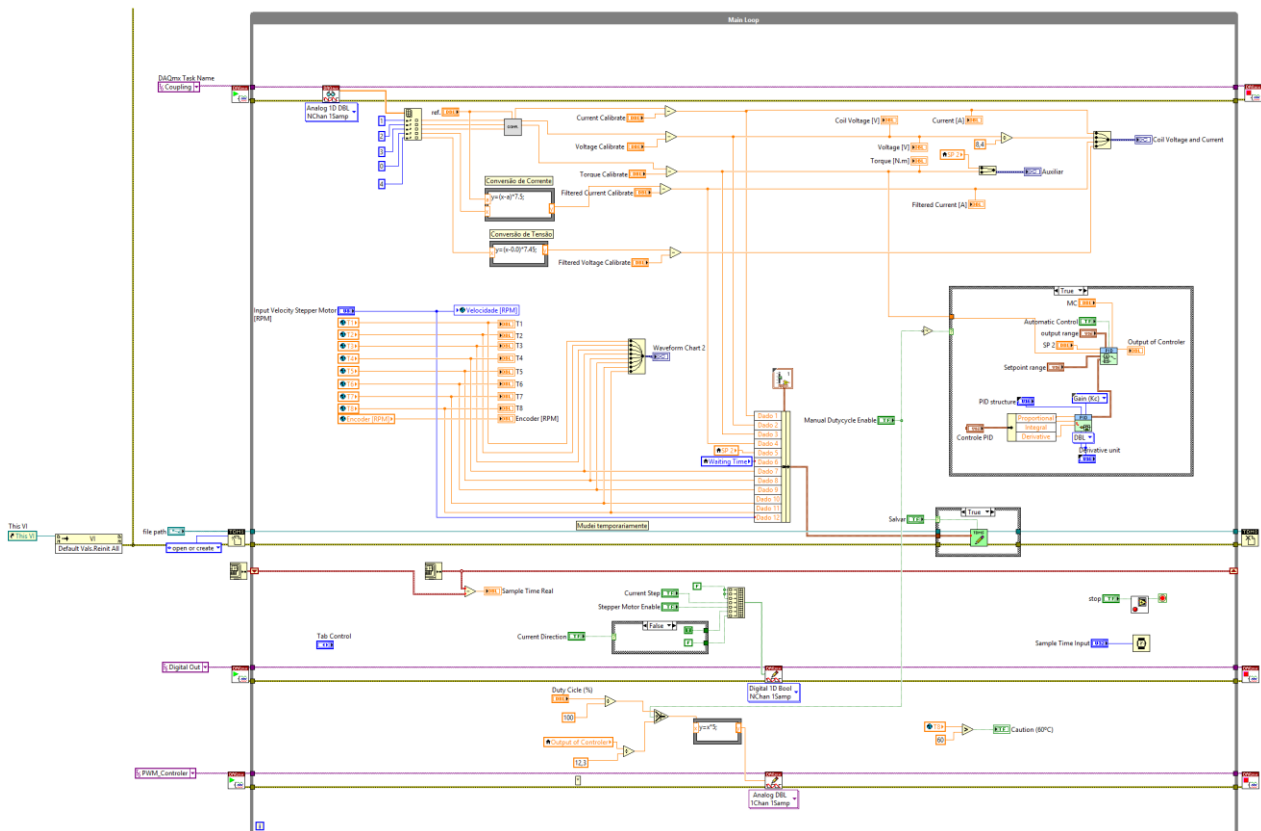


FIGURA 3.25. Interface de comandos do acoplamento/freio MR (ANDRADE et al., 2017, adaptado).

A FIGURA 3.26 apresenta a programação do VI principal do acoplamento/freio MR, que é dividido em 2 loops: o loop contido na FIGURA 3.26 (a) é responsável pela leitura da curva de referência de torque do Joelho durante a marcha a partir de um documento csv. O loop 2 (FIGURA 3.26 (b)) é responsável pela aquisição de dados da bancada.



(a)



(b)

FIGURA 3.26. Diagrama de blocos da interface de comandos do acoplamento/freio MR. (a) Loop responsável por adquirir dados de um arquivo csv. (b) Loop 2 responsável pela aquisição de dados e controle.

Como descrito anteriormente, para produzir movimento ativo no joelho MR é utilizado o motor EC 60 flat em série com o redutor harmônico CSG-14-100-2a. A FIGURA 3.27 apresenta o esquemático da bancada para controlar a posição angular de saída do conjunto. Em azul estão representados todos os sinais analógicos e digitais, em vermelho os circuitos de potência e em preto todas as conexões físicas. O motor é controlado pelo driver ESCON Servo Controller 70/10 da Maxon Motors que se comunica com o DAQ USB-6003 através de entradas e saídas analógicas e digitais. O driver dispõe de uma interface para interação com o usuário (FIGURA 3.28), em que

é possível escolher a forma de funcionamento do motor, os parâmetros de entrada e saída do driver e outros. São utilizadas três entradas digitais: Enable, Direction e Stop e uma entrada analógica para controlar a velocidade do motor, em que 0 V corresponde a 0 rpm e 10 V corresponde a 6000 rpm. Para obter o retorno da velocidade e da corrente do motor no instante desejado, são usadas duas saídas digitais do driver. Para a velocidade, o drive retorna 0 V a 0 rpm e 4 V a 6000 rpm. Para a corrente, o driver retorna 0 V a 0 A e 4 V a 10 A. Para monitorar a posição angular na saída foi usado um potenciômetro de 50kΩ de 10 voltas.

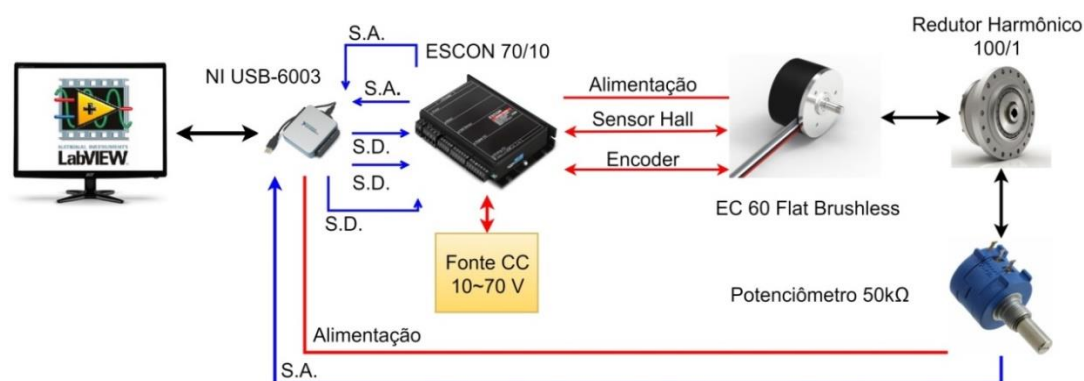


FIGURA 3.27. Esquemático de ligação do motor EC 60 flat (ANDRADE et al., 2017, adaptado).

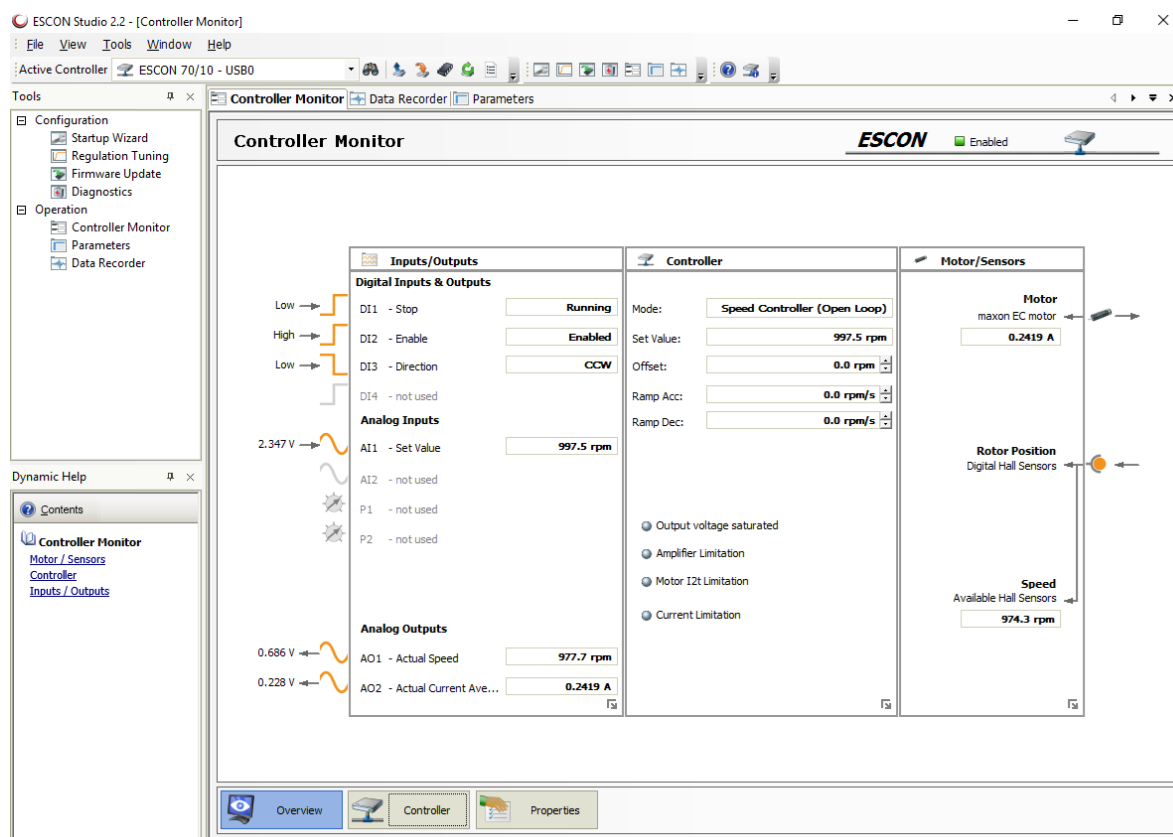


FIGURA 3.28. Interface para o usuário do driver ESCON 70/10.

O esquemático da ligação da bancada experimental para avaliar o torque ativo do Joelho MR é apresentado na FIGURA 3.29. O motor EC 60 flat é alimentado pelo driver ESCON

70/10. O torque ativo produzido pelo atuador é medido pelo sensor de torque (MKTE-100, MK Controle) e amplificado por um condicionador de sinal. A corrente na bobina do acoplamento e do freio MR é controlada pela ponte H (L298N) e medida pelo sensor de corrente (ACS712). A ponte-H é alimentada por uma fonte de corrente contínua (24V). O DAQ NI USB-6003 (National Instruments) é usado para controlar o motor, acoplamento e freio MR.

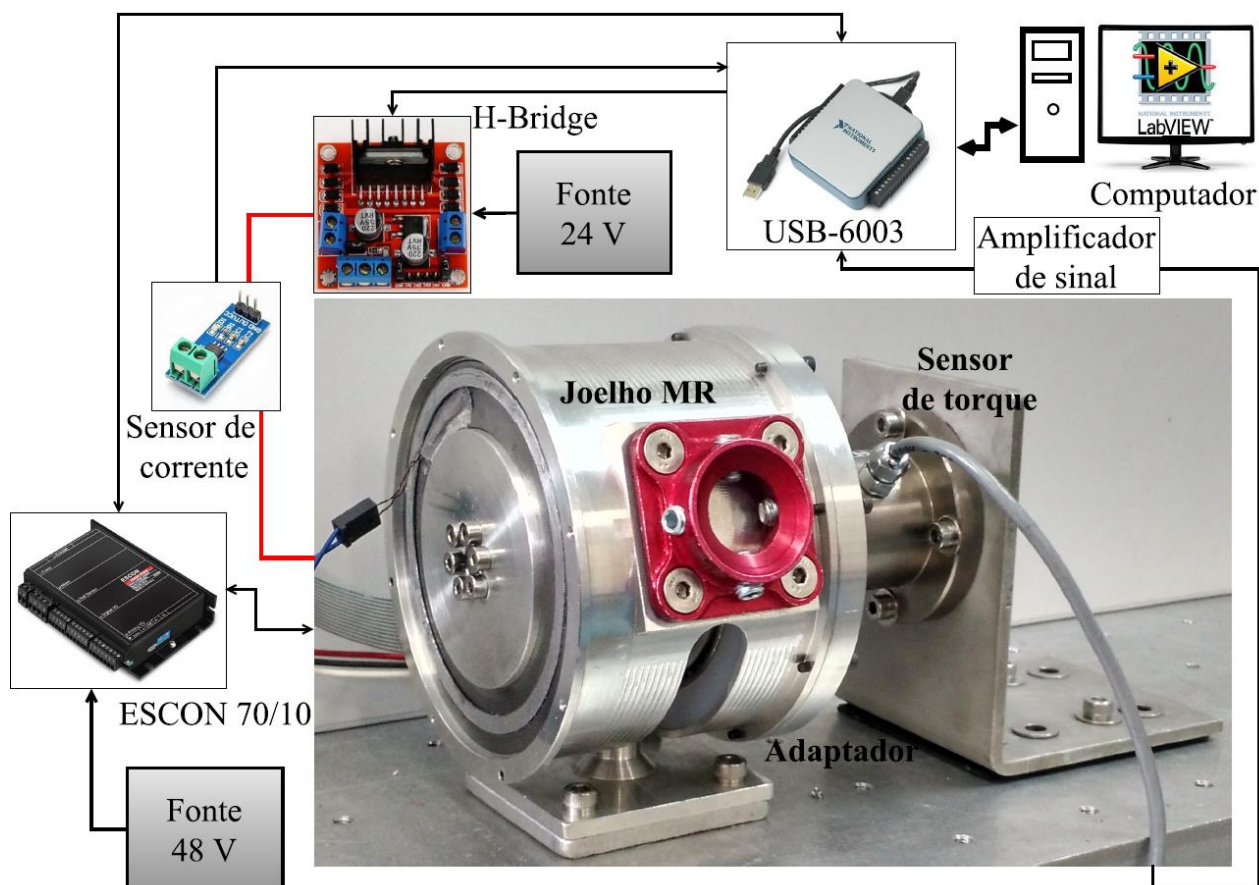


FIGURA 3.29. Esquemático de ligação do Joelho MR.

A FIGURA 3.30 apresenta a interface de comandos do Joelho MR, desenvolvida com a ferramenta LabVIEW, com a qual é possível:

- Controlar a corrente do motor EC 60 flat em malha fechada;
- Controlar o torque de saída do Joelho MR usando um controlador PID e o sinal de realimentação do sensor de torque;
- Visualizar graficamente em tempo real a variação de corrente e velocidade no motor e o torque produzido pelo sistema;
- Realizar a leitura dos instrumentos que compõem a bancada.
- Gravar os dados em arquivo no formato tdms.

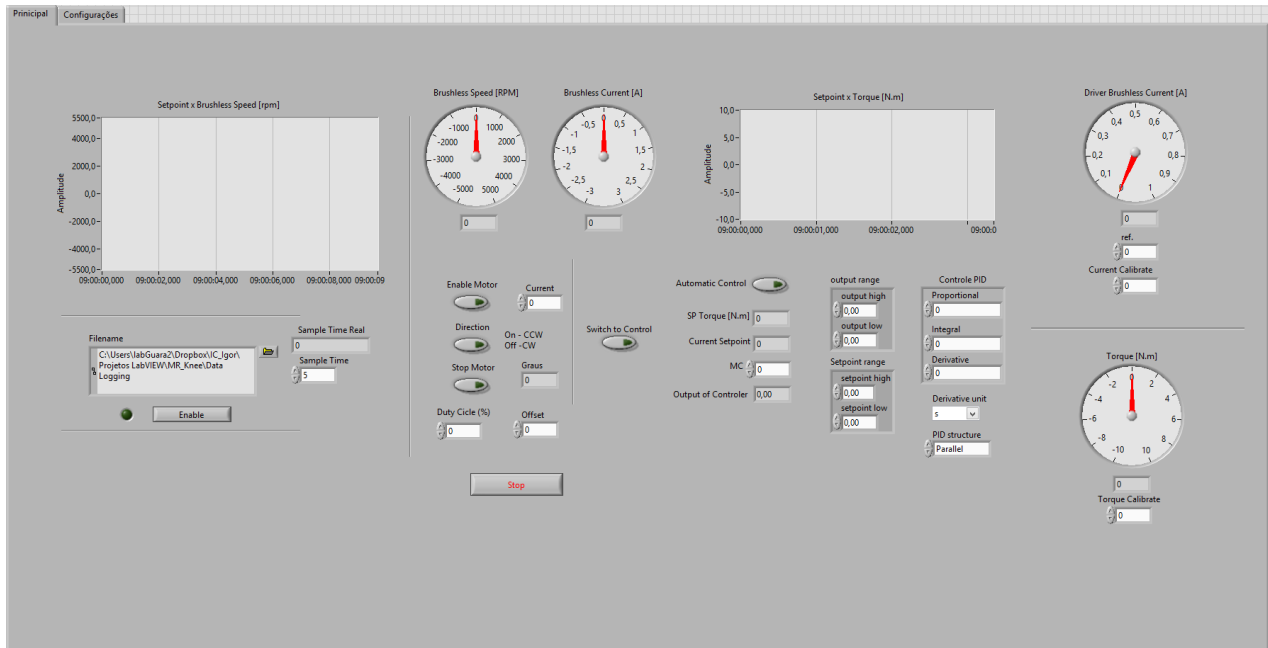
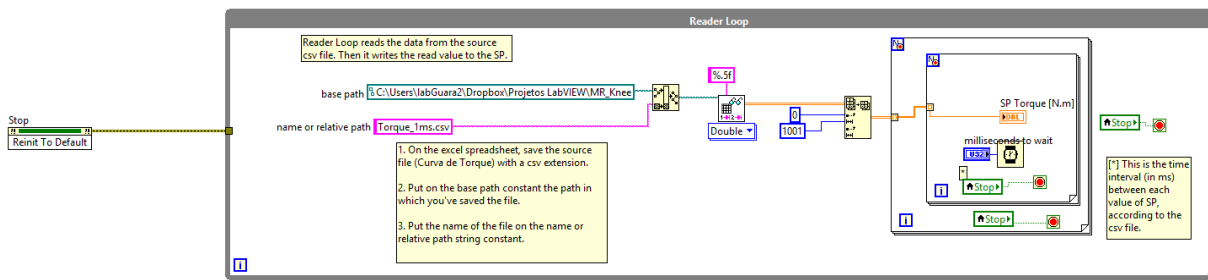
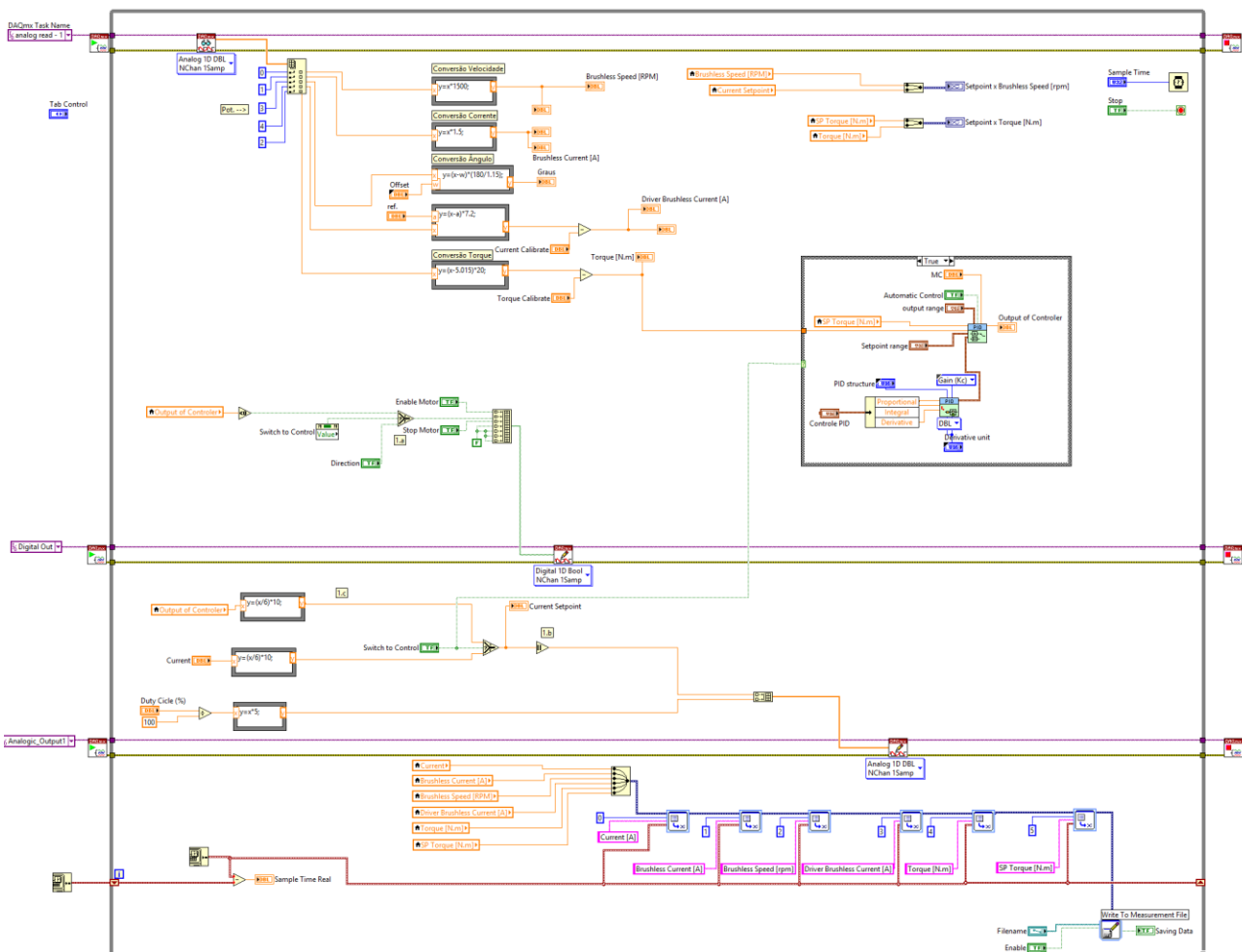


FIGURA 3.30. Interface desenvolvida para controle do Joelho MR.

Na FIGURA 3.31 é apresentada a programação do VI do Joelho MR, que é dividido em 2 loops: o loop contido na FIGURA 3.31 (a) é responsável pela leitura da curva de referência de torque do joelho durante a marcha a partir de um documento csv. O loop 2 (FIGURA 3.31 (b)) é responsável pela aquisição de dados da bancada.



(a)



(b)

FIGURA 3.31. Diagrama de blocos da interface de comandos do Joelho MR. (a) Loop responsável por adquirir dados do um arquivo csv. (b) Loop 2 responsável pela aquisição de dados e controle.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a fabricação dos componentes do Joelho MR e construção das bancadas experimentais, os modelos dinâmicos dos subsistemas que compõem o atuador foram avaliados separadamente. O controle preliminar de posição e de torque foi implementado, para avaliar a capacidade de o atuador reproduzir as características de um joelho saudável durante o ciclo da marcha.

Nos testes em bancada, como o atuador ainda é um sistema isolado, por ora, foi possível implementar o controle de posição angular, o controle do torque produzido no acoplamento e freio MR e o controle de torque ativo. Por fim, os resultados experimentais foram usados para simular o controle de torque final do Joelho MR e estimar o consumo de energia do sistema durante a marcha.

4.1 Modelagem experimental

4.1.1 Acoplamento e freio MR

Após a fabricação e montagem do acoplamento e freio MR cada conjunto foi avaliado na bancada de testes (FIGURA 3.24). O primeiro teste realizado foi avaliar a variação do torque medido em função da corrente aplicada na bobina do acoplamento/freio MR, apresentado na FIGURA 4.1.

O experimento foi conduzido impondo rotação constante no motor de passo, variando a corrente que circula pela bobina do acoplamento/freio MR. Os resultados experimentais do freio MR na bancada são representados pelos losangos verdes, bem próximo dos resultados teóricos obtidos com o método de otimização indicados pela linha azul. Os resultados experimentais do acoplamento MR na bancada, círculos azuis, e os resultados teóricos da otimização, linha vermelha tracejada, também apresentam valores bem próximos.

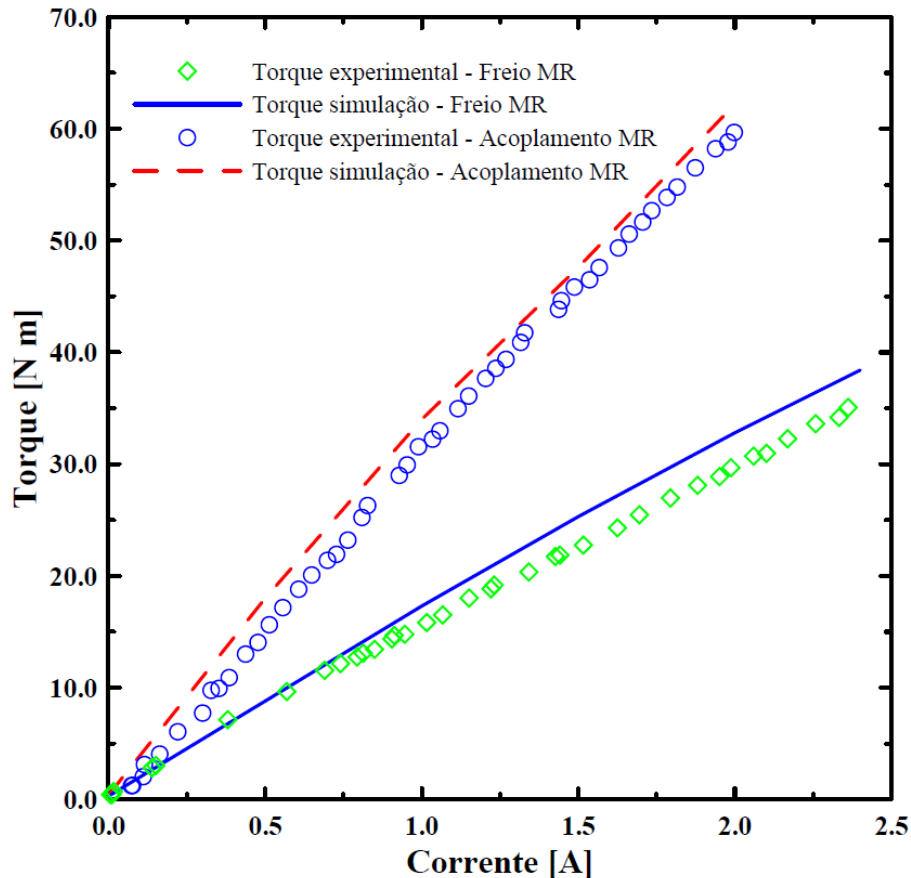


FIGURA 4.1. Resposta de torque estático em função da corrente aplicada no acoplamento/freio MR.

Verifica-se na figura que a variação do torque é aproximadamente linear em relação à corrente de alimentação da bobina. Isso acontece por que a densidade de fluxo magnético atingida no fluido MR é no máximo 0,52 T e está dentro da região de linearidade do fluido MR, ou seja, a densidade do fluxo magnético está aumentando proporcionalmente à intensidade do campo magnético (NGUYEN; CHOI, 2009). É importante destacar que as premissas $B_{nf} < 1.5$ T e $B_{MR} < 0.7$ T utilizadas na otimização, mostraram ser adequadas para evitar as não linearidades normalmente presentes em dispositivos MR (MA et al., 2017; CHEN et al., 2017; PARK et al., 2016; KIKUCHI et al., 2010). Esse comportamento facilita o posterior controle do acoplamento e freio MR, uma vez que o torque varia linearmente com a corrente aplicada na bobina.

No acoplamento MR o torque atinge 55.0 N m quando $I = 1,8$ A, no freio MR, $T = 35.0$ N m quando $I = 2,3$ A. Acoplamento e freio MR apresentam elevada relação torque/peso em relação a outros dispositivos similares desenvolvidos em outros trabalhos (CHEN et al., 2017; MA et al., 2017; CHEN; LIAO, 2010; GUDMUNDSSON et al., 2010). Esta elevada relação ocorre por usarmos uma bobina com núcleo oco e raios internos e externos grandes, aumentando a área de contato do fluido com os discos.

O tempo de resposta é uma característica importante dos dispositivos MR e depende da constante de tempo de formação do campo magnético da bobina e da constante de tempo de resposta do fluido MR (WANG et al., 2013). A geometria e as características operacionais do dispositivo podem afetar consideravelmente este parâmetro. Uma vez que o atuador MR vai ser usado para substituir um joelho saudável, é importante que o tempo de resposta do acoplamento e do freio MR sejam adequados para a função. A FIGURA 4.2 apresenta o tempo de resposta do acoplamento e freio MR.

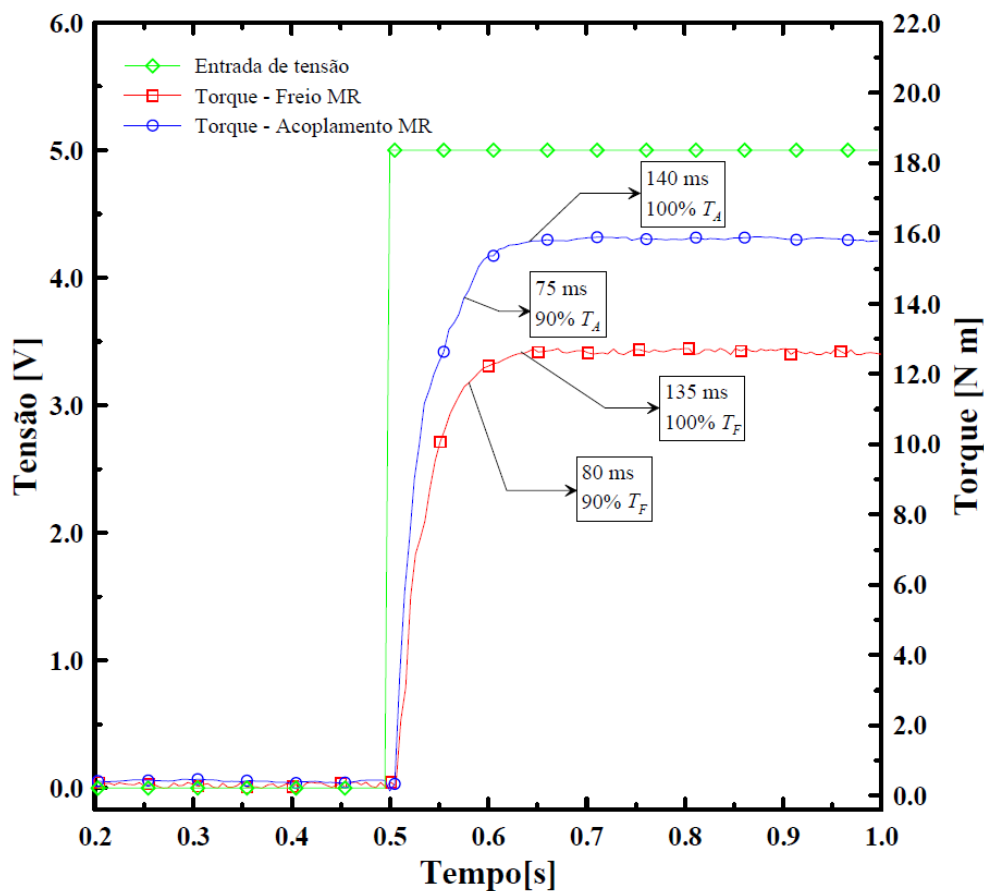


FIGURA 4.2. Tempo de resposta do acoplamento e freio MR.

O tempo para o músculo atingir 90% do pico de força pode variar entre 170 ms e 350 ms e o tempo para atingir o pico de força varia entre 450 ms e 550 ms (LETSOU et al., 1994). O tempo de resposta do acoplamento e do freio MR é avaliado para uma entrada em degrau de tensão de 5.0 V na bobina. Os círculos azuis indicam o torque medido no acoplamento MR (T_A) e os quadrados vermelhos o torque no freio MR (T_F). No acoplamento o torque atinge 90% do pico em torno de 75 ms e 100% do pico em torno de 140 ms, por outro lado o freio precisa de 80 ms para atingir 90% do pico de torque e 135 ms para atingir T_F . Em comparação com outros

dispositivos MR, o acoplamento e freio MR apresentam rápido tempo de resposta. O atuador multifuncional com fluido MR desenvolvido por Guo e Liao (2012) apresenta tempo de resposta de 100 ms. O tempo de resposta para o acoplamento MR desenvolvido por Kikuchi et al. (2010) atingir o pico de torque varia entre 50 ms e 100 ms. O acoplamento MR desenvolvido por Wang et al. (2013) apresenta tempo de resposta entre 230 ms e 380 ms. Esses resultados indicam que o acoplamento e freio MR desenvolvidos apresentam características promissoras para aplicação proposta, que exige baixo peso e consumo de energia, elevada capacidade de torque e rápido tempo de resposta.

Para estimar o modelo dinâmico experimental da resposta de torque em função da tensão na bobina do acoplamento/freio MR, o circuito elétrico da bobina pode ser modelado como um circuito RL. A resposta em torque depende do tempo de formação do campo magnético da bobina e da constante de tempo de resposta do fluido MR (WANG et al. 2013). O tempo de resposta do fluido MR é considerado aqui como atraso de transporte. O torque apresenta comportamento linear com a variação da corrente (FIGURA 4.1) e pode ser escrito em função da corrente aplicada à bobina da seguinte forma:

$$T = C_{MR} I \delta(t - \tau) \quad (4.1)$$

onde C_{MR} é a constante de torque do acoplamento/freio MR em função da corrente que circula pela bobina. τ é a constante de tempo de resposta do fluido MR, próximo a 10 ms (WANG et al. 2013). Aplicando a lei de Kirchhoff no circuito RL da bobina:

$$U = R_b I + L_b \frac{dI}{dt} \quad (4.2)$$

onde R_b é a resistência elétrica da bobina e L_b é a indutância da bobina. Como apresentado anteriormente, o torque do acoplamento/ freio MR apresenta comportamento linear em relação à variação da corrente elétrica na bobina e condição inicial nula (FIGURA 4.1). Nessas condições é possível usar uma função de transferência para representar o comportamento da saída $T(S)$ em função da entrada $U(S)$, como indicado pela EQ. (4.3).

$$\frac{T(S)}{U(S)} = \frac{K_{MR}}{1 + \frac{L_c}{R_c} S} e^{-S\tau} \quad (4.3)$$

onde K_{MR} é a constante de torque do acoplamento/freio MR em função da tensão na bobina. A resposta de torque em malha aberta à entrada de tensão na bobina do acoplamento e freio MR foi obtida utilizando a bancada experimental apresentada na FIGURA 3.24. No instante 0,5s foi aplicado um degrau de tensão de 5V com duração de 0,8s, o experimento foi realizado 3 vezes para cada sistema. Os resultados são apresentados na FIGURA 4.3.

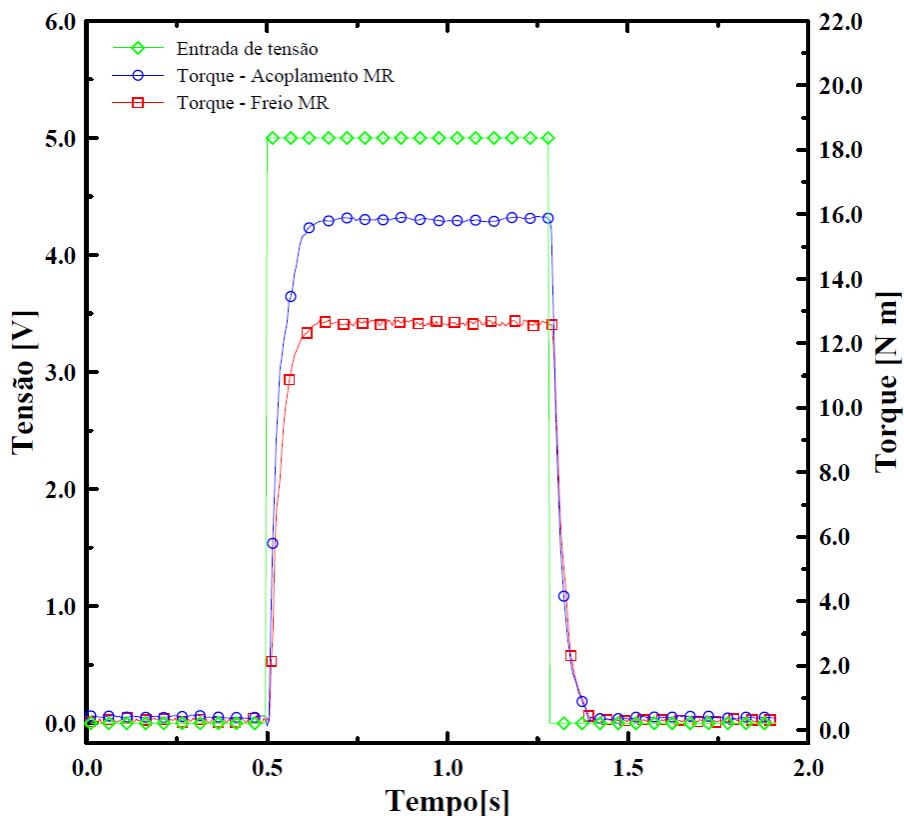


FIGURA 4.3. Resposta ao degrau de tensão do acoplamento/freio MR.

Os dados coletados nos experimentos indicados na FIGURA 4.3 e o modelo indicado na EQ. (4.3) foram utilizados para avaliar as funções de transferência do acoplamento e do freio MR. A função `ident` do software MATLAB calculou as funções de transferência com melhor representatividade (QUADRO 4.1).

QUADRO 4.1. Função de transferência do acoplamento e freio MR

Sistema	Função de Transferência
Acoplamento MR	$\frac{T(S)}{U(S)} = \frac{3,171}{1 + 0,0286S} e^{-8.3E-03S}$
Freio MR	$\frac{T(S)}{U(S)} = \frac{2,527}{1 + 0,0310S} e^{-8.5E-03S}$

4.1.2 Posição angular do Joelho MR

A unidade motora do Joelho MR foi testada na bancada apresentada pela FIGURA 3.27 para avaliar a capacidade de o conjunto produzir movimento ativo. O driver ESCON 70/10 foi configurado para operar o motor no modo controle de velocidade em malha aberta e em malha fechada usando como feedback a velocidade lida pelo sensor de efeito Hall do motor. A posição angular na saída foi monitorada com um potenciômetro de 50k Ω de 10 voltas.

A velocidade na saída do conjunto é proporcional ao sinal de tensão de entrada no driver, em que 0 V corresponde a 0 rpm e 10 V corresponde a 60 rpm. A FIGURA 4.4 apresenta a resposta de posição da saída do redutor à entrada de tensão no driver. No início do experimento foi dado um input em degrau de +10 V no driver, correspondendo a +60 rpm na saída do redutor, por um tempo aproximado suficiente para atingir +-180°, depois foi feito um input inverso de -10 V (-60 rpm) por um tempo aproximado suficiente para atingir +-0°. A comunicação entre a interface de comandos e o driver foi feita pelo DAQ USB-6003. O experimento foi repetido diversas vezes e não foi observada variação significativa entre os resultados com o driver operando no regime malha aberta ou fechada.

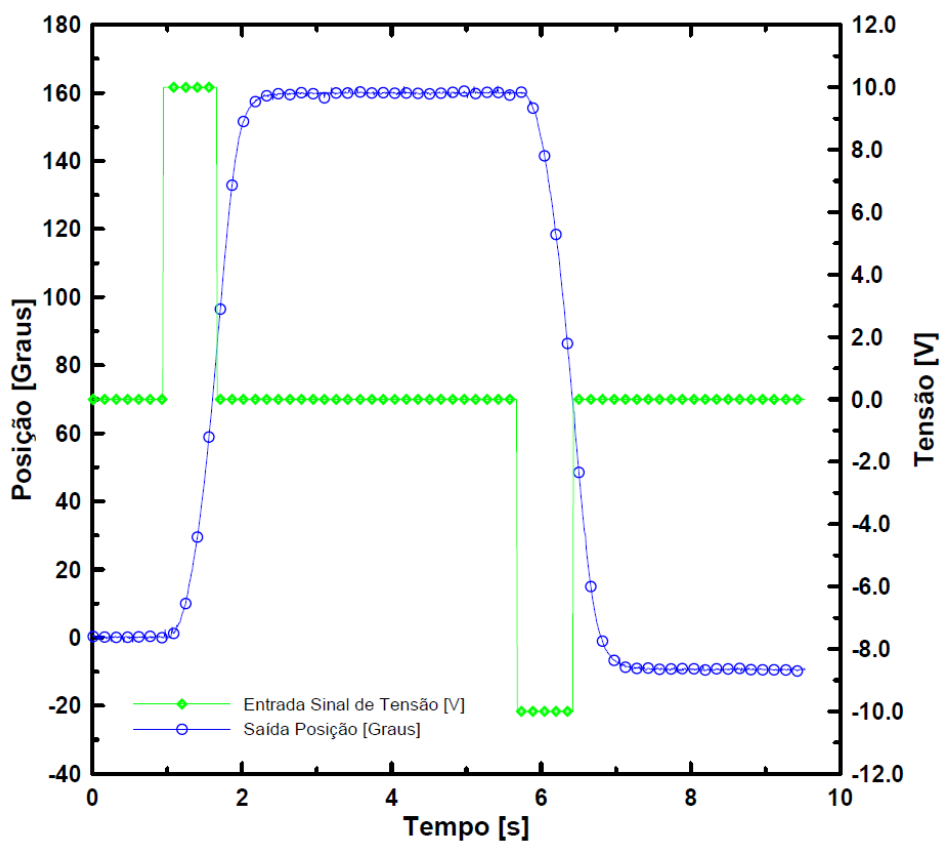


FIGURA 4.4. Identificação da posição do moto-redutor.

Após o experimento, foi usada a função *ident* do software MATLAB para identificar a função de transferência entre a entrada de tensão no driver e a saída de posição. Considerando a resposta da função de transferência com um polo em $-p$ e um polo em zero, como normalmente é feito em controle de posição de motores elétricos CC, a função de transferência $G(s)$ indicada pela EQ. (4.4) foi calculada com 93% de correspondência.

$$G(S) = \frac{24,141}{S(1 + 0,32018s)} \quad (4.4)$$

4.1.3 Torque ativo

Uma vez avaliada a resposta de posição e a resposta de torque no acoplamento e freio MR, torna-se necessário avaliar a capacidade do atuador produzir torque ativo adequado para a função. Os experimentos foram realizados na bancada apresentada pela FIGURA 3.29.

A FIGURA 4.5 apresenta a capacidade de o Joelho MR gerar torque ativo e torque de frenagem em função da corrente aplicada no motor EC 60 flat, quando a carcaça externa está parada. O experimento foi realizado com o driver ESCON 70/10 operando no modo controle de corrente de malha fechada. Os losangos verdes representam o torque ativo enquanto que os quadrados vermelhos indicam o torque de frenagem. Ambas as respostas apresentam comportamento aproximadamente linear. O torque de frenagem apresenta uma inclinação maior e torque residual de 3,4 N m quando o motor não é alimentado, devido aos atritos internos no redutor harmônico e no motor. O atuador é capaz de fornecer até 40,4 N m de torque ativo e 50,4 N m de torque de frenagem. O torque de frenagem máximo do Joelho MR é a soma do torque de frenagem máximo do conjunto motor e do freio MR, em torno de 85,0 N m.

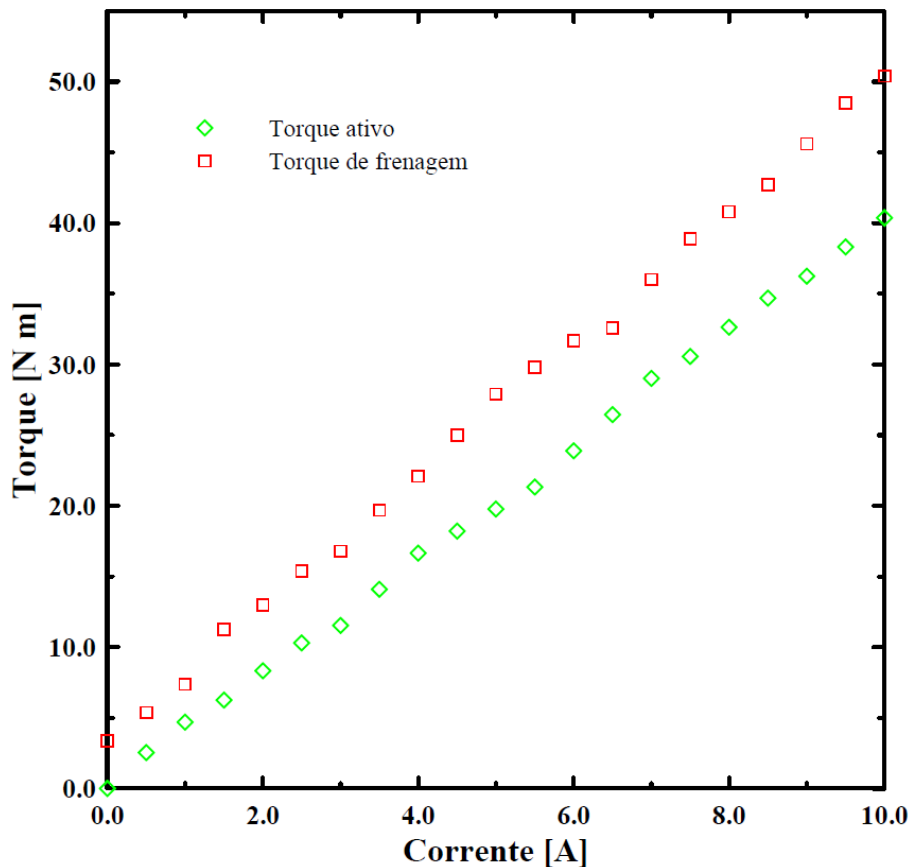


FIGURA 4.5. Torque ativo do Joelho MR.

O atuador MR apresenta elevada capacidade de torque ativo e de torque de frenagem e mostra ser promissor para aplicação em próteses de joelho. Considerando o uso do atuador durante a marcha em solo (FIGURA 3.2), o conjunto motor vai ser usado entre 15% e 50% do ciclo da marcha, necessário para elevar o centro de gravidade do corpo durante a fase de apoio, reduzindo o torque no quadril e melhorando a simetria da marcha. Em outras condições de utilização que exigem mais torque ativo da unidade motora, como subir escadas e rampas e levantar de cadeira, o atuador vai auxiliar ao paciente desenvolver um padrão de movimento mais adequado, reduzindo os esforços compensatórios no quadril e coluna e os riscos de lesões degenerativas. O Joelho MR apresenta capacidade de torque de frenagem suficiente para auxiliar em situações de operação como descer escadas, rampas e sentar, fazendo o conjunto motor operar como freio. Nessas condições, o torque de frenagem máximo pode atingir até 85,0 N m. Em trabalhos futuros pretendemos implementar no sistema a capacidade de regenerar a potência, ou seja, quando o motor opera como um gerador de energia durante a frenagem, como o desenvolvido por Ma et al. (2017). Nessas condições, em que o torque exercido sobre o sistema é maior do que o torque induzido pelo motor, o motor gira em sentido oposto, podendo operar como gerador.

Em seguida foi estimado o modelo dinâmico experimental da resposta de torque ativo em função da corrente aplicada ao motor EC 60 flat. O setpoint de corrente foi determinado por um sinal de tensão de 0 V a 10 V vindo do sistema de aquisição de dados USB-6003, através da interface de comandos. O motor EC 60 flat foi considerado uma fonte de torque ativo, apresentando torque de saída proporcional à corrente de entrada (FIGURA 4.5). Acoplamento MR foi alimentado com 2,0A, para transmitir todo torque produzido pelo motor; o freio MR não foi alimentado. Um degrau de corrente de 1,0 A foi aplicado no motor no instante 1,0s com duração de 1,8s, o resultado é apresentado na FIGURA 4.6, o experimento foi realizado três vezes.

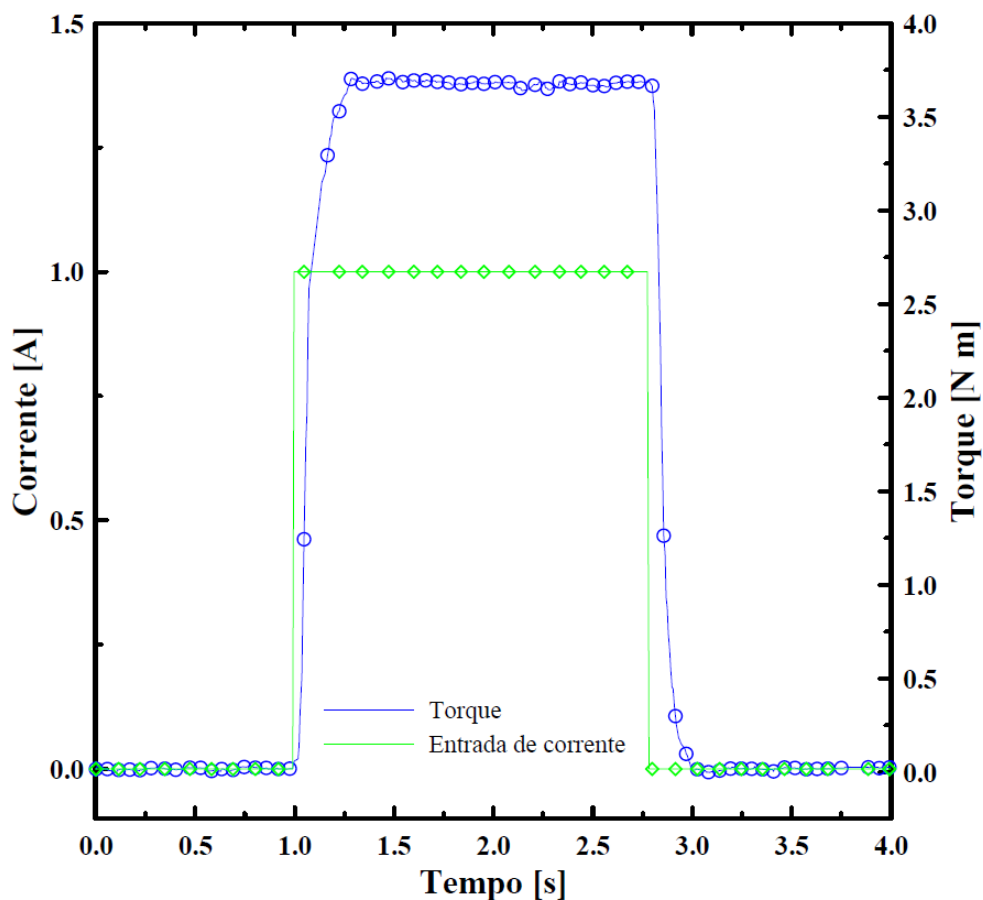


FIGURA 4.6. Resposta de torque ativo ao degrau de corrente.

A resposta de torque ativo em malha aberta à entrada de corrente foi aproximada de um sistema de primeira ordem, uma vez que não se observa *overshoot* ou atraso de transporte. Usando a função *ident* do MATLAB, a função de transferência indicada pela EQ. (4.5) apresentou 91% de representatividade em relação às respostas obtidas.

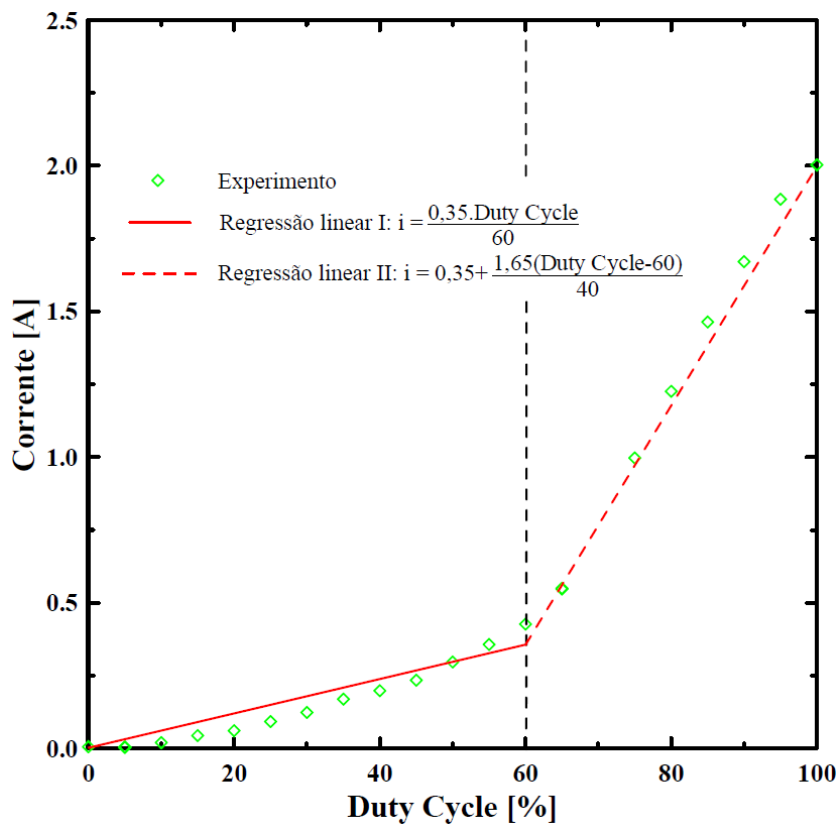
$$\frac{T(S)}{I(S)} = \frac{3,69}{1 + 0,05S} \quad (4.5)$$

4.2 Controle experimental

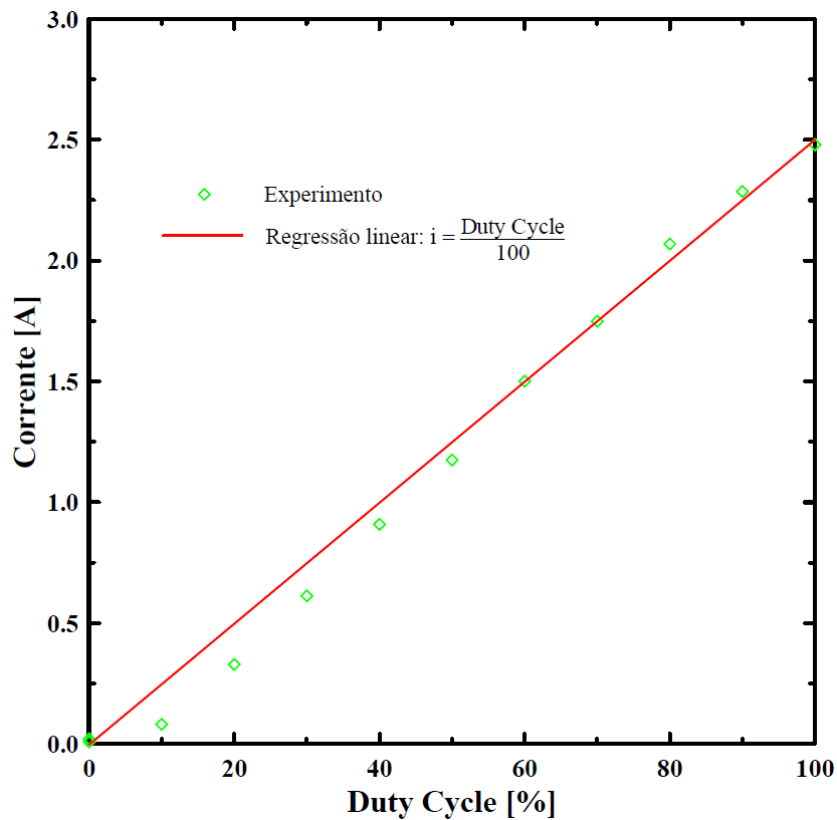
4.2.1 Controle de torque do acoplamento e freio MR

Como validação preliminar dos modelos levantados, o controle de torque foi implementado para o acoplamento e freio MR. O nível de corrente que circula na bobina do acoplamento/freio MR é controlada pelo nível de tensão médio de saída ponte H. A frequência do sinal PWM enviado para a ponte H é de 950 Hz. Apesar de o torque apresentar comportamento linear com a variação da corrente, a indutância da bobina do acoplamento/freio MR pode restringir variações de corrente no circuito. Dessa forma é importante entender qual a relação entre a variação do *duty cycle* do sinal PWM e a variação de corrente na bobina antes de implementar o controle de torque. Foram conduzidos dois experimentos em que as bobinas do acoplamento e do freio MR foram alimentadas com 2,0 A e 2,5 A, respectivamente, com o *duty cycle* em 100%. O *duty cycle* foi reduzido de 100% a 0%, através da interface de comandos, enquanto a corrente foi medida pelo sensor ACS712. Os resultados são apresentados na FIGURA 4.7.

A variação de corrente na bobina do freio MR (FIGURA 4.7 (b)), indicada pelos losangos verdes, comportamento linear em função da variação do *duty cycle*, podendo ser aproximada da reta em vermelho, obtida por regressão linear. Por outro lado a variação de corrente na bobina do acoplamento MR apresenta comportamento não linear em função da variação do *duty cycle* (FIGURA 4.7 (a)). Para minimizar os efeitos dessa não linearidade o microcontrolador Arduino 3 da bancada (FIGURA 3.24), usado como gerador de onda PWM, foi programado para operar nas duas regiões lineares indicadas na figura, recuperadas por regressão linear.



(a)



(b)

FIGURA 4.7. Variação de corrente na bobina em função do *duty cycle*. (a) Acoplamento MR. (b) Freio MR.

Dois controladores PI foram sintonizados para cada subsistema, considerando uma resposta rápida e estável. Os parâmetros dos controladores implementados são mostrados no QUADRO 4.2.

QUADRO 4.2. Parâmetros dos controladores

Parâmetros	Acoplamento MR	Freio MR
Kp	0,309	0,974
Ki	6,857	20,04
Tempo de subida [ms]	100	12
<i>Overshoot</i> [%]	0	5.75

A condição de operação mais rápida é no início do ciclo da marcha, quando o calcanhar toca o solo, o quadríceps necessita contrair excentricamente para desacelerar a flexão do joelho e absorver o choque do contato. Como o freio MR é o único subsistema operando nesse momento da marcha, um controlador mais ágil foi implementado, apresentando tempo de subida de 12ms e *overshoot* de 5.75%. Nas demais condições de operação durante o ciclo da marcha a resposta do controlador pode ser mais suave, reduzindo o consumo de energia e aumentando a estabilidade da resposta.

A FIGURA 4.8 apresenta a resposta de torque do acoplamento e do freio MR à entrada de torque produzido pelo joelho durante o ciclo da marcha. Uma vez que estes dispositivos produzem torque resistivo independente do sentido de rotação, foi usado o valor absoluto da referência de torque para avaliar a resposta. Observa-se que o sistema projetado é capaz de seguir adequadamente a entrada de torque de referência, validando o modelo levantado e os controladores implementados. A figura também apresenta a potência consumida pelos sistemas durante o ciclo da marcha; como o freio tem menor capacidade de torque que o acoplamento, o consumo de energia do freio é maior, para um mesmo nível de torque final desejado. Na maior parte o ciclo da marcha a potência consumida pelo acoplamento e freio MR não passa de 5,0 W e atinge picos de 9,5 W no acoplamento e 19,5 W no freio, em curtos períodos de tempo. A potência média consumida durante todo o ciclo é de 2,2 W e 4,9 W no acoplamento e freio MR, respectivamente.

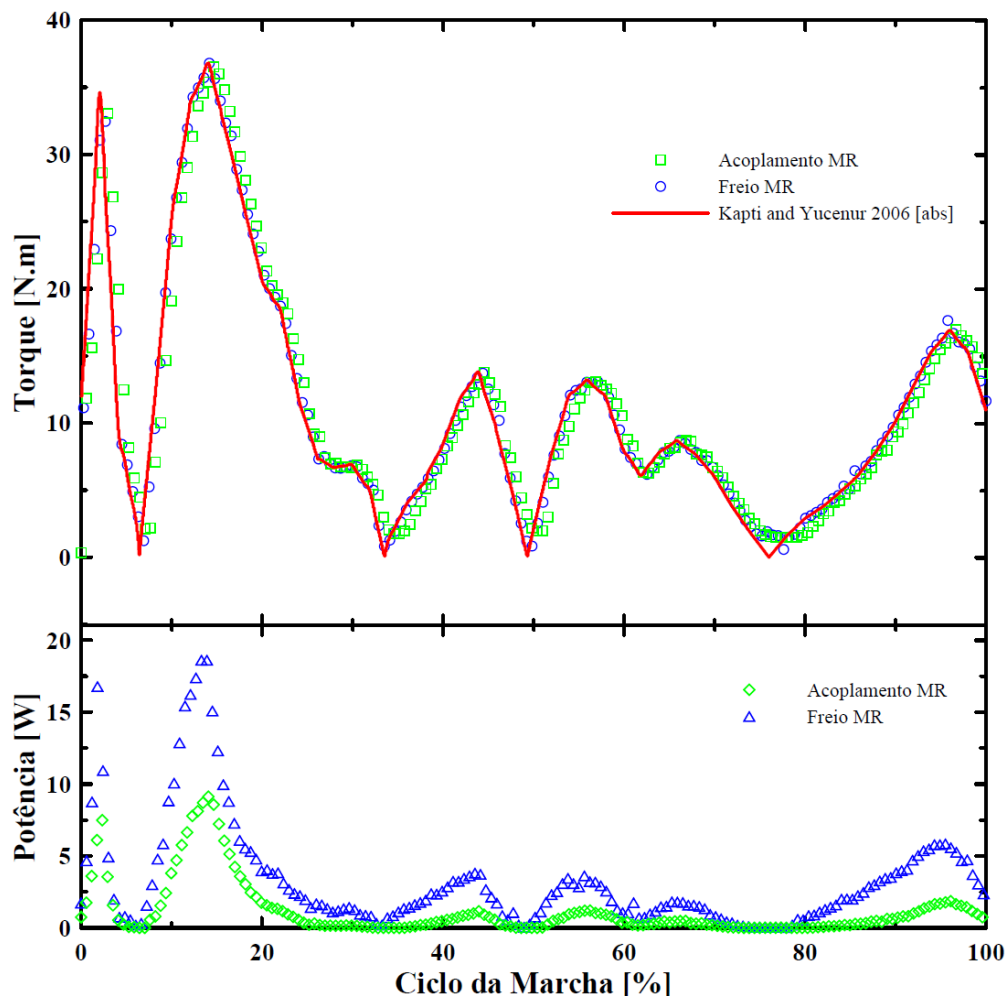


FIGURA 4.8. Controle de torque do acoplamento e do freio MR durante o ciclo da marcha.

4.2.2 Controle de posição

Como validação preliminar do modelo levantado para a posição angular em função do sinal de tensão de entrada no ESCON 70/10 (Item 4.1.2), o controle de posição foi implementado. A sintonia dos controladores foi feita usando a função *pidtool* do software MATLAB. Foram implementados três controladores, cujos parâmetros são apresentados no QUADRO 4.3.

QUADRO 4.3. Parâmetro dos controladores.

Parâmetro	Controlador 1	Controlador 2	Controlador 3
K _p	0,074583	0,18947	0,60076
K _i	0,0020915	0,010601	0,067068
Tempo de subida [s]	1,25	0,575	0,275
Overshoot [%]	8	25	50

Para avaliar a capacidade de o conjunto reproduzir o movimento angular de um joelho saudável, os três controladores foram testados na bancada usando como referência de entrada a curva de posição angular de um joelho saudável durante um ciclo da marcha, retirada de Kapti e Yucenur (2006). Os resultados são apresentados na FIGURA 4.9.

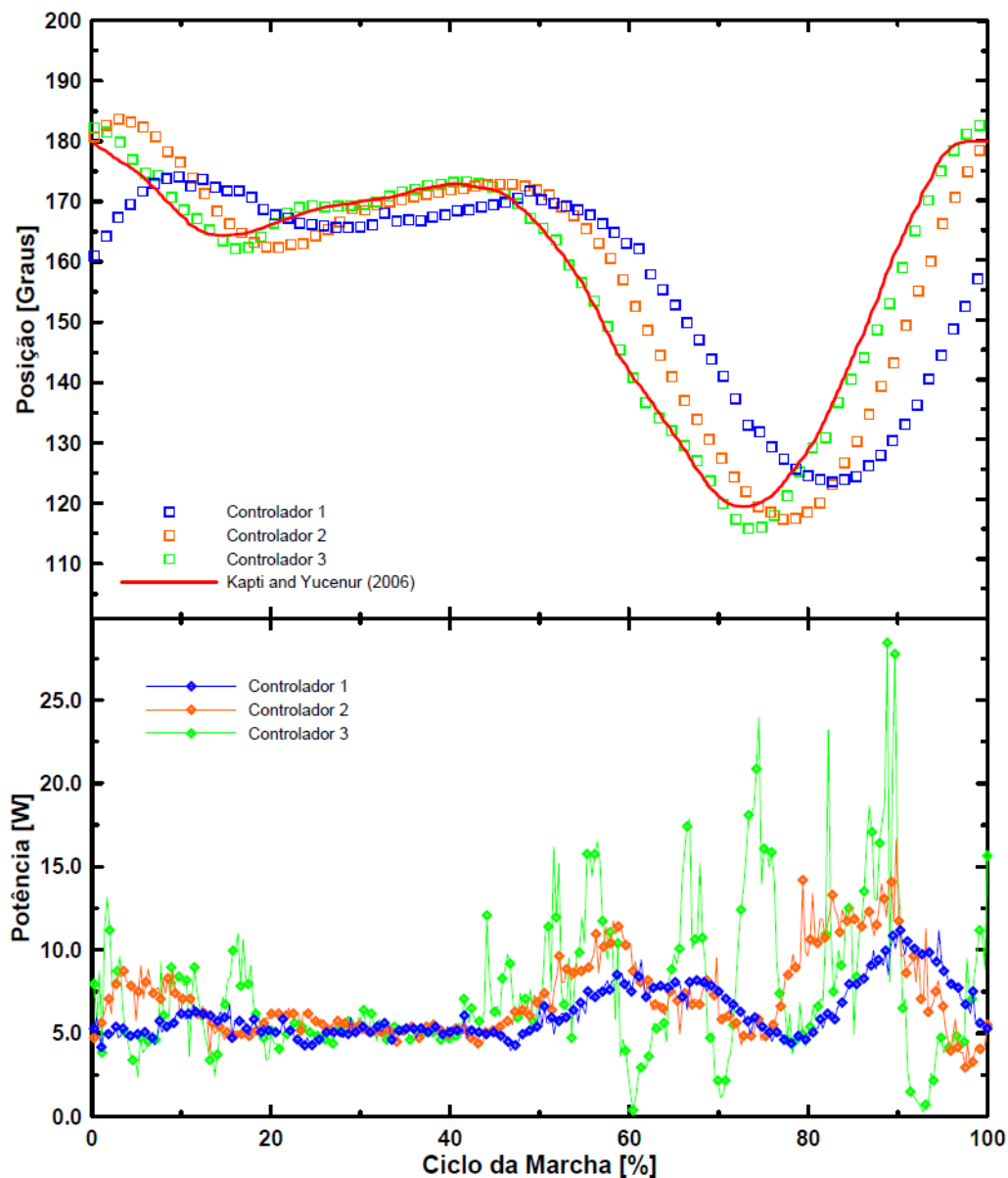


FIGURA 4.9. Controle de posição EC 60 flat e CSG-14-100-2a

Observa-se que o sistema projetado é capaz de seguir adequadamente a entrada de posição de referência, validando o modelo levantado e os controladores implementados. O controlador 2, representado por quadrados laranja, e o controlador 3, quadrados verdes,

apresentam melhor desempenho, devido ao menor tempo de subida (t_s), 0,575s e 0,275s, respectivamente, quando comparados com o controlador 1, $t_s=1,25s$, quadrados azuis.

A figura também apresenta a potência consumida pelo sistema durante os experimentos de avaliação dos controladores. É importante destacar que a potência consumida apresentada na figura não corresponde à potência consumida pelo motor e redutor harmônico em sua aplicação final. Na bancada o sistema tem giro livre, não está conectado a nenhuma inércia e não há interação com o solo ou com membros do corpo. Logo, o consumo de energia do motor quando usado na prótese durante a caminhada será mais elevado. Apesar de não ser possível avaliar o consumo de energia final do motor, é possível comparar o consumo de energia dos controladores.

Como esperado, uma resposta mais rápida do controlador determina um consumo de energia maior. O controlador 1, representado pelos losangos azuis, apresenta consumo de energia máximo de 11,2W e consumo médio de 6,4W. O Controlador 2, losangos laranja, apresenta consumo de energia máximo de 16,6W e médio de 7,5W, enquanto que o controlador 3, losangos verdes, apresenta consumo máximo de 28,4W e 8,7W de consumo médio. É interessante notar também que o maior consumo de energia acontece na fase de balanço da perna, entre 60 a 100% do ciclo da marcha, quando a velocidade angular do joelho é maior. Na aplicação proposta para o Joelho MR, o motor será usado apenas entre 15 e 50% do ciclo. Na fase de balanço, entre 70 e 95% do ciclo, o joelho pode girar livremente; a perna é projetada para frente com o movimento do quadril e nesta fase motor, freio e acoplamento são desenergizados, minimizando o consumo de energia do sistema.

O controle de posição não é o mais indicado para aplicações em próteses transfemorais, por consumir mais energia e pode gerar riscos de acidentes, o controle de impedância é mais usado. Apesar disso, os resultados obtidos com o controle de posição implementado indicam que o conjunto motor EC 60 flat e redutor harmônico CSG-14-100-2a são capazes de fornecer movimento ativo para o Joelho MR reproduzir adequadamente a marcha de uma pessoa saudável.

4.2.3 Controle de torque ativo

Foram sintonizados dois controladores PI usando a função *pidtool* do software MATLAB, para controle de torque ativo do Joelho MR, como forma de validação preliminar do modelo dinâmico levantado; os parâmetros são apresentados na QUADRO 4.4.

QUADRO 4.4. Parâmetros dos controladores de torque ativo

Parâmetros	Controlador 1	Controlador 2
Kp	0,153	0,063
Ki	5,48	2,742
Tempo de subida [ms]	99	180
<i>Overshoot</i> [%]	2,7	0,4

A FIGURA 4.10 apresenta a resposta de torque ativo produzido pelo Joelho MR tendo como entrada a curva de referência de torque de um joelho saudável durante um ciclo da marcha. O teste foi executado com a carcaça externa fixa no sensor de torque, o que não permite medir o consumo de energia durante o ciclo. A corrente consumida, também exibida no gráfico, foi medida pelo DAQ por um sinal de 0 a 4V enviado pelo driver ESCON 70/10 que indica a corrente no circuito da armadura do motor. Observa-se que o sistema projetado é capaz de seguir adequadamente a entrada de torque de referência, validando o modelo levantado e os controladores implementados. O controlador 1, representado por quadrados azuis, é mais ágil, com $t_s = 99$ ms, porém apresentou certa instabilidade durante o experimento; possivelmente, o *overshoot* de 2,7% diminuiu a aderência da resposta do controlador à curva de referência. O controlador 2, quadrados verdes, apesar de mais lento, $t_s = 180$ ms e *overshoot* de 0,4%, apresentou maior estabilidade. Quando comparado com o tempo para o músculo atingir o pico de força, entre 450 ms e 550 ms (LETSOU et al., 1994), o tempo de resposta do controlador 2, $t_s = 180$ ms, se mostra adequado para a função requerida.

Em relação à corrente consumida pelo motor durante os experimentos, o consumo é elevado no início do ciclo da marcha devido aos elevados torques para sustentar o peso corporal. A corrente atinge picos de até 11,1 e 9,4 A e o consumo médio é de 3,9 e 3,8 A nos controladores 1 e 2, respectivamente.

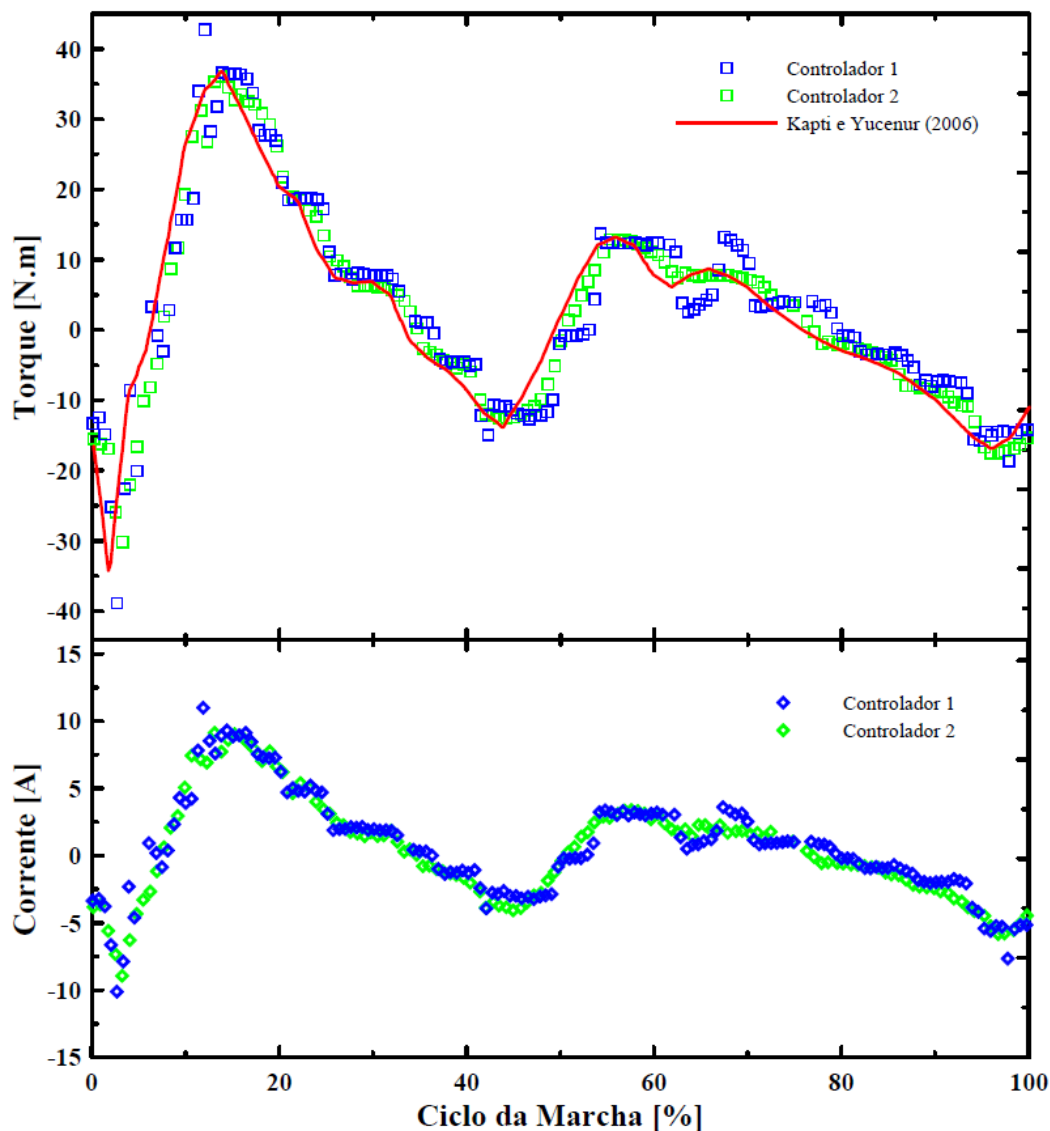


FIGURA 4.10. Controle de torque ativo do Joelho MR durante o ciclo da marcha.

Na aplicação final, ao combinar sistema motor e freio MR, no início do ciclo, entre 0 e 15%, onde os torques de frenagem são elevados, apenas o freio MR é utilizado. Na fase de balanço da perna, entre 70% e 95% do ciclo, o joelho pode girar livremente, a perna é projetada para frente com o movimento do quadril e o motor, freio e acoplamento são desenergizados. Com esse modo de operação o sistema motor, que apresenta maior consumo de energia, vai ser usado apenas quando torque ativo é necessário, entre 15% e 50% do ciclo, minimizando o consumo de energia global do sistema durante a marcha.

4.3 Controle de torque teórico e estimativa de consumo de energia

Após o levantamento dos modelos dinâmicos experimentais e sintonia dos controladores dos subsistemas que compõem o Joelho MR, os resultados experimentais foram usados para simular o controle de torque do Joelho MR e estimar o consumo de energia durante a marcha. A FIGURA 4.11 mostra o diagrama de blocos do Joelho MR com os modelos dinâmicos experimentais e os controladores sintonizados.

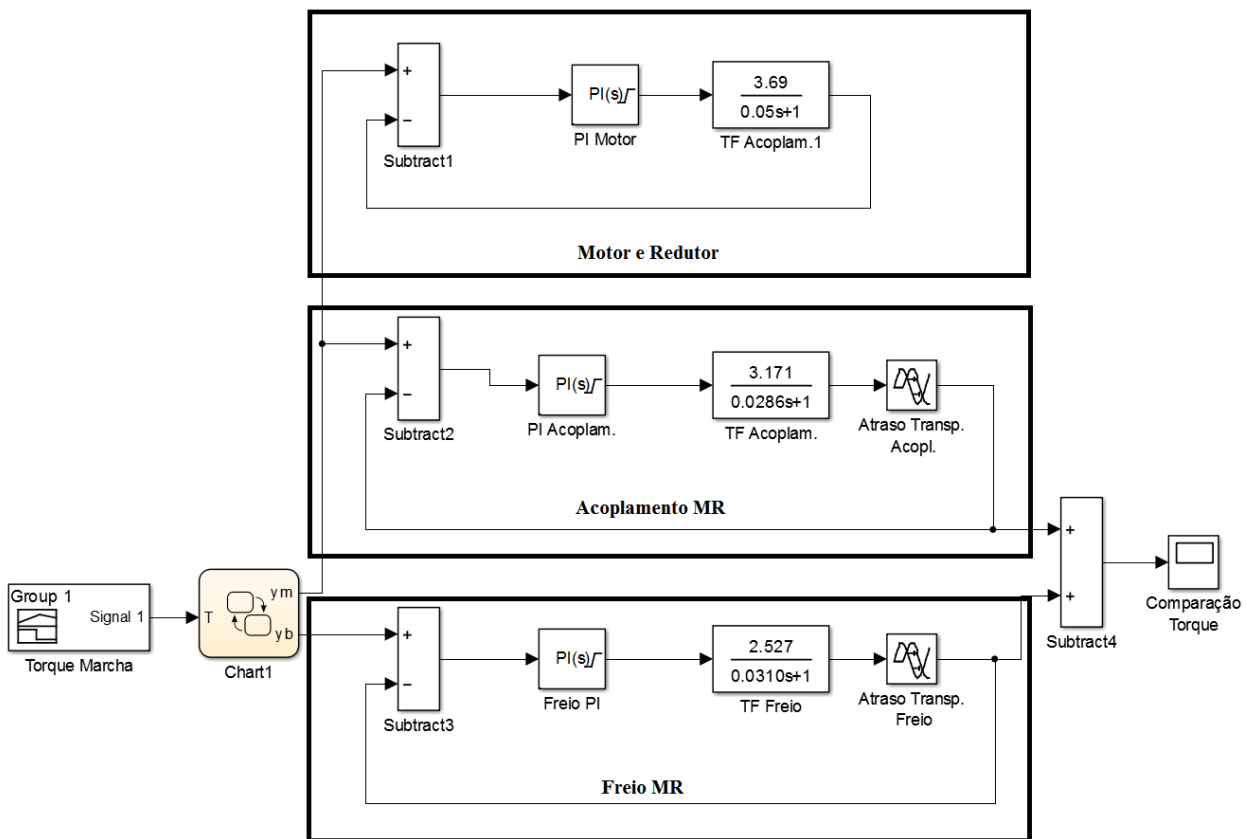


FIGURA 4.11. Diagrama de blocos do Joelho MR considerando os modelos experimentais.

A abordagem usada aqui segue a mesma metodologia adotada na seção 3.2.8. Como entrada de referência do sistema foi usado o torque medido em um joelho saudável durante o ciclo da marcha, retirado de Kapti e Yucenur (2006). Foi usado um controlador de estados finitos para fazer a transição entre a unidade motora e o freio MR. A condição de transição entre freio e a unidade motora é o tempo de um ciclo da marcha. A unidade motora é usada apenas entre 15% e 50 % do ciclo. Nas demais subfases da marcha são necessários torques resistivos, que são desenvolvidos pelo freio MR, ou movimento livre.

Como descrito anteriormente, acoplamento e freio MR apresentam atraso de transporte da saída em relação à entrada, 8,3 ms e 8,5 ms, respectivamente. O atraso de transporte foi considerado no sistema usando a função *Transport Delay* após a função de transferência de cada sistema.

A FIGURA 4.13 apresenta a comparação entre o torque do joelho saudável durante a marcha (linha magenta), o torque produzido no Joelho MR (linha azul) e torque produzido se somente o motor e redutor fossem utilizados (linha ciano), como acontece na prótese Power Knee (Össur).

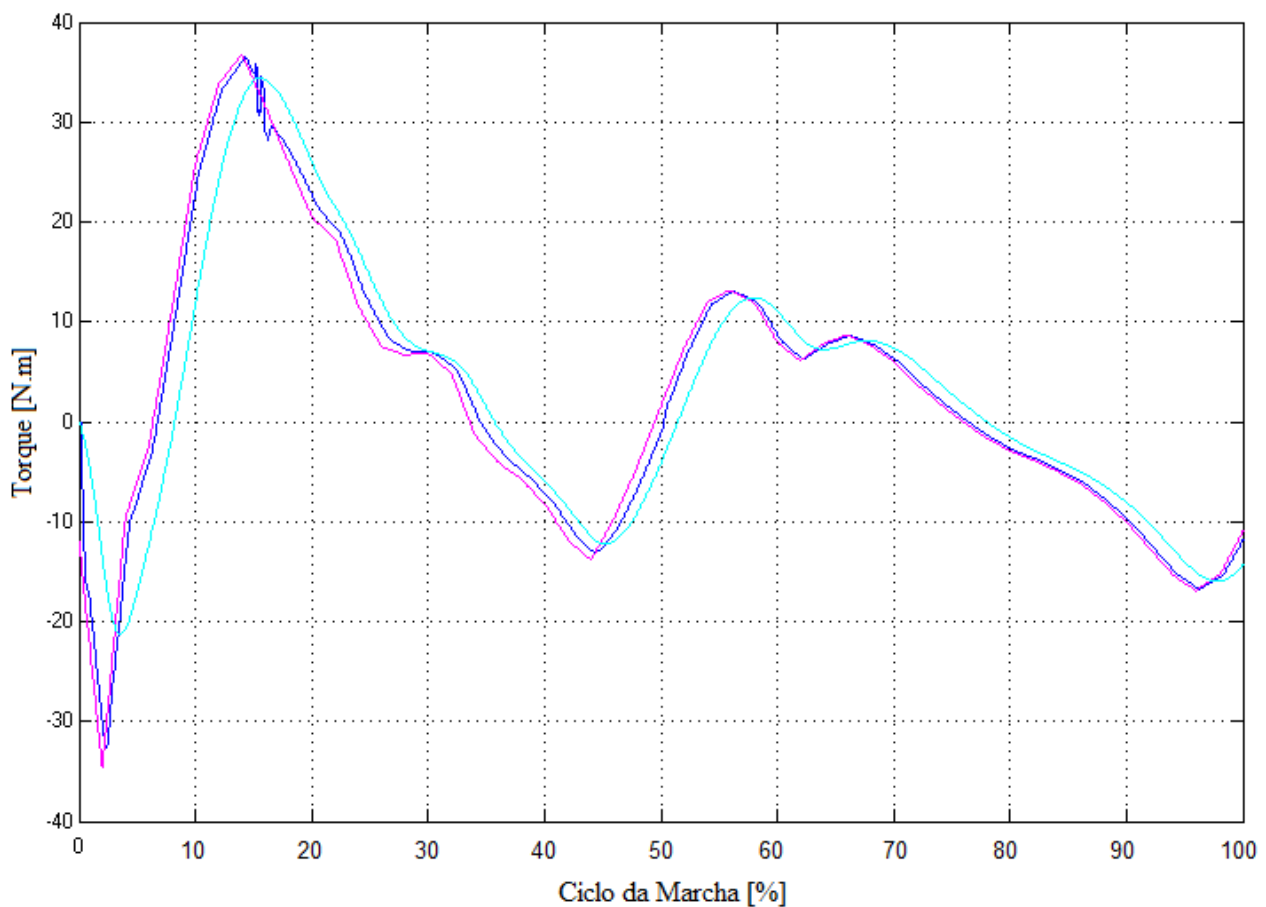


FIGURA 4.12. Comparação entre o torque do joelho saudável (linha magenta, KAPTI; YUCENUR, 2006), torque produzido no Joelho MR (linha azul) e torque produzido se somente o motor e redutor fossem utilizados (linha ciano).

A resposta do freio MR é mais rápida que a do motor e redutor (linha ciano), como esperado. Como descrito anteriormente, a condição de operação mais rápida é no início do ciclo da marcha, quando o calcanhar toca o solo, o quadríceps necessita contrair excêntrica para desacelerar a flexão do joelho e absorver o choque do contato. O controlador para o freio MR foi implementado para atender a essa solicitação, com tempo de subida de apenas 12 ms. No

momento de transição entre o freio MR e a unidade motora, em 15% da marcha, é possível observar uma pequena oscilação da resposta do sistema. Essa transição deve ser melhor investigada quando o controle final do sistema estiver sendo implementado, para evitar desconfortos no usuário.

Após a avaliação da resposta de torque do sistema, foi estimado o consumo de energia do Joelho MR e comparado com o consumo de energia se somente motor e redutor fossem usados para mover a articulação, como acontece na prótese Power Knee (Össur).

A potência consumida pelo acoplamento e freio é a potência dissipada na bobina por efeito Joule, conforme a EQ.(4.6):

$$P = I^2 R_b = \frac{V_b^2}{R_b} \quad (4.6)$$

A potência elétrica consumida pela unidade motora é calculada utilizando princípios da lei de Ohm acrescido da potência consumida pela bobina do acoplamento MR (EQ. (4.7)).

$$P_m = i_a V_a + \frac{V_b^2}{R_b} \quad (4.7)$$

A potência elétrica consumida pelo motor, P_m , é o produto entre a corrente de armadura, i_a , e a tensão na armadura, V_a . A tensão na armadura do motor é calculada como:

$$V_a = n \omega k_b \quad (4.8)$$

Em que ω é a velocidade angular do joelho durante a marcha (KAPTI; YUCENUR, 2006), n é a redução do redutor ($n=100$) e k_b é a constante elétrica do motor, fornecida pelo fabricante ($k_b=5,335E-02$ V/s rad).

A análise da energia consumida pelo Joelho MR em um ciclo da marcha humana é realizada a partir da curva de potência elétrica consumida, EQ.(4.9).

$$E = \int_0^t P dt \quad (4.9)$$

A FIGURA 4.13 apresenta a comparação entre a estimativa de consumo de energia durante um passo do Joelho MR (linha azul) e o consumo de energia se somente o motor com redutor fossem utilizados para mover o joelho (linha magenta).

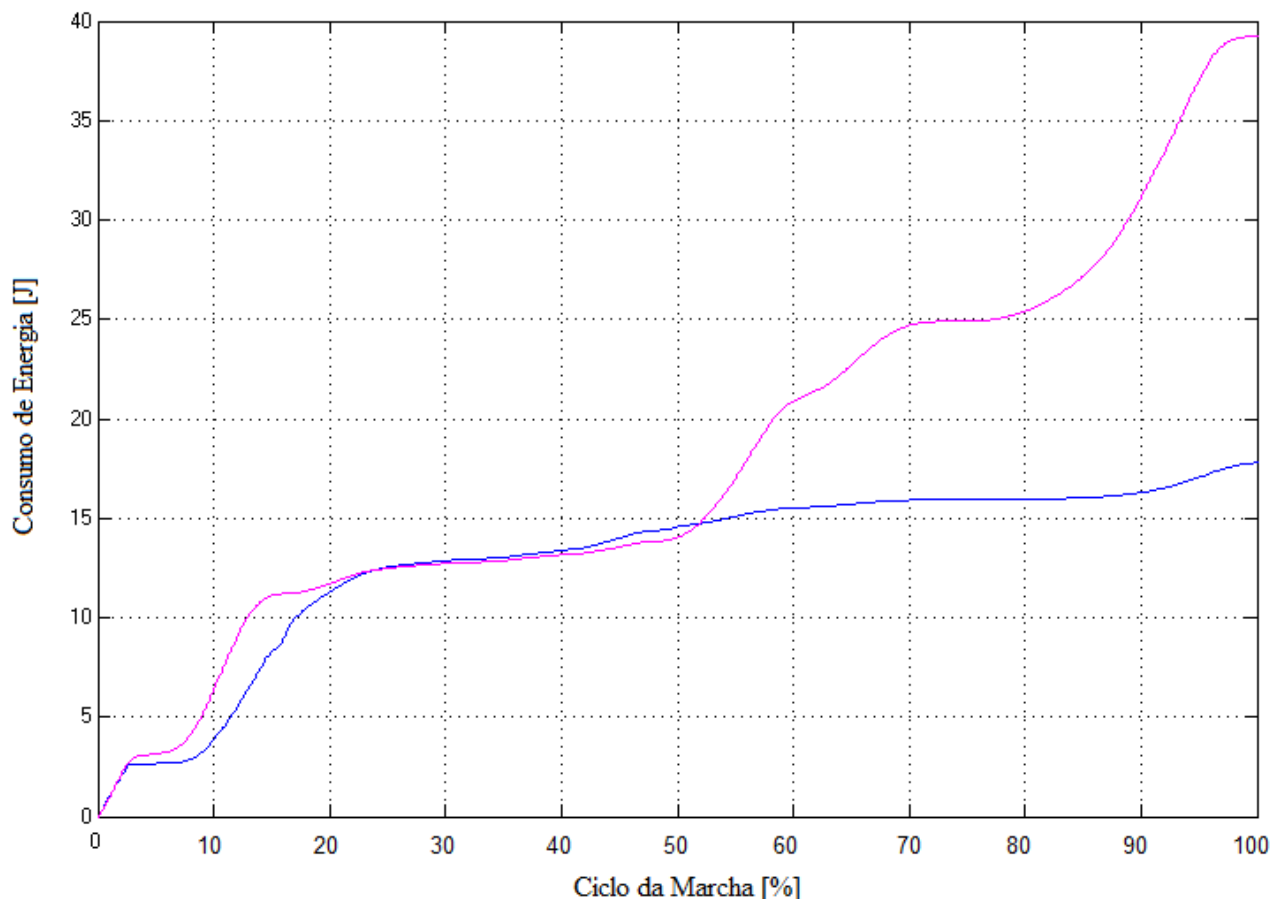


FIGURA 4.13. Comparação entre o consumo de energia do Joelho MR (linha azul) e da energia consumida se somente o moto-redutor fosse utilizado (linha magenta).

Caso o movimento do joelho fosse executado apenas pelo conjunto motor e redutor o consumo de energia durante um passo seria de 39,2J, 2,2 vezes maior do que o consumo do Joelho MR durante um passo (17,8 J). O resultado indica que a proposta de utilizar a unidade motora apenas quando a contração concêntrica do quadríceps é necessária e o freio MR nos demais instantes da marcha, reduz significativamente o consumo de energia do sistema. A configuração proposta para o Joelho MR mostra-se mais eficiente energeticamente do que a configuração da prótese Power Knee, Össur, única prótese ativa disponível no mercado, e de alguns joelhos de exoesqueletos que utilizam motor em todas as subfases da marcha (CESTARI et al., 2015; JAFARI et al., 2013; GOFFER et al., 2012; QUINTERO et al., 2011; ZOISS; KAZEROONI, 2006).

5 CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de um Joelho MR ativo para próteses transfemorais. O dispositivo é composto de dois subsistemas: unidade motora, responsável por fornecer torque ativo, composto de motor *brushless* EC 60 flat, redutor harmônico CSG-14-100-2a e acoplamento MR, disposta em paralelo ao freio MR, responsável por fornecer torque resistivo ao sistema. O modo de operação proposto usa a unidade motora, que apresenta maior consumo de energia, apenas nos momentos em que torque ativo é necessário, reduzindo o consumo de energia do sistema.

O dimensionamento geométrico do acoplamento e freio MR foi otimizado usando um algoritmo PSO, visando à redução de peso e de consumo de energia. A distribuição do fluxo magnético foi analisada pelo método dos elementos finitos (FEM), validando o projeto desenvolvido.

Posteriormente foi elaborado o protótipo digital do dispositivo, para avaliar suas características de funcionamento antes da fabricação. Foi conduzida uma análise estrutural, verificando as tensões e deslocamentos sofridos pelo Joelho MR em condições de funcionamento e uma análise térmica, para verificar se a temperatura de operação do sistema poderia ser danosa ao usuário ou aos componentes. As propriedades do protótipo, dimensões, massa e inércia, foram usadas para construir o modelo dinâmico e implementar o controle de torque teórico.

Após as análises um protótipo físico do atuador foi fabricado e suas funções foram avaliadas em uma bancada de testes. O Joelho MR montado ficou com 1998 g, largura de 80,5 mm e diâmetro de 117 mm, dentro do limite estabelecido em projeto. Os resultados experimentais do acoplamento e freio MR foram similares aos obtidos na simulação e no método de otimização, fornecendo até 58,0 N m e 35,0 N m respectivamente. Acoplamento e freio MR apresentaram rápido tempo de resposta, 140 ms e 135 ms respectivamente, e elevada relação torque/peso comparado com trabalhos desenvolvidos anteriormente.

Por fim os modelos dinâmicos do acoplamento MR, freio MR e do motor foram analisados experimentalmente e o controle de torque preliminar foi implementado independentemente para cada subsistema. Os resultados indicaram que o atuador é promissor para aplicação em próteses transfemorais, as quais requerem múltiplas funções, elevada capacidade de torque ativo e resistivo em uma estrutura compacta, componentes protegidos para evitar riscos de acidentes, peso e formato estético adequados.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho apresentou a elaboração do projeto, a fabricação e os testes de desempenho de um Joelho MR ativo para próteses transfemorais. Pretende-se dar continuidade ao projeto e construir uma prótese transfemural completa. Para isso são indicados os seguintes projetos futuros:

- Obter ou desenvolver um pé protético ativo, integrar ao Joelho MR e avaliar o desempenho do sistema em amputados transfemorais;
- Implementar o controle de impedância na prótese transfemural, usando os dados medidos no Joelho MR. Estudar a melhor metodologia de controle de impedância da prótese dada as informações coletadas na literatura.
- Implementar no sistema a capacidade de regenerar a potência, ou seja, quando o motor opera como um gerador de energia durante a frenagem, como o desenvolvido por Ma et al. (2017). Nas condições em que o torque exercido sobre o sistema é maior do que o torque induzido pelo motor, o motor girar em sentido oposto, podendo operar como gerador.
- Após o desenvolvimento do controle da prótese transfemural, outras duas configurações do Joelho MR podem ser estudadas para avaliar qual apresenta menor consumo de energia. Uma é desconsiderando o uso do acoplamento MR; motor e redutor harmônico estariam em série com o freio MR. Nessa configuração o motor poderia operar mais facilmente no modo regenerativo. Outra configuração é não usar o freio MR; motor, redutor e acoplamento MR seriam usados em todo ciclo da marcha. Quando torque resistivo é necessário, usa-se acoplamento MR e motor no modo regenerativo.
- Outra configuração interessante seria eliminar o acoplamento MR e colocar uma mola em série com o motor e redutor, dispostos em paralelo com o freio MR. Essa configuração caracterizaria um SEA, muito usado em atuadores complacentes, com características MR.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AHMADKHANDLOU, F., ZITE, J.L., WASHINGTON, G.N. A magnetorheological fluid-based controllable active knee brace, art. no. 652700. **Proceedings of SPIE**, 6527, 2007
2. ANDRADE, L. M. **Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas**. Dissertação (Mestrado Educação Física), UNICAMP, CAMPINAS, 2002.
3. ANDRADE, R. M., VIEIRA, I. B., ALVES, G. F., BENTO FILHO, A., VIMIEIRO, C. B. S. Test bench to experimental modeling of an magneto-rheological actuator for knee prostheses and exoskeletons. **Proceedings of 24th ABCM International Congress of Mechanical Engineering - COBEM 2017**, Curitiba, 2017.
4. ANDRADE, R. M.; LEAL JUNIOR, A. G. ; ALVES, L. H. D. ; BENTO FILHO, A. ; BARBOSA, M. P. . Digital Prototyping of a Magnetorheological Knee for Prostheses and Exoskeletons, **23rd International Congress of Mechanical Engineering - COBEM**, Rio de Janeiro, 2015.
5. ANDRADE, R. M.; STORCH, A. P.; BENTO FILHO, A.; VIMIEIRO, C. B. S.; BARBOSA, M. P. Análise Térmica de Um Atuador Magneto-Reológico para Joelho de Próteses e Exoesqueletos de Membros Inferiores. **IX Congresso Nacional de Engenharia Mecânica**, Fortaleza, 2016.
6. ANDRADE, R. M.; VIMIEIRO, C. B. S.; BARBOSA, M. P. ; BENTO FILHO, A. **Atuador Magneto- Reológico Para Próteses, Exoesqueletos e Outras Aplicações Robóticas e Uso**, BR1020160249120, 2016, Brasil.
7. BEER FERDINAND P., JOHNSTON ELWOOD R. E STAAB GEORGE H. **Vector Mechanics for Engineers: Statics and Dynamics**, Boston: WCB, McGraw-Hill, 1997.
8. BENTO FILHO, A., ANDRADE, R. M. E MATOS, M. C. Digital Prototyping of a Series Elastic Actuator for Exoskeletons, **ABCM Symposium Series in Mechatronics**, V. 6, p. 960-967 2014.
9. BOGUE, R., Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments, **Industrial Robot: An International Journal**, V.36, n.5, p. 421 – 427, 2009.
10. BOGUE, R., Robotic exoskeletons: a review of recent progress, **Industrial Robot: An International Journal**, V. 42, n. 1, p. 5 – 10, 2015.
11. CAPPOZZO, A., FIGURA, F., GAZZANI, F., LEO, T., MARCHETTI, M. Angular displacements in the upper body of AK amputees during level walking. **Prosthet. Orthot. Int.**, v.6, p.131–138, 1982.
12. CARLSON, J. D., MATTHIS, W. AND TOSCANO, J. R., Smart prosthetics based on magnetorheological fluids, **Proceedings of SPIE**, 4332, p. 308–316, 2001.
13. CARVALHO, J. **Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação**. São Paulo: Manole, 2003.

14. CENGEL, Y. A. **Heat Transfer: A Practical Approach**, Second Edition. McGraw-Hill, 2002.
15. CESTARI, M., SANZ-MERODIO, D., AREVALO, J. C., GARCIA, E. An Adjustable Compliant Joint for Lower-Limb Exoskeletons, **IEEE/ASME Transactions On Mechatronics**, v. 20, n. 2, p.889 – 898,2015.
16. CHAMBERS, H. G.; SUTHERLAND, D. H. A Practical Guide to Gait Analysis. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v.10(3), p. 222-231, 2002.
17. CHEN, B., ZHAO, X., MA, H., QIN, L., LIAO, W.-H.. Design and characterization of a magneto-rheological series elastic actuator for a lower extremity exoskeleton. **Smart Mater. Struct.** V. 26, 105008, 2017.
18. CHEN, J. Z., AND LIAO, W. H., Design, testing and control of a magnetorheological actuator for assistive knee braces, **Smart Mater. Struct.**,v. 19, 035029, (10pp), 2010.
19. CHEN, S., HUANG, J., JIAN, K., DING, J. Analysis of Influence of Temperature on Magnetorheological Fluid and Transmission Performance, **Advances in Materials Science and Engineering**, p.1-7, 2015.
20. CHRISTOPHER L. V., BRIAN L. D., JEREMY C. O. **Dynamics of Human Gait**, Second Edition, Mills Litho, Cape Town, South Africa, 1999.
21. DATASUS, Ministério da Saúde – Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS), disponível em: <http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=0202&id=11633>.
22. DEMPSTER, W. T. Space Requirements of the Seated Operator. **WADC Technical Report**, Ohio, p.155-159, 1955.
23. DIAZ, C. P. O.; ROCHA, T. S. ; OLIVEIRA, L. L. ; PAREDES, M. G. ; LIMA, R. ; BÓ, A. P. L. ; BORGES, G. A. An Above- Knee Prosthesis With Magnetorheological Variable-Damping. **5th Ieee International Conference On Biomedical Robotics and Biomechatronics**, São Paulo, 2014.
24. DILLINGHAM, T. R., PEZZIN, L. E., E MACKENZIE, E. J. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. **Southern Medical Journal**, v. 95(8), p. 875-833, 2002.
25. DONG, S. F., LU, K. Q., SUN, J. Q. AND RUDOLPH, K. A prototype rehabilitation device with variable resistance and joint motion control, **Med. Eng. Phys.**, v. 28, p. 348–355, 2006.
26. DONG, S. F., LU, K. Q., SUN, J. Q. AND RUDOLPH, K. Rehabilitation device with variable resistance and intelligent control, **Med. Eng. Phys.**, v. 27, p. 249–255, 2005.
27. FATONE, S., STINE, R., GOTTIPATI, P., DILLON, M. Pelvic and Spinal Motion During Walking in Persons With Transfemoral Amputation With and Without Low Back Pain. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 95, p. 438–447, 2016.

28. FITE, K., MITCHELL, J., SUP, F., GOLDFARB, M. Design and control of an electrically powered knee prosthesis. **Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR 2007)**, Noordwijk, The Netherlands. p. 902–905, 2007.
29. FRITZ, S.; LUSARDI, M. White paper: "walking speed: the sixth vital sign". **Journal of geriatrics physical therapy**, v. 32, n. 2, p. 46-49, 2009.
30. GANZ, D. **Tratado de Reabilitação Princípios e Prática**, 3. Ed, São Paulo: Manole, 2002.
31. GAO, F., LIU, Y.-N., LIAO, W.-H. Optimal design of a magnetorheological damper used in smart prosthetic knees, **Smart Mater. Struct.** V. 26, 035034, 2017
32. GARCIA, E., AREVALO, J. C., MUNOZ, G. On the biomimetic design of agile-robot legs. **Sensors (Basel)**, v.11, 11305, 2011.
33. GENG, Y., XU, X., CHEN, L., YANG, P. Design and analysis of active transfemoral prosthesis, **IECON 2010 - 36th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society**, p. 1495–1499, 2010
34. GENG, Y., YANG, P., XU, X., CHEN, L., 2012. Design and simulation of Active Transfemoral Prosthesis, **Control and Decision Conference (CCDC)**, pp. 3724–3728, 2012.
35. GOFFER, A., TAMARI, O. **Motorized Exoskeleton Unit**, US Patent Application, Pub. No.: US 2013/0253385 A1, 2013.
36. GOMES, M., SILVEIRA, G.L., SIQUEIRA, A.A. Gait-pattern adaptation algorithms based on neural network for lower limbs active orthoses, **Intelligent Robots and Systems IROS 2009 IEEE/RSJ**, p. 4475–4480, 2009.
37. GROUP TG. Epidemiology on lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. The Global Lower Extremity Amputational Study Group. **Br J Surg.**, v. 87(3), p 328-337, 2000.
38. GRUNWALD, A., OLABI, A. G. Design of magnetorheological (MR) valve, **Sens Actuators**, v. 148, p. 211–223, 2008.
39. GUDMUNDSSON, K. H., JONSDOTTIR, F. AND THORSTEINSSON, F. A geometrical optimization of a magneto-rheological rotary brake in a prosthetic knee, **Smart Mater. Struct.**, v. 19, 035023, 2010.
40. GUO, H. T., AND LIAO, W. H. A novel multifunctional rotary actuator with magnetorheological fluid, **Smart Mater. Struct.**, v. 21, 065012, 2012.
41. HAFNER, B. J., WILLINGHAM, L. L., BUELL, N. C., KATHERYN, J. A., SMITH, D. G. Evaluation of Function, Performance, and Preference as Transfemoral Amputees Transition From Mechanical to Microprocessor Control of the Prosthetic Knee. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88: p. 207-217, 2007.

42. HARGROVE, L.J., SIMON, A.M., LIPSCHUTZ, R., FINUCANE, S.B., KUIKEN, T.A. Non-weight-bearing neural control of a powered transfemoral prosthesis. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation** v. 10, 62, 2013a.
43. HARGROVE, L.J., SIMON, A.M., YOUNG, A.J., LIPSCHUTZ, R.D., FINUCANE, S.B., SMITH, D.G., KUIKEN, T.A. Robotic Leg Control with EMG Decoding in an Amputee with Nerve Transfers. **New England Journal of Medicine**, v. 369, p. 1237–1242, 2013b.
44. HERR, H., WILKENFELD, A. User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee, **Industrial Robot**, v. 30(1), p. 42-55, 2003.
45. HERTZBERG, H. T. E., DANIELS G. S. E CHURCHILL E. Anthropometry of Flying Personnel, **WADC Technical Report**, Ohio, p. 52-321, 1954.
46. HIGHSMITH, M. J., KHALE, J. T., CAREY, S. L., LURA, D. J., DUBEY, R. V., CSAVINA, K. R., QUILLEN, W. S. Kinetic asymmetry in transfemoral amputees while performing sit to stand and stand to sit movements. **Gait & Posture**, v. 34, n. 1, p. 86–91, 2011.
47. HILL, A.V, Length of muscle, and the heat and tension developed in an isometric contraction, **Journal of Physiology**, v. 60, p. 237-263, 1925
48. HOBARA, H., KOBAYASHI, Y., NAKAMURA, T., YAMASAKI, N., NAKAZAWA, K., AKAI, M., OGATA, T. Lower extremity joint kinematics of stair ascent in transfemoral amputees, **Prosthet. Orthot. Int.**, v. 35, p. 467–472, 2011.
49. HUANG, H., CROUCH, D.L., LIU, M., SAWICKI, G.S., WANG, D. A Cyber Expert System for Auto-Tuning Powered Prosthesis Impedance Control Parameters, **Ann Biomed Eng.**, v. 44, p. 1613–1624, 2016.
50. IBGE. **Censo Demográfico 2010**. Disponível em <<http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/imprensa/ppts/00000008473104122012315727483985.pdf>>. Acessado em 03/10/2015.
51. IBGE Diretoria de Pesquisas, Coordenação de Trabalho e Rendimento, **Pesquisa de Orçamentos Familiares 2008-2009**. Disponível em: http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/condicaodevida/pof/2008_2009_encaa/defaulttabzip_brasil.shtm. Acessado em: 16/07/2015.
52. INOUE, K., WADA, T., HARADA, R. Novel knee joint mechanism of transfemoral prosthesis for stair ascent, **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**, Seattle, Washington, USA, 2013.
53. JAFARI, A., TSAGARAKIS, N. G., CALDWELL, D. G. A Novel Intrinsically Energy Efficient Actuator With Adjustable Stiffness (AwAS), **IEEE/ASME Transactions On Mechatronics**, v. 18, n. 1, p. 355 – 365, 2013.
54. JOHANSSON, J.L., SHERRILL, D.M., RILEY, P.O., BONATO, P., HERR, H. A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices, **Am J Phys Med Rehabil**, v. 84, p. 563–575, 2005.

55. JOHANSSON, R., ROBERTSSON, A., NILSSON, K., BROGÅRDH, T., CEDERBERG, P., OLSSON, M., OLSSON, T., BOLMSJÖ, G. Sensor integration in task-level programming and industrial robotic task execution control, **Industrial Robot: An International Journal**, v. 31 n. 3, p.284 – 296, 2004.
56. KAPTI, A.O., YUCENUR, M.S. Design and control of an active artificial knee joint. **Mechanism and Machine Theory**, v. 41, p. 1477–1485, 2006.
57. KAVLICOGLU, B. M., GORDANINEJAD, F., EVRENSEL, C., FUCHS, A. AND KOROL, G. A semi-active magnetorheological fluid limited slip differential clutch, **Trans. ASME J. Vib. Acoust.**, v. 128, p. 604–610, 2006.
58. KAWAMOTO, H. AND SANKAI, Y. Comfortable power assist control method for walking aid by HAL-3, **Proc. IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics**, Tunisia, Tunisia, 2002.
59. KAZEROONI, H., STEGER, R., HUANG, L. Hybrid Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), **The International Journal of Robotics Research**, v.25, n. 5-6, p. 561-573, 2006.
60. KIRKWOOD, R.N., ARAÚJO, P.A.; DIAS, C.S. Biomecânica da marcha em idosos caídoes e não caídoes: uma revisão da literatura. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v.14, n.4, p.103-110, 2006.
61. KONG, K., BAE, J., TOMIZUKA, M. A Compact Rotary Series Elastic Actuator for Human Assistive Systems, **IEEE/ASME Transactions On Mechatronics**, v. 17, n. 2, p. 288 – 297, 2012.
62. KOWALK, D.L., DUNCAN, J.A., VAUGHAN, C.L. Abduction-adduction moments at the knee during stair ascent and descent, **J Biomech**, v. 29, p. 383–388, 1996.
63. KOWOL, P., PILCH, Z. Analysis of the magnetorheological clutch working at full slip state, **Przełąd Elektrotechniczny**, v. 91, p. 108-111, 2015.
64. LANZOTTI, A., RENNO, F., RUSSO, M., RUSSO, R., TERZO, M. Design and development of an automotive magnetorheological semi-active differential, **Mechatronics**, v. 24, n. 5, p. 426-435, 2014
65. LAUWERYS, C., SWEVERS, J. AND SAS, P. Linear control of car suspension using nonlinear actuator control, **Proceedings do ISMA2002**, Leuven, Bélgica, 2002.
66. LAWSON, B. E., VAROL, H. A., GOLDFARB, M. Standing stability enhancement with an intelligent powered transfemoral prosthesis, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 58, n. 9, p. 2617-2624, 2011.
67. LAWSON, B. E., VAROL, H. A., HUFF, A., ERDEMIR, E., GOLDFARB, M. Control of stair ascent and descent with a powered transfemoral prosthesis. **IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering**, v. 21, n. 3, p. 466 – 473, 2013.
68. LEAL JUNIOR, A. G. ; ANDRADE, R. M. ; BENTO FILHO, A. **Series Elastic Actuator: Design, Analysis and Comparison**. Recent Advances in Robotic Systems. 1ed., InTech, p. 203-234, 2016.

69. LEITE, C. F., FRANKINI, A. D., DEDAVID, E. B, HAFFNER, J. Análise retrospectiva sobre a prevalência de amputações bilaterais de membros inferiores. **J Vasc Br.**, v. 3(3), p. 206-13, 2004.
70. LETSOU, G. V., ZARIF, A., SMITH, A., HOGAN, J., LEE, P., ARIYAN, S., BALDWIN, J.C. ELEFTERIADES, J.A. Latency of Skeletal Muscle Contraction after Pulse Train Stimulation: An Important Factor in Correct Timing of Skeletal Muscle Cardiac Assist Devices, **Journal of Surgical Research**, v. 57, n. 6, p. 672-676, 1994.
71. LIMA, A. S. **Identificação Experimental de um Sistema Magneto-Reológico**, Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica), COPPE UFRJ, 2011.
72. LOTERIO, F. A. **Análise do padrão de ativação muscular de indivíduos hemiparéticos pós-AVC em marcha assistida por andador robótico**, Dissertação (Mestrado em Biotecnologia), UFES, Vitória, 2015.
73. LUCCIA, N.; SILVA, E. S. **Aspectos técnicos de Amputações de Membros Inferiores**. Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2003.
74. LUKSCH, T. **Human-like Control of Dynamically Walking Bipedal Robots**. Tese (Doutorado em engenharia), University of Kaiserslautern, 2010.
75. MA, H., CHEN, B., QIN, L., LIAO, W.-H. Design and testing of a regenerative magnetorheological actuator for assistive knee braces. **Smart Mater. Struct.** v. 26, 035013, 2017.
76. MARTINEZ-VILLALPANDO, E. C., HERR, H. Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking., **J Rehabil Res Dev.**, v. 46(3), p. 361-373, 2009.
77. Maxon DC motor and maxon EC motor Key information. Disponível em http://www.maxonmotor.com/medias/sys_master/root/8815460712478/DC-EC-Key-Information-14-EN-42-50.pdf?attachment=true, Acessado em: 25/03/2016.
78. MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada**, 2013. Disponível em http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf. Acessado em 29/09/2015.
79. MOREIRA, D.; GODOY, J.R.; SILVA-JÚNIOR, W. **Anatomia e cinesiologia do aparelho locomotor**. Brasília: Thesaurus, 2004.
80. MORITZ, A. R., HENRIQUES JR., F. C. Studies of thermal injuries: II The relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns. **AM J Pathol**, v. 23, p.695-720, 1947.
81. NGUYEN, Q. H. AND CHOI, S. B. Optimal design of an automotive magnetorheological brake considering geometric dimensions and zero-field friction heat, **Smart Mater. Struct.**, v.19, 115024, 2010.

82. NGUYEN, Q.H., CHOI, S.B. Selection of magnetorheological brake types via optimal design considering maximum torque and constrained volume, **Smart Mater. Struct.**, v. 21, 015012, 2012.
83. NGUYEN, Q.H., LANG, V.T., CHOI, S.B. Optimal design and selection of magnetorheological brake types based on braking torque and mass., **Smart Mater. Struct.**, v. 24, 067001, 2015.
84. NTN Ball and Rolling Bearings, Cat.No.2200/E, NTN Corporation, Disponível em: <http://academic.sun.ac.za/mad/catalogs/MachineComponents/NTN%20Bearings.pdf>, Acessado em: 25/03/2016.
85. O'SULLIVAN, S.; SCHMITZ, T. **Fisioterapia Avaliação e Tratamento**. 4. ed. São Paulo: Manole, 2004.
86. PADULO, J., LAFFAYE, G., CHAMARI, K. Concentric and Eccentric: Muscle Contraction or Exercise? **Journal of Sports Science and Medicine** v. 12, p. 608-609, 2013
87. PARK, J., YOON, G.-H., KANG, J.-W., CHOI, S.-B. Design and control of a prosthetic leg for above-knee amputees operated in semi-active and active modes., **Smart Mater. Struct.**, v. 25, 085009, 2016.
88. PERRY, J. BURNFIELD, J.M. **Gait Analysis - Normal and Pathological Function**, Second Edition, J Sports Sci Med, 2010.
89. PILLAI, M. V., KAZEROONI, H., HURWICH, A. Design of a Semi-Active Knee-Ankle Prosthesis., **2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation**, 2011, Shanghai, China.
90. PLAGENHOEF S., EVANS F. G. e Abdelnour T. Anatomical data for analyzing human motion, **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 54, p. 169-178, 1983.
91. PROTOPAPADAKI, A., DRECHSLER, W.I., CRAMP, M.C., COUTTS, F.J., SCOTT, O.M., 2007. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. **Clinical Biomechanics**, v. 22, p. 203–210.
92. QUINTERO, H. A., FARRIS, R. J., GOLDFARB, M., Control and Implementation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals, **IEEE Int Conf Rehabil Robot.**, 2011.
93. REID, S.M., LYNN, S.K., MUSSELMAN, R.P., COSTIGAN, P.A.. Knee biomechanics of alternate stair ambulation patterns, **Med Sci Sports Exerc**, v. 39, p. 2005–2011, 2007.
94. RIENER, R., RABUFFETTI, M., FRIGO, C. Stair ascent and descent at different inclinations, **Gait Posture**, v. 15, p. 32–44, 2002.
95. ROSSA, C., JAEGBY, A., LOZADA, J., MICAELLI, A. Design Considerations for Magnetorheological Brakes. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 19, p. 1669–1680, 2014.

96. SACHETTI, A., MIOTTO, C., DECONTO, G., ROSSATO, L., KAYSER, B., BORTOLUZZI, L., GALVAN, T., VIDMAR, M., GAMA, L., WIBELINGER, L. Caracterização das amputações de membros inferiores de pacientes atendidos em um centro no norte do RS, **EFDeportes**, V. 170, 2012. Disponível em <<http://www.efdeportes.com/efd170/caracterizacao-das-amputacoes-de-membros-inferiores.htm>>. Acessado em 20 de junho de 2015.
97. SANTOS, W. A. DOS, SIQUEIRA, A. A. G. Impedance Control of a Rotary Series Elastic Actuator for Knee Rehabilitation, Preprints of the 19th World Congress The International Federation of Automatic Control, Cape Town, South Africa, p. 24-29, 2014.
98. SCHULTZ, A.B., ALEXANDER, N.B., ASHTON-MILLER, J.A. Biomechanical analyses of rising from a chair, **J Biomech**, v. 25, p. 1383–1391, 1992.
99. SHOJAEI, I., HENDERSHOT, B.D., WOLF, E.J., BAZRGARI, B. Persons with unilateral transfemoral amputation experience larger spinal loads during level-ground walking compared to able-bodied individuals, **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 32, p. 157–163, 2016.
100. SILVA, L. L. M., MOURA, C. E. M., GODOY, J. R. P., **A marcha no paciente hemiparético**. Universitas – Ciências da Saúde, Brasília, v. 3, n. 2, p. 261-273, 2005
101. SIMON, A.M., INGRAHAM, K.A., FEY, N.P., FINUCANE, S.B., LIPSCHUTZ, R.D., YOUNG, A.J., HARGROVE, L.J. Configuring a Powered Knee and Ankle Prosthesis for Transfemoral Amputees within Five Specific Ambulation Modes. **PLOS ONE**, v. 9, e99387, 2014.
102. SMITH, D., MARGRIT, R. M., ROY, K. D., ELLIOT, S. B. Outcome Assessment of a MR Microprocessor-Controlled Knee. **Microprocessor Knee Symposium - American Academy of Orthotists & Prosthetists**, 2005.
103. SOYGUDER, S., ALLI, H., Design and prototype of a six-legged walking insect robot, **Industrial Robot: An International Journal**, v. 34, n.5, p.412-422, 2007.
104. SPANIAS, J.A., PERREAULT, E.J., HARGROVE, L.J. Detection of and Compensation for EMG Disturbances for Powered Lower Limb Prosthesis Control. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 24, p. 226–234, 2016.
105. STUTZ, L. T. **Síntese e Análise de uma Suspensão Semi-Ativa Magneto Reológica Baseada na Abordagem de Controle com Estrutura Variável**, Tese (Engenharia Mecânica), COPE UFRJ, Rio de Janeiro, 2005.
106. SUNG, K. G., AND CHOI, S. B. Effect of an electromagnetically optimized magnetorheological damper on vehicle suspension control performance, **Proc. Inst. Mech. Eng.**, v. 222, p. 2307–2319, 2008.
107. SUP, F., VAROL, H. A., MITCHELL, J., WITHROW, T. J., GOLDFARB, M. Preliminary evaluations of a self-contained anthropomorphic transfemoral prosthesis, **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 14, n. 6, p. 667-676, 2009.

108. SUP., F., VAROL, H. A., GOLDFARB, M. Upslope walking with a powered knee and ankle prosthesis: initial results with an amputee subject. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 19, n. 1, p. 71-78, 2011.
109. TAKASHI, T., SANO, A. Fully Adaptive Vibration Control for Uncertain Structure Installed with MR Damper, **Proceedings of the 2005 American Control Conference**, v. 7, p. 4753 – 4759, 2005.
110. TAKESUE, N., ASAOKA, H., LIN, J., SAKAGUCHI, M., ZHANG, G. AND FURUSHO, J. Development and experiments of actuator using MR fluid, **Proc. 26th Annual Conf. IEEE Industrial Electronics Society**, v. 3, p. 1838–43, 2000.
111. THATTE, N., GEYER, H. Toward Balance Recovery With Leg Prostheses Using Neuromuscular Model Control. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 63, p. 904–913, 2016.
112. THURFJELL, L., MCLAUGHLIN, J., MATTSSON, J., AND LAMMERTSE, P. Haptic interaction with virtual objects: the technology and some applications, **Industrial Robot: An International Journal**, v. 29, n. 3, p. 210-215, 2002.
113. TORREALBA, R. R., CAPPELLETTO, J., LEONARDO, F., FERNÁNDEZ-LOPES, G., GRIECO, J. C. Cybernetic knee prosthesis: application of an adaptive central pattern generator. **Kybernetes**, v. 41(1-2) p.192-205, 2012.
114. UNAL, R., BEHRENS, S.M., CARLONI, R., HEKMAN, E.E.G., STRAMIGIOLI, S., KOOPMAN, H.F.J.M. Prototype design and realization of an innovative energy efficient transfemoral prosthesis, **3rd IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics**, p. 191–196, 2010.
115. VAUGHAN, C. L., DAVIS, B. L., O’CONNOR, J. C. **Dynamics of Human Gait**. Second Edition. Cape Town: Kiboho, 1999.
116. VICENTE, J. DE, KLINGENBERG, D.J., HIDALGO-ALVAREZ, R. Magnetorheological fluids: a review. **Soft Matter**, v. 7, p. 3701–3710, 2011
117. WADA, T., TAKEUCHI, T., SEKIMOTO, M., SHIBA, Y., ARIMOTO, S.. Evaluation of gait with trans-femoral prosthesis based on Riemannian distance, **Mechatronics and Automation ICMA 2009**, p. 1021–1026, 2009.
118. WANG, D., HOU, Y. Design and experimental evaluation of a multidisk magnetorheological fluid actuator. **Journal of Intelligent Material Systems and Structures**, v. 24, 640, 2013
119. WANG, D., TIAN, Z., MENG, Q., HOU, Y. Development of a novel two-layer multiplate magnetorheological clutch for high-power applications. **Smart Mater. Struct.** v. 22, 085018, 2013.
120. WANG, D., ZI, B., ZENG, Y., HOU, Y., MENG, Q. Temperature-dependent material properties of the components of magnetorheological fluids, **J Mater Sci**, v. 49, p. 8459–8470, 2014.

121. WANG, D., ZI, B., ZENG, Y., XIE, F., HOU, Y. An investigation of thermal characteristics of a liquid-cooled magnetorheological fluid-based clutch, **Journal of Smart Materials and Structures**, v. 24, p. 1-13, 2015.
122. WANG, Z. Interactive virtual prototyping of a mechanical system considering the environment effect. Part 1: Modeling dynamics, **Comptes Rendus Mécanique**, v. 339, n. 9, p. 591-604, 2011.
123. WHITSETT C. E. Some Dynamic Response Characteristics of Weightless Man. **U. S. Air Force Institute of Technology**, 1963.
124. WHITTLE, M. V. **Gait Analysis: An Introduction**, Fourth Edition, Elsevier, 2007.
125. WOLF, E.J., EVERDING, V.Q., LINBERG, A.A., CZERNIECKI, J.M., GAMBEL, C.J.M. Comparison of the Power Knee and C-Leg during step-up and sit-to-stand tasks, **Gait & posture**, v. 38, p. 397-402, 2013.
126. XU, L., WANG, D.-H., FU, Q., YUAN, G., HU, L.-Z. A novel four-bar linkage prosthetic knee based on magnetorheological effect: principle, structure, simulation and control, **Smart Mater. Struct.**, v. 25, 115007, 2016.
127. YANG, G., **Large-scale magnetorheological fluid damper for vibration mitigation: modeling, testing and control**, Tese (Doutorado em Engenharia Civil), University of Notre Dame, Indiana, USA, 2001.
128. YOSHIOKA, S., NAGANO, A., HIMENO, R., FUKASHIRO, S. Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements, **Biomed Eng Online**, v. 6, p. 26, 2007.
129. YOUNG, A.J., HARGROVE, L.J. A Classification Method for User-Independent Intent Recognition for Transfemoral Amputees Using Powered Lower Limb Prostheses. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 24, p. 217-225, 2016.
130. ZIEGLER-GRAHAM, K., MACKENZIE, E. J., EPHRAIM, P. L., E TRAVISON, M.G. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, p. 422-429, 2008.
131. ZIPSTER, L., RICHTER, L., LANGE, U. Magnetorheologic fluids for actuators, **Sensors and Actuators A**, v. 92, p. 318-325, 2001.
132. ZOSS, A., KAZEROONI, H. Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton, **Advanced Robotics**, v. 20, n. 9, p. 967-988. 2006