Escola de Engenharia de São Carlos
Universidade de São Paulo

**Desenvolvimento de um Dispositivo Robótico Interativo
para Reabilitação de Lesões da Articulação do Joelho**

Wilian Miranda dos Santos

Orientador: Prof. Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira

São Carlos
2013

Wilian Miranda dos Santos

**Desenvolvimento de um Dispositivo Robótico Interativo
para Reabilitação de Lesões da Articulação do Joelho**

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica

Área de Concentração: Dinâmica de Máquinas e Sistemas
Orientador: Prof. Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira

**Este exemplar foi revisado, sob-responsabilidade
única do autor, em relação ao original, o qual
se encontra disponível no Departamento de
Engenharia Mecânica da EESC/USP.**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

S237d Santos, Wilian Miranda dos
Desenvolvimento de um Dispositivo Robótico
Interativo para Reabilitação de Lesões da Articulação
do Joelho / Wilian Miranda dos Santos; orientador
Adriano Almeida Gonçalves Siqueira. São Carlos, 2013.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Mecânica e Área de Concentração em
Dinâmica de Máquinas e Sistemas -- Escola de Engenharia
de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2013.

1. reabilitação robótica. 2. órtese ativa. 3.
atuador elástico em série. 4. mola torcional. 5.
controle de impedância. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **WILIAN MIRANDA DOS SANTOS**.

Título da dissertação: "Desenvolvimento de um dispositivo robótico interativo para reabilitação de lesões da articulação do joelho".

Data da defesa: 03/09/2013

Comissão Julgadora:

Resultado:

Prof. Associado **Adriano Almeida Gonçalves Siqueira (orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

APROVADO

Prof. Associado **Arturo Forner Cordero**
(Escola Politécnica/USP)

APROVADO

Prof. Dr. **Anselmo Frizera Neto**
(Universidade Federal do Espírito Santo/UFES)

APROVADO

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica:
Prof. Associado **Marcelo Areias Trindade**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Titular **Denis Vinicius Coury**

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, Eliza e João Batista, e aos meus irmãos, Adriana e Eduardo, pelo amor incondicional e apoio.

Agradecimentos

Ao meu orientador e amigo, Prof. Dr. Adriano Siqueira pela orientação e dedicação prestadas para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos professores do departamento de Engenharia Mecânica da EESC/USP, em especial ao Prof. Dr. Glauro Caurin pelos comentários e sugestões dados ao longo do desenvolvimento deste trabalho.

Aos funcionários do Laboratório de Mecatrônica e da Secretaria de Pós-Graduação do departamento de Engenharia Mecânica que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.

Aos colegas do Laboratório de Mecatrônica pelo companheirismo e bom ambiente de trabalho.

Aos meus familiares pelo amor, incentivo constante e inestimável apoio.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP, pelo financiamento da pesquisa.

E a Deus, nosso Criador, pela Vida.

“Se, a princípio, a ideia não é absurda, então não há esperança para ela.”

Albert Einstein (1879-1955)

Resumo

SANTOS, W. M. (2013). *Desenvolvimento de um dispositivo robótico interativo para reabilitação de lesões da articulação do joelho*. Dissertação de Mestrado - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

Robôs de reabilitação como órteses ativas e exoesqueletos necessitam de atuadores capazes de atender certos requisitos como baixa impedância de saída, *backdrivability*, geração de torques grandes e precisos, e uma estrutura leve e compacta. Este trabalho apresenta o projeto de um Atuador Elástico em Série rotacional (AESr) para ser usado em uma órtese ativa para auxiliar na flexão/extensão da articulação do joelho durante a fisioterapia. O dispositivo é constituído de um motor de corrente contínua, um redutor de velocidade do tipo coroa e rosca sem-fim e uma mola torcional personalizada. Uma vez que o elemento elástico é o componente mais importante no projeto do AESr, um procedimento de análise baseado no Método dos Elementos Finitos (MEF) é utilizado para cumprir os requisitos definidos para a reabilitação do joelho. Com uma massa total de 2,53 Kg, é possível montar diretamente o atuador proposto em uma estrutura de órtese de joelho. Controladores de torque e impedância são implementados para assegurar uma interação segura com o paciente, permitindo que novas estratégias de reabilitação sejam avaliadas. As especificações do projeto bem como o desempenho dos controladores são validados experimentalmente.

Palavras-chave: reabilitação robótica, órtese ativa, atuador elástico em série, mola torcional, controle de impedância.

Abstract

SANTOS, W. M. (2013). Development of an interactive robotic device for rehabilitation of injuries of the knee. Master's dissertation - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

Wearable robots, like prostheses, active orthosis and exoskeletons need of actuators able to meet certain requirements as low output impedance, backdrivability, precise and large torque generation, and a compact and lightweight design. This work presents the design of a rotary Series Elastic Actuator (rSEA) to be used in an active orthosis to assist in flexion/extension of the knee joint during physical therapy. The device includes a DC motor, a worm gear and a customized torsion spring. Since the elastic element is the most important component in the design of the rSEA, an analysis procedure based on Finite Element Method (FEM) is used in order to meet the requirements for the specific application. With a total weight of 2.53 kg, it is possible to directly mount the actuator on the frame of a knee orthosis. Torque and impedance controllers are implemented to ensure secure interaction with the patient and enable new strategies for rehabilitation. The design specifications as well as the controllers performance are verified by experiments.

Keywords: rehabilitation robotics, active orthosis, series elastic actuator, torsional spring, impedance control.

Publicações

SANTOS, W. M.; SIQUEIRA, A. A. G. (2013). Desenvolvimento de um atuador elástico em série para tratamento fisioterápico da articulação do joelho. In *Anais do IV Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica*, Vitória, Espírito Santo, pp. 120-121.

SANTOS, W. M.; CAURIN G. A. P.; SIQUEIRA, A. A. G. (2013). A new rotary series elastic actuator to assist in flexion and extension of the knee joint during physical therapy. In *International Congress of Mechanical Engineering*, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil.

SANTOS, W. M.; CAURIN G. A. P.; SIQUEIRA, A. A. G. (2013). Torque control characterization of a rotary series elastic actuator for knee rehabilitation. In *International Conference on Advanced Robotics*, Montevideu, Uruguai.

Lista de Figuras

FIGURA 2.1	Lokomat (Jezernik et al. (2004))	6
FIGURA 2.2	LOPES (Ekkelenkamp et al. (2007))	7
FIGURA 2.3	Exo-Kanguera (Jardim et al. (2012))	8
FIGURA 2.4	Órtese ativa de joelho (Bae e Tomizuka (2011))	8
FIGURA 2.5	AAFO (Blaya e Herr (2004))	9
FIGURA 2.6	PRRT (Gonçalves et al. (2013))	9
FIGURA 2.7	Anklebot	10
FIGURA 2.8	AES desenvolvido por Jardim (2009)	11
FIGURA 2.9	AESr proposto por Kong et al. (2009)	12
FIGURA 2.10	AESr proposto por Kong et al. (2010)	13
FIGURA 2.11	Arranjos de molas helicoidais lineares	13
FIGURA 2.12	Elementos elásticos personalizados	14
FIGURA 3.1	Dados normalizados do caminhar descritos por Kirtley (2006)	18
FIGURA 3.2	Densidade espectral de potência do torque da articulação	19
FIGURA 3.3	Vista em corte mostrando os principais componentes do AESr	20
FIGURA 3.4	Diagramas de corpo livre da coroa e da rosca sem-fim	22
FIGURA 3.5	Máximo torque amplificado em função do coeficiente de atrito	23
FIGURA 3.6	Vista esquemática em perspectiva da mola torcional	24
FIGURA 3.7	Malha de elementos finitos	25

FIGURA 3.8	Análise estática da distribuição de tensão	25
FIGURA 3.9	Resultados do processo de análise por elementos finitos	26
FIGURA 3.10	Mola torcional personalizada	27
FIGURA 3.11	Bancada de teste para caracterização da mola	27
FIGURA 3.12	Caracterização experimental das molas torcionais	28
FIGURA 3.13	Atuador Elástico em Série rotacional	29
FIGURA 3.14	Usuário caminhando em uma esteira com a órtese ativa de joelho . . .	30
FIGURA 4.1	Diagrama de blocos do controle de torque	32
FIGURA 4.2	Resposta transitória para entrada degrau (Mola 1)	33
FIGURA 4.3	Torque de referência: perfil de torque da articulação do joelho	34
FIGURA 4.4	Sinal de entrada do tipo chirp utilizado	35
FIGURA 4.5	Diagramas de Bode do controle de torque	36
FIGURA 4.6	Diagrama de blocos do controle de impedância	37
FIGURA 4.7	Diferentes comportamentos do AESr	38
FIGURA 4.8	AESr seguindo uma trajetória desejada com alta impedância	39
FIGURA 4.9	AESr seguindo uma trajetória desejada com impedância variável	40
FIGURA A.1	Diagramas de Bode de $Z(\omega)$ considerando $b_v = 5$ Nms/rad	51
FIGURA A.2	Diagramas de Bode de $Z(\omega)$ considerando $b_v = 10$ Nms/rad	52
FIGURA A.3	Diagramas de Bode de $Z(\omega)$ considerando $b_v = 15$ Nms/rad	52
FIGURA B.1	Diagramas de Bode de $Y(\omega)$ considerando $k_v = 10$ Nm/rad	53
FIGURA B.2	Diagramas de Bode de $Y(\omega)$ considerando $k_v = 30$ Nm/rad	54
FIGURA B.3	Diagramas de Bode de $Y(\omega)$ considerando $k_v = 60$ Nm/rad	54

Lista de Tabelas

TABELA 3.1	Propriedade mecânica do aço AISI 6150 (Walsh (1999))	24
TABELA 3.2	Parâmetro da mola torcional (mm)	26
TABELA 3.3	Características das molas	29
TABELA 4.1	Características do controlador de torque	34
TABELA 4.2	Análise do diagrama de bode da função de transferência $Z(\omega)$	41
TABELA 4.3	Análise do diagrama de bode da função de transferência $Y(\omega)$	41

Lista de Abreviaturas e Siglas

AAFO	<i>Active Ankle-Foot Orthosis</i> (Órtese Tornozelo-Pé Ativa)
AES	Atuador Elástico em Série
AESr	Atuador Elástico em Série rotacional
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CAN	<i>Controller Area Network</i>
CPM	<i>Continuous Passive Motion</i> (Movimento Passivo e Contínuo)
FRF	Função de Resposta em Frequência
MEF	Método dos Elementos Finitos
MIT	<i>Massachusetts Institute of Technology</i> (Instituto de Tecnologia de Massachusetts)
PD	Proporcional-Derivativo
PI	Proporcional-Integral
WEDM	<i>Wire Electrical Discharge Machining</i> (Usinagem por eletroerosão a fio)

Sumário

Resumo	ix
Abstract	xi
Publicações	xiii
Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xvii
Lista de Abreviaturas e Siglas	xix
1 Introdução	1
1.1 Motivação	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Estrutura do texto	3
2 Revisão bibliográfica	5
2.1 Reabilitação robótica	5
2.2 Atuadores Elásticos em Série - AES	11
3 Projeto mecânico	17
3.1 Requisitos de projeto	17
3.2 Atuador Elástico em Série rotacional - AESr	19
3.2.1 Análise cinemática	21
3.2.2 Análise dinâmica	21
3.3 Mola torcional personalizada	23
3.3.1 Metodologia adotada	24
3.3.2 Caracterização experimental	27
3.4 Montagem final	29

4	Projeto de controladores	31
4.1	Dispositivos de controle	31
4.2	Controle de torque	32
4.2.1	Análise da resposta transitória	33
4.2.2	Análise da resposta em frequência	34
4.3	Controle de impedância	37
5	Conclusões	43
5.1	Trabalhos futuros	44
	Referências Bibliográficas	45
	Apêndices	51
A	Diagramas de Bode de $Z(\omega)$	51
B	Diagramas de Bode de $Y(\omega)$	53

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

O aumento do número de pessoas que praticam atividade física de forma recreativa e para melhorar a saúde, associado à maior expectativa de vida da população (IBGE (2011)), tem levado a um aumento crescente no número de lesões da articulação do joelho e consequentemente a um aumento dos procedimentos cirúrgicos, tornando imprescindível o processo de reabilitação (Cobra (2012)). Procedimentos como a artroplastia do joelho e a reconstrução dos ligamentos posterior e anterior exigem reabilitação pós-operatória com ênfase na recuperação da amplitude de movimento e fortalecimento de todo o membro inferior afetado (Bonfim e Paccola (2000)).

Um equipamento disponível comercialmente que auxilia na reabilitação é o CPM (Continuous Passive Motion), este pode ser utilizado nas primeiras fases de reabilitação pós-operatória, realizando à flexão/extensão do joelho, recuperando a amplitude de movimento da articulação, promovendo a recuperação da cartilagem e a diminuição da inibição muscular, principalmente do músculo quadríceps (ODriscoll e Giori (2000)). Uma restrição ao seu uso é a impossibilidade de se trabalhar com sobrecarga e treino de força, possibilitando apenas a realização de movimentos passivos. Os sistemas manual, isométrico e isotônico são comumente utilizados para avaliar e reabilitar a força muscular perdida em decorrência de uma lesão. No entanto, apresentam as desvantagens de pouca confiabilidade, força muscular somente em um determinado ângulo e força muscular mínima (Silva (2001)). Ao contrário, os equipamentos isocinéticos têm apresentado grande confiabilidade na avaliação e aumentos significativos na reabilitação da força muscular em todos os ângulos (Miller et al. (2006)). Apesar da eficácia, as desvantagens ainda estão no

alto custo destes equipamentos.

Os dispositivos robóticos para a reabilitação, em geral, incluem a combinação de exercícios envolvendo movimento passivo (o movimento é realizado pelo robô), ativo-assistido (o movimento é realizado pelo paciente, com a ajuda do robô) ou ativo-resistido (o movimento é realizado pelo paciente contra uma resistência gerada pelo robô). Para implementar estes tipos de movimento, utiliza-se o controle de impedância (Hogan (1985)), estratégia de controle essencial para ajustar a forma de interação entre o dispositivo e o paciente. Por exemplo, se desejarmos que um robô forneça torque de apoio somente quando necessário então durante o restante do tempo o este deve assumir um comportamento de baixa impedância de modo que se o paciente tentar movimentar o robô, este não impedirá o movimento. O controle de impedância também pode ser utilizado para impor uma resistência controlada ao movimento do paciente, buscando o fortalecimento os músculos trabalhados, ou em certos casos, ajudar o paciente a realizar o movimento quando este não tem condições próprias de fazê-lo ou sua movimentação é descoordenada.

Neste contexto, o dispositivo robótico desenvolvido neste trabalho fornecerá uma alternativa aos procedimentos e equipamentos já existentes para o tratamento da articulação do joelho. Por se tratar de uma órtese ativa, o dispositivo será mais compacto que os equipamentos descritos acima, além de ser uma solução mais acessível em termos de custo para os centros e clínicas de reabilitação.

1.2 Objetivos

O objetivo do presente trabalho é desenvolver um novo atuador elástico em série rotacional para o acionamento de uma órtese ativa para auxiliar a articulação do joelho durante a fisioterapia. Como objetivos específicos, mencionam-se:

- desenvolver um projeto mecânico de modo a satisfazer um conjunto de requisitos definidos com base nos dados do caminhar descrito na literatura;
- desenvolver uma nova topologia de mola torcional através do processo de análise baseada no método de elementos finitos;
- implementar e avaliar, através das técnicas de identificação de sistemas, os controladores de torque e impedância.

1.3 Estrutura do texto

Este trabalho está organizado da seguinte forma:

No **Capítulo 2** é apresentada uma revisão bibliográfica dos principais temas relacionados a este trabalho, tais como o estado da arte dos dispositivos robóticos para reabilitação dos membros inferiores e os conceitos básicos relativos aos atuadores elásticos em série, que apresentam características ideais para a utilização nestes tipos de equipamentos.

No **Capítulo 3** são apresentados os requisitos básicos para o projeto do AESr, a descrição detalhada dos principais componentes do sistema, a análise cinemática e dinâmica do atuador, a metodologia adotada para concepção da mola torcional e a montagem final do dispositivo.

No **Capítulo 4** são apresentadas as técnicas de controle de torque e impedância implementadas para o AESr proposto, as características de desempenho dos controladores e uma identificação dinâmica experimental do sistema em malha fechada para ambos os controladores.

No **Capítulo 5** são apresentadas as conclusões e os trabalhos futuros.

Capítulo 2

Revisão bibliográfica

Neste capítulo, apresenta-se uma revisão bibliográfica dos principais temas relacionados a este trabalho, tais como o estado da arte dos dispositivos robóticos para reabilitação dos membros inferiores, em especial os que utilizam o controle de impedância, e os conceitos básicos relativos aos atuadores elásticos em série, que apresentam características ideais para a utilização nestes tipos de equipamentos.

2.1 Reabilitação robótica

Nos anos recentes, a utilização de robôs gerou avanços significativos no campo da Medicina, proporcionando aos profissionais da área novas ferramentas para o tratamento de pacientes. A utilização da robótica na reabilitação de pacientes com deficiência motora está se tornando cada vez mais comum, principalmente devido à importância dos exercícios de reabilitação funcional, (Ferris et al. (2006)), que estimulam a parte remanescente intacta do sistema nervoso central a reconhecer e a reapreender funções perdidas (plasticidade neural).

Estudos mostram que a reabilitação motora de pacientes com sequelas pós Acidente Vascular Cerebral (AVC) tem sido intensificada com a terapia assistida por robôs (Prange et al. (2006); Kwakkel et al. (2008)). Algumas das vantagens do uso de dispositivos robóticos em relação às abordagens de reabilitação tradicionais incluem a possibilidade de realizar medidas objetivas (por exemplo, posição, velocidade e força/torque ao longo do tempo) para avaliar e monitorar o progresso dos pacientes, a opção de personalizar tratamentos para pacientes com diferentes níveis de comprometimento, e a independência dos pacientes para exercitar-se sem a ajuda de

um terapeuta.

Em Colombo et al. (2000) foi desenvolvida uma órtese ativa para auxiliar na reabilitação da marcha de pacientes com lesão medular, denominada Lokomat, Figura 2.1. O dispositivo é instalado sobre uma esteira rolante e o paciente se locomove utilizando um compensador de peso. O treinamento regular de pacientes é realizado impondo um padrão de marcha fixo através de um controle de posição das articulações da órtese ativa.

Figura 2.1: Lokomat (Jezernik et al. (2004))

Para garantir que o paciente esteja realmente efetuando o movimento e não apenas tendo sua perna movida passivamente pelo dispositivo, Jezernik et al. (2004); Riener et al. (2005) desenvolveram três algoritmos de adaptação do padrão de marcha. O primeiro é baseado em dinâmica inversa e minimização em tempo real do torque de interação homem-máquina. O segundo é baseado na dinâmica direta e estimativa da variação desejada na aceleração da marcha. O terceiro algoritmo é baseado no controle impedância e adaptação direta das trajetórias angulares da marcha. Esses possibilitam ao paciente alterar o padrão de marcha conforme o seu grau de locomoção voluntária. Entretanto, até o momento não foram relatados estudos que mostrem um desempenho superior desta abordagem baseada em padrões cinemáticos em comparação à terapia convencional, (Ahn e Hogan (2010)).

Uma estratégia mais recente, denominada *Path Control*, cria um túnel virtual em torno de uma trajetória de referência para as articulações do quadril e do joelho, (Duschau-Wicke et al. (2010)). Se o paciente se mantiver dentro do túnel durante o caminhar, apenas os torques necessários para compensar a gravidade são aplicados ao robô. Caso o paciente se desvie do túnel em um dado instante do passo, o controle de impedância cria um campo de força, retornando

o paciente para próximo da trajetória desejada. Torques adicionais são gerados pelo robô para manter o paciente seguindo a trajetória desejada ao longo do tempo, sendo este grau de suporte dado pelo robô um parâmetro definido pelo terapeuta no início da sessão da terapia robótica. Em Brady et al. (2011), um exemplo de treinamento progressivo utilizando o dispositivo Lokomat é apresentado, sendo recomendado a diminuição da força guia gerada pelo robô (*Guidance Force*) conforme a evolução das fases de treinamento.

Pesquisadores da Universidade de Twente na Holanda desenvolveram um exoesqueleto, denominado LOPES, para ser utilizado na reabilitação de pacientes com lesão medular ou que sofreram AVC, (Veneman et al. (2007)). O dispositivo combina uma translação não atuada com uma atuação 2D no segmento da pélvis e um exoesqueleto contendo três atuadores, sendo dois no quadril, responsáveis pelos movimentos de flexão/extensão e abdução/adução, e um no joelho, responsável pelo movimento de flexão/extensão. As juntas do exoesqueleto, Figura 2.2, são constituídas de AES acionados por cabos *Bowden*, (Veneman et al. (2006)). O dispositivo utiliza o controle de impedância para garantir a segurança do paciente e para fornecer uma realimentação de força adequada ao paciente quando necessário.

Figura 2.2: LOPES (Ekkelenkamp et al. (2007))

O grupo de pesquisa do Laboratório de Reabilitação Robótica da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC-USP) apresentou o seu primeiro protótipo de um exoesqueleto para reabilitação dos movimentos de membros inferiores. O dispositivo leva o nome de Exo-Kanguera, Figura 2.3. Este utiliza AES como acionadores de suas juntas, permitindo assim um controle de impedância variável. O Exo-Kanguera foi desenvolvido com o intuito de se avaliar e propor novas estratégias de reabilitação para pessoas com locomoção comprometida como, por exemplo, pessoas que sofreram AVC, (Jardim et al. (2012)).

Figura 2.3: Exo-Kanguera (Jardim et al. (2012))

Em Kong et al. (2010) foi desenvolvida uma órtese ativa de joelho acionada por um compacto AESr, Figura 2.4, e implementado um controle de força robusto para auxiliar de maneira efetiva os movimentos da articulação do joelho. Em Bae e Tomizuka (2011) foi proposto uma estratégia de reabilitação baseada em um método iterativo de aprendizagem que utiliza as características do passo anterior para calcular o valor adequado para o torque de apoio. Os resultados experimentais apresentados mostram que os torques de assistência para prática da marcha são gerados de forma adequada, no entanto testes clínicos ainda devem ser realizados para validar a eficiência do método proposto.

Figura 2.4: Órtese ativa de joelho (Bae e Tomizuka (2011))

Em Blaya e Herr (2004) foi desenvolvida uma órtese ativa tornozelo/pé, *Active Ankle-Foot Orthosis* (AAFO), Figura 2.5, para auxiliar pacientes com a patologia denominada de pé-caído, uma deficiência motora causada por trauma grave, esclerose ou paralisia cerebral. A órtese ativa proposta é acionada através de um AES e utiliza o controle de impedância. Ensaaios clínicos realizados em Boston no *Spaulding Rehabilitation Hospital* comprovaram a eficiência desta órtese na reabilitação do caminhar de pacientes com tal patologia.

Figura 2.5: AAFo (Blaya e Herr (2004))

Inovações tecnológicas, como a robótica e os jogos computacionais geram um alto nível de motivação, (Caurin et al. (2011)), que quando aplicadas à reabilitação do tornozelo hemiparético promovem aumento de velocidade da marcha, ganho de força muscular e amplitude de movimento, (Forrester et al. (2011)). Em Gonçalves et al. (2013) é apresentado o desenvolvimento e a avaliação de uma Plataforma Robótica para Reabilitação de Tornozelo (PRRT), Figura 2.6. Esta é acionada por um AES compacto (Amaral (2011)), que proporciona o controle de impedância do dispositivo. A PRRT foi idealizada com a intenção de beneficiar indivíduos que sofreram lesão cerebral, pois proporciona movimentação ativa ou ativa assistida da articulação do tornozelo, o que pode acarretar em uma melhora da força muscular, do controle motor e da sensibilidade, resultando em melhora do padrão de marcha. A PRRT esta sendo avaliada em pacientes que sofreram AVC no Centro de Reabilitação SORRI em Bauru. Jogos computacionais são utilizados para estimular e avaliar as forças musculares e a amplitude de movimento do tornozelo, durante a realização de dorsiflexão.

Figura 2.6: PRRT (Gonçalves et al. (2013))

Em Roy et al. (2009) é apresentado um robô desenvolvido pelo *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) para reabilitação do tornozelo, Figura 2.7. O dispositivo robótico, denominado Anklebot, possui três graus de liberdades sendo que dois deles são atuados. Os movimentos

atuados são flexão plantar e dorsiflexão no plano sagital, obtidos quando os dois atuadores se movimentam no mesmo sentido, e inversão e eversão no plano frontal, quando os dois atuadores se movimentam em sentidos opostos. A rotação interna e externa, movimento não atuado, é limitada no tornozelo com a orientação do pé no plano transversal sendo controlada principalmente por rotação da perna. O Anklebot está sendo testado em pacientes que sofreram AVC em *Baltimore Veterans Administration Medical Center* para auxiliar no tratamento da patologia pé-caído e na reabilitação do equilíbrio.

Resultados preliminares da utilização do Anklebot para reabilitação foram apresentados em Forrester et al. (2011); McGehrin et al. (2012); Roy et al. (2011). Em Forrester et al. (2011) foi realizado um estudo piloto com 8 pacientes sobreviventes de AVC, submetidos a três sessões de 1 hora cada por semana, nas quais os pacientes exercitaram sentados os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar. Os movimentos eram realizados em função da solicitação imposta por um jogo computacional (*video game*), sendo avaliados a amplitude de movimento do membro parético, a força realizada, o controle motor e o caminhar em solo antes e depois de seis semanas de reabilitação. Os dados mostram que houve uma melhora no caminhar, com aumento da velocidade, e no controle motor. Salienta-se que os procedimentos de reabilitação foram realizados com os pacientes sentados. Resultados semelhantes foram obtidos em McGehrin et al. (2012); Roy et al. (2011).

Figura 2.7: Anklebot

Os dispositivos apresentados mostram que novas estratégias de reabilitação vêm sendo investigadas para a reabilitação do caminhar, representando um grande avanço para a robótica de reabilitação que anteriormente assumia que a imposição dos padrões cinemáticos do movimento das pernas era suficiente para a recuperação das funções locomotoras, (Ahn e Hogan (2010)).

2.2 Atuadores Elásticos em Série - AES

Robôs industriais são tradicionalmente projetados com atuadores que permitam uma alta precisão de posicionamento, estes por sua vez possuem uma característica de alta rigidez entre o motor/redutor e a carga (Pratt e Williamson (1995)) com intuito de se melhorar a precisão, estabilidade e a largura de banda do controle de posição. No entanto, robôs destinados a ter um contato direto com seres humanos, sendo o caso dos robôs de reabilitação, devem possuir atuadores que permitam a implementação do controle de impedância (Hogan (1985)), estratégia de controle que atua diretamente na interface de contato entre o robô e o ambiente. Por exemplo, se é desejado que uma órtese ativa forneça torque de apoio somente quando necessário então durante o restante do tempo o atuador deverá assumir um comportamento de baixa impedância de modo que a órtese ativa ceda à medida que o paciente exerça força sobre ela.

Em Pratt e Williamson (1995) foi proposto um controle de força e impedância utilizando um motor elétrico com redução em série com um sistema de molas. Os autores denominaram esta configuração como *Series Elastic Actuator* (Atuador Elástico em Série - AES). A ideia básica desse tipo de atuador é colocar uma mola entre a transmissão e a carga, ou seja, em série entre o motor/redutor e a carga. A mola permite desacoplar a inércia motor/redutor e outras não linearidades da saída e isola o sistema de choques introduzidos pela carga. Outra característica importante é que a mola pode ser utilizada para determinar a força aplicada à carga pelo efetuator. Em Jardim (2009) é desenvolvido um AES, Figura 2.8, com base no modelo proposto por Robinson et al. (1999), o princípio de funcionamento deste atuador é apresentado na sequência.

Figura 2.8: AES desenvolvido por Jardim (2009)

Quando o motor é acionado, a castanha se move para frente ou para trás, fazendo com que a peça de suporte, a qual ela está fixa, comprima um par de molas (série elástica). As molas pressionam uma das plataformas do trem de movimento e transmitem força para o conjunto, que por sua vez movimenta a carga através do efetuator.

O controle de força e de impedância é feito via controle de corrente, com realimentação por potenciômetro linear deslizante. Este dispositivo está fixo às duas peças de suporte que compõem o trem de movimento. Como as peças são fixas nas duas guias, a distância entre as mesmas não varia. O cursor do potenciômetro está fixo na peça de suporte da castanha. Quando esta se movimenta linearmente, comprimindo as molas, o cursor movimenta-se junto, gerando uma tensão diretamente proporcional à deformação das molas. Através da lei de Hooke a força aplicada à carga é calculada.

Um AESr, Figura 2.9, para auxiliar a movimentação dos membros inferiores é apresentado em Kong et al. (2009). Este é constituído de um redutor planetário, um motor de corrente contínua, uma mola torcional convencional e dois potenciômetros rotativos utilizados para detectar a posição do eixo de saída e a deformação da mola. Na configuração proposta, a mola está diretamente ligada entre o motor/redutor e a carga. Portanto, esta deverá suportar grandes torques. Molas convencionais capazes de suportar grandes torques possuem alta rigidez, considerando a aplicação especificada.

Figura 2.9: AESr proposto por Kong et al. (2009)

A utilização de molas com alta rigidez deteriora a conformidade do sistema de controle e faz com que um controle preciso de força seja difícil de ser obtido. Além disso, as não linearidades de uma mola com alta rigidez não são desprezíveis. A partir destas considerações um novo modelo de AESr, Figura 2.10, foi proposto pelos mesmos autores em Kong et al. (2010). Nesta nova configuração, a mola é inserida entre dois redutores de velocidade possibilitando a utilização de uma mola com baixa rigidez. A desvantagem desta configuração é que as não linearidades das engrenagens colocadas depois da mola comprometem a fidelidade do torque medido, acarretando incertezas ao sistema de controle.

Uma solução adotada por alguns pesquisadores é a concepção de arranjos de molas helicoidais lineares de modo a obter um elemento elástico torcional, Figura 2.11. Em Tsagarakis

Figura 2.10: AESr proposto por Kong et al. (2010)

et al. (2009) é desenvolvido um AESr para o acionamento das articulação de um pequeno robô humanoide. Este é constituído de um elemento elástico formado por um arranjo com seis molas lineares, Figura 2.11(a). Esta abordagem foi anteriormente adotada por Yoon et al. (2003) onde um arranjo com molas lineares foram utilizadas para reproduzir um elemento elástico torcional, Figura 2.11(b). Esta abordagem permite que uma mola com baixa rigidez seja inserida diretamente entre o motor/redutor e a carga. No entanto, uma relação linear entre torque e deformação é de difícil obtenção.

(a) Proposto por Tsagarakis et al. (2009)

(b) Proposto por Yoon et al. (2003)

Figura 2.11: Arranjos de molas helicoidais lineares

Outra abordagem adotada por alguns pesquisadores é a concepção de elementos elásticos torcionais personalizados. Estes são compactos e capazes de suportar grandes torques com uma baixa rigidez intrínseca e possibilitam sua inserção diretamente entre o motor/redutor e a carga. Na Figura 2.12 são apresentados algumas das topologias propostas na literatura.

Em Stienen et al. (2008) foi desenvolvida uma mola de espiral dupla, Figura 2.12(d), para ser utilizada em um AESr hidráulico. Na configuração apresentada, as forças radiais indesejáveis

que atuam no centro da mola são canceladas. Uma nova versão desta mola, Figura 2.12(a), é apresentada em Lagoda et al. (2010). Projetada para um AESr utilizado no acionamento das juntas de um exoesqueleto para reabilitação dos movimentos de membros inferiores, mostrou-se compacta e capaz de suportar grandes torques com uma baixa rigidez intrínseca. No entanto, um comportamento de histerese foi evidenciado durante a condição de descarga da mola.

Através de um processo iterativo baseado no Método dos Elementos Finitos uma nova topologia de mola torcional, Figura 2.12(c), é apresentada em Carpino et al. (2012), sendo projetada para um AESr que tem como finalidade auxiliar a movimentação da articulação do joelho. Outra topologia, Figura 2.12(b), é apresentada em Diftler et al. (2011). Esta mola foi utilizada em um AESr para o acionamento das juntas de um robô humanoide espacial desenvolvido pela *National Aeronautics and Space Administration* (NASA) em parceria com a *General Motors* (GM), segundo os autores tal concepção levou a um aumento significativo na sensibilidade da força e na largura de banda dos atuadores.

(a) Elemento elástico proposto por Lagoda et al. (2010)

(b) Elemento elástico proposto por Diftler et al. (2011)

(c) Elemento elástico proposto por Carpino et al. (2012)

(d) Elemento elástico proposto por Stienen et al. (2008)

Figura 2.12: Elementos elásticos personalizados

Neste contexto, o presente trabalho traz como contribuição a construção de um novo AESr para o acionamento de uma órtese ativa para auxiliar a flexão/extensão da articulação do joelho durante o tratamento fisioterápico. Este é constituído de um motor de corrente contínua, um redutor de velocidade do tipo coroa e rosca sem-fim e uma mola torcional personalizada. Controladores de torque e impedância são implementados para assegurar uma interação segura com paciente e permitem que novas estratégias de reabilitação possam ser avaliadas.

Capítulo 3

Projeto mecânico

Neste capítulo são apresentados os requisitos básicos para o projeto do AESr, definidos com base na análise da movimentação articular do joelho, a descrição detalhada dos principais componentes do sistema, a análise cinemática e dinâmica do atuador, e a metodologia adotada para concepção da mola torcional, bem como a montagem final do dispositivo.

3.1 Requisitos de projeto

O dispositivo robótico apresentado nesta dissertação é uma órtese ativa projetada para fornecer apoio parcial à flexão/extensão da articulação do joelho durante o tratamento fisioterápico. Para efetivamente auxiliar estes movimentos e, ao mesmo tempo, garantir a segurança do paciente, tal dispositivo deve satisfazer a certos requisitos tais como: capacidade de absorção de impactos, fornecer torques grandes e precisos com uma largura de banda que se aproxima da movimentação articular e ser capaz de assumir uma característica de *backdrivability*, ou seja, produzir baixas impedâncias mecânicas comparáveis aos de seres humanos, necessária para mover suavemente e rapidamente o ponto de contato em complacência com as ações do paciente.

Para definir os requerimentos de projeto, uma análise da movimentação articular do joelho durante o caminhar foi realizada considerando os dados normalizados descritos por Kirtley (2006). Na Figura 3.1 são apresentados as curvas de posição, velocidade, torque e potência da articulação do joelho de uma pessoa saudável durante um ciclo de marcha, período compreendido entre o primeiro contato do pé com o solo até o próximo contato deste mesmo pé com o solo. O ciclo de marcha é dividido em duas fases: suporte, o pé encontra-se em contato com o

solo, e balanço, o pé é elevado do solo para o avanço do membro.

(a) Posição angular da articulação do joelho

(b) Velocidade angular da articulação do joelho

(c) Torque da articulação do joelho

(d) Potência da articulação do joelho

Figura 3.1: Dados normalizados do caminhar descritos por Kirtley (2006)

Podemos observar na Figura 3.1 que a potência máxima exercida pela articulação do joelho é de aproximadamente 0,739 W/kg com um torque máximo de 0,365 Nm/kg. Como objetivo de projeto, a órtese ativa de joelho deve ser capaz de suprir 60 % do pico de torque do padrão de marcha de uma pessoa saudável com aproximadamente 70 kg, portanto, o novo dispositivo robótico deve fornecer um torque de auxílio de até 15 Nm. A largura de banda mínima foi determinada através da densidade espectral de potência do torque da articulação durante um ciclo de marcha, esta é representada na Figura 3.2. Observou-se que aproximadamente 95 % da densidade espectral de potência encontram-se na faixa de 0 a 5 Hz. Sendo assim, uma largura de banda mínima de 5 Hz é definida como requisito para o projeto.

Figura 3.2: Densidade espectral de potência do torque da articulação

A órtese ativa de joelho será acionada por um AESr que possui características ideais para tal aplicação (veja Seção 2.2). O componente mais importante no projeto de um AES é o elemento elástico. Sendo assim, este deve ser cuidadosamente concebido. A escolha da constante elástica é tomada considerando a largura de banda para grandes torques levando em conta que baixos valores de impedância e atrito estático são desejados. Em Robinson et al. (1999) é demonstrado que para AES quanto mais alto o valor da constante elástica, maior é a largura de banda para grandes torques. Por outro lado, baixos valores de impedância e atrito estático requer um baixo valor para a constante elástica. O valor da constante elástica da mola utilizada em AESr dedicados a auxiliar os movimentos da articulação do joelho encontra-se geralmente na faixa de 100 a 300 Nm/rad, Sergi et al. (2012). Partindo destas considerações e da análise teórica considerando a largura de banda para grandes torques, Robinson (2000), um valor de 200 Nm/rad é definido como valor alvo para este projeto.

3.2 Atuador Elástico em Série rotacional - AESr

O AESr proposto neste trabalho é constituído de um motor de corrente contínua, um redutor de velocidade do tipo coroa e rosca sem-fim e uma mola torcional personalizada. O sistema de transmissão foi montado sobre uma carcaça de alumínio com intuito de reduzir a massa final do dispositivo. A rosca sem-fim é fixa em um eixo de entrada que possui suporte com mancal de rolamentos em uma das extremidades. O motor é conectado ao eixo de entrada através de um acoplamento elástico. A coroa e a mola são fixadas em um copo que por sua vez é conectado ao conjunto por intermédio de rolamentos de contato angular utilizados para garantir o alinhamento entre a coroa e a rosca sem-fim. O eixo de saída é fixado na mola e seu alinhamento é obtido

através de dois rolamentos radiais.

Na Figura 3.3 é ilustrada uma vista em corte do AESr mostrando os principais componentes, incluindo: a) motor de corrente contínua Maxon RE-40; b) redutor de velocidade do tipo coroa e rosca sem-fim M1-150 da HPC Gears International; c) mola torcional personalizada; d) mancal de rolamentos; e) *encoder* incremental magneto-resistivo Maxon tipo L; f) *encoder* incremental óptico-eletrônico Maxon HEDS 5540.

Figura 3.3: Vista em corte mostrando os principais componentes do AESr

Todas as informações de controle necessárias, isto é, a deformação da mola e a posição do eixo de saída são obtidas através de dois *encoders*, um posicionado no motor com resolução de 4096 ppr e outro posicionado no eixo de saída com resolução de 2000 ppr ambos no modo de decodificação em quadratura. A precisão do posicionamento do eixo de saída é dada por $2\pi/2000 \approx 0,0031$ rad, e se as folgas entre as engrenagens não são consideradas a precisão do posicionamento da coroa é dada por $2\pi/(4096N)$, onde N é a relação de redução de velocidade, no entanto as folgas não são desprezíveis e limitam a precisão do posicionamento da coroa em aproximadamente 0,0088 rad.

As considerações tomadas na escolha do motor e da redução foram as características de máxima potência, torque e velocidade angular da articulação do joelho durante o padrão de marcha de uma pessoa saudável. Sendo a capacidade do motor determinada pela potência máxima e levando em conta que a potência máxima consumida pela articulação do joelho é de aproximadamente 75 W um motor de 150 W (Maxon RE-40) foi selecionado. A velocidade máxima permitida e o torque máximo contínuo do motor são respectivamente 8200 rpm e 0,181 Nm. No entanto, a velocidade angular da articulação do joelho é de aproximadamente 50 rpm e o torque máximo requerido no projeto é de 15 Nm, definido na Seção 3.1.

Para ajustar a faixa de operação do motor com as características da articulação um redutor de velocidade do tipo coroa e rosca sem-fim com relação de transmissão de 150:1 é selecionado fazendo com que a faixa de operação do atuador seja de aproximadamente 55 rpm. Se a eficiência das engrenagens não é considerada, o torque gerado pelo motor é amplificado pela redução de velocidade, isto é, o sistema pode gerar torque máximo contínuo de até 27,15 Nm. No entanto, o atrito entre as engrenagens reduz significativamente a eficiência, e a razão de amplificação de torque não é necessariamente a mesma que a relação de redução de velocidade, como verificado a seguir.

3.2.1 Análise cinemática

A transmissão de potência mecânica proposta para o AESr é fornecida através da amplificação do torque gerado pelo motor através do redutor de velocidade do tipo coroa e rosca sem-fim. Apesar da baixa eficiência este tipo de engrenagem, é considerada devido à elevada relação de transmissão de velocidade. Uma vez que uma revolução da engrenagem sem-fim corresponde a um passo da coroa, a seguinte condição cinemática pode ser considerada,

$$2\pi r_{sf}[\tan\varphi]^{-1} = 2\pi r_c N^{-1}, \quad (3.1)$$

sendo r_{sf} e r_c os raios da rosca sem-fim e da coroa respectivamente, φ o ângulo da engrenagem sem-fim e N a relação de amplificação.

Podemos simplificar a Equação (3.1), para,

$$N = \left[\frac{r_c}{r_{sf}} \right] \tan(\varphi). \quad (3.2)$$

No entanto, as não linearidades tais como o atrito estático e dinâmico entre as engrenagens e as inércias do sistema não podem ser desprezadas. Sendo assim, uma análise dinâmica do sistema é apresentada na subseção seguinte.

3.2.2 Análise dinâmica

Na Figura 3.4 são apresentados os diagramas de corpo livre da coroa e da rosca sem-fim, onde f_m a força gerada pelo motor, f_n a força normal e f_{rem} , f_{rec} e f_{rc} são respectivamente a força de reação do eixo do motor, a força de reação do eixo da coroa e a força de reação da

coroa. Os vetores de força estão agindo no ponto em que a o contato entre a rosca sem-fim e a coroa. Note que devido às restrições mecânicas o ponto de contato em relação a rosca sem-fim move-se somente na direção y e em relação a coroa move-se somente na direção x .

Figura 3.4: Diagramas de corpo livre da coroa e da rosca sem-fim

As equações de equilíbrio dinâmico são dadas por,

$$\frac{1}{r_{sf}} I_e \ddot{\theta}_m = f_m - f_n \cos \varphi - \mu f_n \sin \varphi, \quad (3.3)$$

$$\frac{1}{r_c} I_c \ddot{\theta}_c = -f_{rc} + f_n \sin \varphi + \mu f_n \cos \varphi, \quad (3.4)$$

sendo I_e a inércia do motor e da rosca sem-fim e I_c a inércia da coroa. Isolando f_n na Equação (3.3) e substituindo na Equação (3.4) tem-se,

$$f_{rc} r_c + I_c \ddot{\theta}_c = (f_m r_{sf} - I_e \ddot{\theta}_m) \frac{r_c (\sin \varphi + \mu \cos \varphi)}{r_{sf} (\cos \varphi + \mu \sin \varphi)}. \quad (3.5)$$

Note que $f_m r_{sf} = \tau_m$ e $f_{rc} r_c = \tau_c$, onde τ_m é o torque gerado pelo motor e τ_c é o torque aplicado na coroa dado por,

$$\tau_c = k_s (\theta_m - \theta_l) + \tau_j, \quad (3.6)$$

sendo τ_j o torque exercido pela articulação do joelho.

Portanto, podemos reescrever a Equação (3.5) como,

$$k_s(\theta_m - \theta_l) = A(\varphi, \mu) \left[\tau_m - \left(\frac{I_c}{NA(\varphi, \mu)} + I_e \right) \ddot{\theta}_m \right] - \tau_j, \quad (3.7)$$

onde $A(\varphi, \mu)$ é a razão de amplificação de torque dada por,

$$A(\varphi, \mu) = \frac{r_c(\sin \varphi + \mu \cos \varphi)}{r_{sf}(\cos \varphi + \mu \sin \varphi)}. \quad (3.8)$$

A Figura 3.5 mostra a variação da amplificação do torque em relação a variação do ângulo da engrenagem sem-fim e do coeficiente de atrito. Nota-se que o torque amplificado muda drasticamente de acordo com a variação do coeficiente de atrito, sendo que quando o coeficiente de atrito é nulo o torque é amplificado pela mesma relação de redução de velocidade. A variação da amplificação de torque introduz incertezas ao sistema que devem ser consideradas no projeto dos controladores.

Figura 3.5: Máximo torque amplificado em função do coeficiente de atrito

3.3 Mola torcional personalizada

Para atender aos requisitos apresentados na Seção 3.1, o componente elástico deve ser compacto, leve e capaz de suportar grandes torques com uma baixa rigidez intrínseca. No entanto, tais características não são encontradas nas molas torcionais disponíveis comercialmente, (Carpino et al. (2012)). Por esta razão uma nova topologia de mola torcional foi desenvolvida. Uma vista esquemática em perspectiva da mola torcional é apresentada na Figura 3.6. Na configuração apresentada, a transferência de torque ocorre entre os dois anéis sendo que a elasticidade é obtida com a interposição de elementos flexíveis entre eles.

Figura 3.6: Vista esquemática em perspectiva da mola torcional

A forma e as dimensões de tais elementos flexíveis foram definidas através de um processo de análise por elementos finitos. O material selecionado para análise e confecção da mola torcional é o aço AISI 6150, pois este apresenta boa tenacidade e um elevado limite de escoamento após tratamento térmico (têmpera e revenimento), Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Propriedade mecânica do aço AISI 6150 (Walsh (1999))

Módulo de elasticidade [GPa]	Limite de escoamento [MPa]	Coefficiente de Poisson (adimensional)	Dureza Rockwell [HRC]	Densidade [kg/m ³]
205	1320	0,291	60	7833

3.3.1 Metodologia adotada

Uma análise estática da distribuição de tensão na mola foi realizada através do Método dos Elementos Finitos (MEF), utilizando o software ANSYS[®], para assegurar que a tensão máxima seja menor do que a tensão de falha, definida para este projeto como sendo 60 % do limite de escoamento do material, quando esta for submetida ao torque máximo. A análise por elementos finitos teve também como objetivo a determinação da constante elástica da mola.

A ideia principal do MEF consiste em uma discretização do domínio geométrico da estrutura a qual se quer analisar em sub-regiões de geometria simples. Ao conjunto de sub-regiões dá-se o nome de malha de elementos finitos. A qualidade dos elementos da malha é função de sua regularidade, ou seja, o quanto o elemento é equilátero. O elemento utilizado para gerar a malha

ilustrada na Figura 3.7 foi o SOLID 185, hexaédrico definido por oito nós com três graus de liberdade em cada nó (translações nodais em x, y, z), este permite a degeneração em prismas ou tetraedros quando usados em regiões irregulares.

Figura 3.7: Malha de elementos finitos

A análise consistiu em fixar o anel interno da mola enquanto forças tangenciais (f) proporcionais ao torque máximo (τ_{max}) foram aplicadas no anel externo,

$$f = \frac{\tau_{max}}{2\pi R_1^2 E}, \quad (3.9)$$

sendo R_1 e E respectivamente o raio e a espessura da mola.

A rigidez é calculada através da razão entre o torque aplicado e a deformação angular correspondente obtida na simulação. Em uma primeira análise foi observado que a tensão máxima está concentrada no lado interno do raio R_4 como pode ser observado na Figura 3.8.

Figura 3.8: Análise estática da distribuição de tensão

A fim de encontrar o menor valor de tensão para uma determinada rigidez, uma análise por

elementos finitos foi realizada variando os valores do raio R_4 de 2,5 a 3,5 mm a um passo de 0,05 mm para cada espessura de 5 a 8 mm a um passo de 0,5 mm. Os valores de D_1 , D_2 e D_3 foram variados proporcionalmente ao valor de R_4 enquanto que os valores de R_1 , R_2 , R_3 , R_5 e de L foram mantidos constantes de modo a não se alterar a topologia proposta.

Na Figura 3.9 são apresentados os resultados obtidos das análises realizadas. Observando a Figura 3.9(a), nota-se uma relação diretamente proporcional entre a constante elástica e os parâmetros R_4 e E que podem ser descritos por um comportamento linear, o mesmo ocorre entre o parâmetro R_4 e a tensão máxima, Figura 3.9(b), contudo de modo inversamente proporcional. Ainda na Figura 3.9(b) observar-se que as distâncias entre as curvas vão aumentando à medida que a espessura (E) vai diminuindo, ou seja, um comportamento exponencial é evidenciado entre o parâmetro E e a tensão máxima.

(a) Parâmetro R_4 vs. constante elástica (b) Parâmetro R_4 vs. Von Mises stress

Figura 3.9: Resultados do processo de análise por elementos finitos

Os valores obtidos na simulação para os parâmetros R_4 e E que apresentaram menor tensão para a constante elástica (k_s) desejada de 200 Nm/rad são respectivamente 2,8 e 8 mm. No entanto, para avaliar a topologia proposta outras duas molas com espessura (E) de 6 e 7 mm, que corresponde a uma constante elástica (teórica) de 150 e 175 Nm/rad respectivamente, foram confeccionadas. Os demais parâmetros são apresentados na Tabela 3.2.

Tabela 3.2: Parâmetro da mola torcional (mm)

E	D_1	D_2	D_3	L	R_1	R_2	R_3	R_4	R_5
6, 7 e 8	17,60	17,05	17,15	2,00	62,50	52,50	15,00	2,80	5,30

Para cada mola com espessura (E) igual a 6, 7 e 8 mm os valores de tensão máxima são respectivamente 732, 622 e 541 MPa de modo que o pior caso corresponde a aproximadamente 55 % do limite de escoamento do material, respeitando assim o limite estabelecido nesse trabalho para tensão de falha. A mola torcional, apresentada na Figura 3.10, foi fabricada através de usinagem por eletroerosão a fio (Wire Electrical Discharge Machining - WEDM).

Figura 3.10: Mola torcional personalizada

3.3.2 Caracterização experimental

A caracterização experimental da mola foi realizada diretamente pela montagem da mola no conjunto do AESr, ligando o eixo de saída em um sensor de torque, (Gamma SI-65-5 da ATI Industrial Automation) com resolução de $187,5 \mu\text{Nm}$ e torque nominal de $\pm 5 \text{ Nm}$, fixado em uma bancada de teste, Figura 3.11. O AESr foi programado a acompanhar um perfil de posição que consiste em uma sequencia de passos (0,14 graus, durante 10 s) em ambas as condições de carga e descarga enquanto que o torque foi medido pelo sensor. Os resultados obtidos são mostrados na Figura 3.12.

Figura 3.11: Bancada de teste para caracterização da mola

(a) Caracterização da Mola 1 ($E = 6$ mm) (b) Caracterização da Mola 2 ($E = 7$ mm) (c) Caracterização da Mola 3 ($E = 8$ mm)

Figura 3.12: Caracterização experimental das molas torcionais

É possível observar uma folga não negligenciável com uma amplitude de cerca 0.0088 rad ocasionado pela característica intrínseca do conjunto de engrenagem. Uma regressão linear foi realizada em ambos os sentidos da mola (compressão e extensão) e os respectivos valores da constante elástica (k_s) são apresentados na Tabela 3.3.

Tabela 3.3: Características das molas

	Massa [kg]	k_s simulado [Nm/rad]	k_s real	
			Compressão [Nm/rad]	Extensão [Nm/rad]
Mola 1	0,292	150	82	85
Mola 2	0,338	175	92	96
Mola 3	0,384	200	103	106

A constante elástica da mola, determinada experimentalmente, é aproximadamente 50 % menor que o valor obtido pela análise de elementos finitos. Esta discrepância é provavelmente devido às propriedades reais do material serem diferentes das utilizadas na simulação. Contudo, outras causas devem ser investigadas, tais como: erros na definição das condições de contorno e imperfeições no modelo utilizado na análise.

3.4 Montagem final

Na Figura 3.13 é apresentado a montagem final do AESr, a massa total é de aproximadamente 2,53 kg, permitindo assim que o dispositivo seja montado diretamente na órtese. A configuração final da órtese ativa foi realizada com o acoplamento do AESr em uma órtese comercial. A Figura 3.14 mostra uma pessoa caminhando em uma esteira utilizando a órtese ativa de joelho.

Figura 3.13: Atuador Elástico em Série rotacional

Figura 3.14: Usuário caminhando em uma esteira com a órtese ativa de joelho

Capítulo 4

Projeto de controladores

Neste capítulo são apresentadas as técnicas de controle de torque e impedância implementadas para o AESr proposto. As características de desempenho do controle de torque são especificadas em termos da resposta transitória e uma identificação dinâmica experimental do sistema em malha fechada é realizada para se avaliar a largura de banda do atuador para ambos os controladores.

4.1 Dispositivos de controle

O sistema de controle do AESr é constituído por duas EPOS *Positioning Controller*, fabricada pela empresa suíça Maxon Motor e por uma placa CAN (NI PCI-8513 CAN/XS), fabricada pela multinacional norte-americana National Instruments, instalada em um computador convencional. A EPOS é um controlador de motor digital capaz de operar nos modos de controle de posição, velocidade e corrente. Este dispositivo também é responsável pela decodificação dos sinais de quadratura dos encoders. Uma EPOS 24/5 é utilizada para a leitura do encoder do eixo de saída do AESr e uma EPOS 70/10 é utilizada para fazer o controle do motor.

A interface entre os dispositivos é feita via CAN (*Controller Area Network*) através do protocolo de comunicação *CANopen* e a taxa de transmissão de dados entre os dispositivos foi configurada em 500 kbit/s. O sistema de controle é constituído de dois níveis um mais interno realizado pela EPOS e outro em cascata realizado pelo computador, ou seja, a rede é formada por duas EPOS (escravo da rede) comandada por um computador (mestre da rede). A malha de controle externa, realizado pelo computador, é fixada em 200 Hz. O sistema não tem garantias

de tempo determinístico, pois não foi utilizado um sistema operacional de tempo real, entretanto isso não comprometeu a implementação e validação dos controladores.

4.2 Controle de torque

A abordagem tradicionalmente adotada para o controle de torque dos AESr é feita via controle de corrente do motor, esta é justificável uma vez que o motor tem uma relação diretamente proporcional entre a corrente e o torque gerado pelo mesmo. No entanto, as não linearidades tais como os atritos dinâmicos e estático intrínsecos nos redutores de velocidade utilizados faz com que tal abordagem seja difícil implementação, (veja a Subseção 3.2.2). Em Robinson (2000) é sugerido tratar o motor como uma fonte de velocidade ao invés de uma fonte de torque. Segundo Wyeth (2006), o controle de velocidade do motor é de fácil implementação e ajuda a superar os efeitos indesejados do motor/redutor, mesmo na presença de atrito significativo e perdas por atrito viscoso uma fonte de velocidade de alto desempenho pode ainda ser conseguida.

Na Figura 4.1 é apresentado o diagrama de blocos do controle de torque implementado. O controle de velocidade do motor foi obtido por um controlador PI interno a EPOS e os parâmetros do controlador foram determinados automaticamente pelo dispositivo o que garantiu uma boa aproximação para os ganhos e posteriormente foi feito o ajuste manual a fim de obter os valores desejados. O controlador PI de torque foi implementado em linguagem C através do programa Microsoft Visual Studio e as características de desempenho utilizadas para determinação dos ganhos do controlador são apresentadas na subseção seguinte.

Figura 4.1: Diagrama de blocos do controle de torque

O torque entregue a carga é calculado como, $\tau_L = k_s(\theta_c - \theta_L)$, onde θ_L é a posição do eixo de saída medida pelo encoder e θ_c é a posição da coroa dada por, $\theta_c = \theta_m N^{(-1)}$, onde θ_m é a posição do motor medida pelo encoder e $N^{(-1)}$ é a relação de redução de velocidade. As variáveis

$\tau_{L,d}$ e $\dot{\theta}_{m,d}$ são respectivamente o torque desejado e a velocidade do motor desejada gerada pelo controlador de torque. O torque medido (τ_L) é filtrado através de um filtro, $F(j\omega)$, do tipo *Butterworth* de segunda ordem passa-baixa com frequência de corte de 50 Hz.

4.2.1 Análise da resposta transitória

As características de desempenho do controlador de torque foram especificadas em termos da resposta transitória para uma entrada degrau, os ganhos do controlador foram definidos para uma melhor desempenho de modo a obter respostas rápidas com *overshoots* menores. Neste contexto, os parâmetros do controlador foram ajustados empiricamente de maneira que o desempenho da resposta ao degrau apresenta-se um sobre-sinal máximo (M_p) inferior a 10 % do valor nominal e um tempo de subida (t_r) inferior a 100 ms. A resposta ao degrau foi obtida com o bloqueio eixo de saída do atuador, tal configuração implica em $\theta_L = 0$ logo o torque medido é dado somente em função da posição da coroa (θ_c), ou seja $\tau_L = k_s \theta_c$. A resposta ao degrau para diferentes amplitudes no sinal de entrada (+/- 2 Nm e +/- 5 Nm) é ilustrada na Figura 4.2.

(a) Considerando a entrada degrau de referência positiva

(b) Considerando a entrada degrau de referência negativa

Figura 4.2: Resposta transitória para entrada degrau (Mola 1)

Os ganhos e as características de desempenho do controlador de torque são apresentados na Tabela 4.1, onde k_p^τ e k_i^τ são respectivamente os ganhos proporcional e integrativo do controlador. As características de desempenho são especificadas em tempo de atraso (t_d), tempo necessário para que a resposta alcance metade do valor final; tempo de subida (t_r), tempo necessário para que a resposta passe de 0 a 100 %; tempo de pico (t_p), tempo necessário para a resposta alcance o primeiro pico de ultrapassagem; e máximo sobre sinal (M_p), máximo valor de pico da curva

de resposta, (Ogata (2003)). O tempo de subida (t_r) para a entrada com amplitude de 5 Nm é aproximadamente 10 ms maior do que o tempo de subida (t_r) para a entrada com amplitude de 2 Nm o que demonstra um comportamento não linear ocasionado pela limitação de velocidade do motor. Para todas as entradas de referência o máximo sobre sinal (M_p) foi inferior a 10 % do valor nominal. Não houve mudanças significativas nas respostas entre a entrada degrau de referência positiva e a entrada de referência negativa.

Tabela 4.1: Características do controlador de torque

	k_p^τ	k_i^τ	t_d [ms]		t_r [ms]		t_p [ms]		M_p [%]	
			2 Nm	5 Nm	2 Nm	5 Nm	2 Nm	5 Nm	2 Nm	5 Nm
Mola 1	465	1,05	35	42	55	65	70	80	7,70	3,47
Mola 2	408	1,95	39	45	57	68	75	80	8,29	5,53
Mola 3	370	3,50	38	44	58	71	75	85	7,10	2,24

Como uma validação preliminar, o AESr foi programado para seguir o perfil de torque da articulação do joelho (20 % do torque nominal), para um ciclo de marcha com duração de 4,4 s, com o eixo de saída travado. Conforme pode ser observado na Figura 4.3 o AESr segue o torque de referência com um atraso de aproximadamente 40 ms.

(a) Um ciclo de marcha

(b) Três ciclos de marcha

Figura 4.3: Torque de referência: perfil de torque da articulação do joelho

4.2.2 Análise da resposta em frequência

A largura de banda do AESr foi avaliada através das funções de resposta em frequência (FRF) obtidas utilizando-se os estimadores $H_1(\omega)$ e $H_2(\omega)$ apresentada em Maia e Silva (1997).

Uma vantagem dessa abordagem é que não se considera apenas a dinâmica do AESr, mas sim a do sistema com um todo, incluindo o *driver* de controle. A FRF é calculada a partir da média das amostras para cada frequência (ω). O estimador $H_1(\omega)$ considera a existência de ruídos aleatórios associados somente ao sinal de saída e a FRF é calculada como sendo $H_1(\omega) = S_{XY}(\omega)/S_{XX}(\omega)$, onde $S_{XY}(\omega)$ é o espectro cruzado entre o sinal de entrada e o sinal de saída e $S_{XX}(\omega)$ é o auto espectro do sinal de entrada. Já o estimador $H_2(\omega)$ considera a existência de ruídos aleatórios associados somente ao sinal de entrada e a FRF é calculada como sendo $H_2(\omega) = S_{YY}(\omega)/S_{XY}(\omega)$, onde $S_{YY}(\omega)$ é o auto espectro do sinal de saída.

Uma comparação entre os resultados obtidos por ambos os estimadores pode ser feita através da razão entre eles, $C(\omega) = H_1(\omega)/H_2(\omega)$, conhecida como função coerência ordinária, cujo valor máximo é 1, quanto mais próximo a coerência estiver deste valor, maior será a semelhança entre os resultados obtidos, ou seja, um valor para função de coerência perto de 1 representa uma boa estimativa para ambos os estimadores. Para implementar o método dos estimadores, o torque desejado ($\tau_{L,d}$), visto como o sinal de entrada, foi definido como um sinal do tipo chirp de amplitude 5 Nm que varia sua frequência de 0 Hz a 20 Hz e volta a 0 Hz, em um período de 20 s, sendo repetido por 4 vezes, totalizando um tempo total de excitação de 80 s, Figura 4.4.

Figura 4.4: Sinal de entrada do tipo chirp utilizado

A Figura 4.5 mostra os diagramas de Bode das funções de transferência de malha fechada, calculada a partir dos estimadores $H_1(\omega)$ e $H_2(\omega)$, juntamente com os gráficos das funções de coerência ordinária $C(\omega)$ para AESr montado com as diferentes molas confeccionadas. Como pode ser observado a coerência é relativamente alta o que demonstra uma grande semelhança nos resultados obtidos por ambos os estimadores. No entanto, para as análises subsequentes

(a) AESr montado com a Mola 1

(b) AESr montado com a Mola 2

(c) AESr montado com a Mola 3

Figura 4.5: Diagramas de Bode do controle de torque

serão considerados os valores do estimador $H_1(\omega)$, pois este quando comparado com o $H_2(\omega)$, pondera mais o sinal de entrada que o de saída no cálculo da FRF e conduzirá a resultados mais precisos uma vez que o sinal de entrada utilizado é perfeitamente conhecido. Os valores da largura de banda do controlador de torque, obtidos da análise dos diagramas de Bode (Figura 4.5), para o AESr montado com as Molas 1, 2 e 3 são respectivamente 6,5, 8,9 e 9,4 Hz. Note que a menor largura de banda obtida é 30 % maior do que a definida nos requisitos projeto. Uma relação diretamente proporcional é evidenciada entre a rigidez da mola e a largura de banda do controle de torque, esta relação é demonstrada em Robinson et al. (1999).

4.3 Controle de impedância

Na Figura 4.6 é apresentado o diagrama de blocos do controle de impedância, este foi implementado através de um controlador PD em cascata com o controlador de torque apresentado na Seção 4.2, ou seja, o torque desejado na carga é dado por,

$$\tau_{L,d} = k_v(\theta_{L,d} - \theta_L) + b_v(\dot{\theta}_{L,d} - \dot{\theta}_L) \quad (4.1)$$

sendo k_v e b_v respectivamente a rigidez e o amortecimento virtual.

A velocidade angular ($\dot{\theta}_L$) é filtrada através de um filtro, $H(j\omega)$, do tipo *Butterworth* de segunda ordem passa-baixa com frequência de corte de 5 Hz.

Figura 4.6: Diagrama de blocos do controle de impedância

Uma análise preliminar do controle de impedância foi realizada através da movimentação do eixo de saída do AESr para diferentes valores de k_v e b_v . Na Figura 4.7(a) o AESr comporta-se como uma mola virtual com $k_v = 10$ Nm/rad e $b_v = 0$ Nms/rad. Pode-se notar que o torque na

(a) AESr comportando-se como uma mola virtual ($k_v = 10$ Nm/rad e $b_v = 0$ Nms/rad)

(b) AESr comportando-se como um amortecedor virtual ($k_v = 0$ Nm/rad e $b_v = 5$ Nms/rad)

(c) AESr comportando-se como mola e amortecedor virtual ($k_v = 10$ Nm/rad e $b_v = 5$ Nms/rad)

Figura 4.7: Diferentes comportamentos do AESr

saída é proporcional ao deslocamento, o que caracteriza tal comportamento. Na Figura 4.7(b) o AESr comporta-se como um amortecedor virtual com $k_v = 0$ Nm/rad e $b_v = 5$ Nms/rad, tal comportamento pode ser evidenciado pelo fato da posição de saída acompanhar a integral da força. Quando os valores de k_v e b_v são respectivamente 10 Nm/rad e 5 Nms/rad, ou seja, temos mola e amortecimento em conjunto, pode-se notar, Figura 4.7(c), que uma vez que a força retorna ao valor zero como um degrau (instantâneo), a posição comporta-se como um decaimento exponencial, o que evidencia tal comportamento.

O AESr foi programado para seguir o perfil de trajetória da articulação do joelho, para um ciclo de marcha com duração de 1,1 s, com o intuito de se avaliar a capacidade do AESr de reproduzir a trajetória de uma pessoa saudável sem alterar a velocidade do caminhar. Os parâmetros do controlador foram ajustados para $k_v = 90$ Nm/rad e $b_v = 0$ Nms/rad. Apesar do atraso de aproximadamente 75 ms o AESr conseguiu seguir a trajetória desejada, Figura 4.8.

Figura 4.8: AESr seguindo uma trajetória desejada com alta impedância

De modo a avaliar a estratégia de controle de impedância variável dois parâmetros discretos de impedância para cada fase do ciclo de marcha, suporte e balanço, foram definidos como K1 representando $K_v = 90$ Nm/rad, e K2 representando $K_v = 20$ Nm/rad, para ambos os parâmetros o valor de $b_v = 0$ Nms/rad. Na Figura 4.9(a) é possível observar o AESr seguindo a trajetória de referência nos dois estados de impedância, mesmo na ausência de torque externo. A Figura 4.9(b) mostra o comportamento do AESr quando um torque externo é aplicado contra o seu movimento. A trajetória continua sendo seguida quando a impedância está no seu valor mais alto, definido por K1. Entretanto, no estado com impedância baixa, K2, o AESr deixa de acompanhar a trajetória de referência e segue ao torque externo aplicado.

(a) Comportamento de impedância variável sem aplicação de torque externo

(b) Comportamento de impedância variável com aplicação de torque externo

Figura 4.9: AESr seguindo uma trajetória desejada com impedância variável

A caracterização experimental do controlador de impedância foi realizada através da análise da FRF obtida por meio dos estimadores $H_1(\omega)$ e $H_2(\omega)$ descrito na Subseção 4.2.2, com o intuito de se avaliar a capacidade do AESr de reproduzir o comportamento de impedância dentro de uma faixa de frequência adequada para dada aplicação. Sendo assim, dois experimentos foram realizados. No primeiro, considera-se somente o fator de amortecimento virtual (b_v), definindo $\dot{\theta}_{L,d} = 0$ e $k_v = 0$ para a lei de controle expressa pela Equação (4.1) e calculando a função de transferência dada por $Z(\omega) = T(\omega)/\Omega(\omega)$, sendo $T(\omega)$ o sinal de saída e $\Omega(\omega)$ o sinal de entrada definidos, respectivamente, por τ_L e $\dot{\theta}_L$ no domínio da frequência. No segundo experimento, considera-se somente o fator de rigidez virtual (k_v), definindo $\theta_{L,d} = 0$ e $b_v = 0$ para a lei de controle e calculando a função de transferência dada por $Y(\omega) = T(\omega)/\Theta(\omega)$, sendo $\Theta(\omega)$ o sinal de entrada definido por θ_L no domínio da frequência.

O sinal de entrada para o cálculo da FRF para ambos os experimentos foi realizado através de movimentos oscilatórios impostos por um operador humano ao eixo de saída do AESr. No primeiro experimento foram considerados três valores para b_v definidos como 5, 10 e 15 Nms/rad para o AESr montado com as diferentes molas. Os respectivos diagramas de Bode da função de transferência $Z(\omega)$ são apresentados no Apêndice A, e a largura de banda correspondente para cada experimento são apresentados na Tabela 4.2. Nota-se que quanto menor for a constante elástica da mola ou menor for o valor de b_v , menor será a largura de banda. No entanto, ocorrendo apenas variações sutis, não relevantes do ponto de vista de controle. Observou-se, também, uma diferença de 3 Nms/rad entre o amortecimento virtual desejado e o obtido pela

análise do diagrama de Bode. Isto demonstra que existe um valor intrínseco de amortecimento no sistema, que não é compensado pelo controle.

Tabela 4.2: Análise do diagrama de bode da função de transferência $Z(\omega)$

b_v	Largura de banda [Hz]		
	5 Nms/rad	10 Nms/rad	15 Nms/rad
Mola 1	2,7	2,7	3
Mola 2	2,8	2,8	3
Mola 3	2,9	3	3

No segundo experimento três valores para k_s definidos como 10, 30 e 60 Nm/rad foram considerados para o AESr montado com as diferentes molas. Os respectivos diagramas de Bode da função de transferência $Y(\omega)$ são apresentados no Apêndice B, e a largura de banda correspondente para cada experimento são apresentados na Tabela 4.3. Analisando os diagramas de Bode percebe-se que até uma determinada frequência o AESr consegue reproduzir a rigidez virtual desejada (k_v), sendo que acima desta frequência a rigidez virtual começa a tender para a rigidez da mola (k_s), considerando que a maior largura de banda é obtida para k_v igual a k_s , conclui-se que quanto maior for o valor de k_v melhor será o desempenho do controlador. Observou-se, também, que quanto menor for o valor de k_s maior é a largura de banda para o controle de impedância, esta evidência é condizente com as análises presente na literatura (Robinson et al. (1999)).

Tabela 4.3: Análise do diagrama de bode da função de transferência $Y(\omega)$

k_v	Largura de banda [Hz]		
	10 Nm/rad	30 Nm/rad	60 Nm/rad
Mola 1	0,6	1,5	4
Mola 2	0,5	1,4	3,1
Mola 3	0,4	1,3	2,6

Os resultados obtidos demonstram que o AESr é capaz de reproduzir o comportamento de impedância dentro de uma faixa de amplitude e frequência aceitável para auxiliar a articulação do joelho, (Zhang et al. (1998)).

Capítulo 5

Conclusões

Neste trabalho foi projetado e construído um novo atuador elástico em série rotacional para o acionamento de uma órtese ativa para auxiliar a articulação do joelho durante a fisioterapia. O projeto foi realizado com o objetivo de satisfazer um conjunto de requisitos definidos com base nos dados do caminhar descritos na literatura. Um limite para a massa final foi definido de modo a não influenciar o padrão de marcha do paciente. A montagem final do atuador, constituído de um motor de corrente contínua, um redutor de velocidade e uma mola torcional personalizada, apresentou uma massa total de 2,53 Kg, permitindo, assim, que este fosse montado diretamente a uma órtese de joelho. Controladores de torque e impedância foram implementados e os desempenhos foram validados experimentalmente.

A principal contribuição do trabalho consiste no desenvolvimento de uma mola torcional personalizada concebida através de análises realizadas com base no método de elementos finitos, com o intuito de se cumprir o conjunto de requisitos definidos em termos da carga admissível e baixa rigidez em uma concepção leve e compacta. O valor da constante elástica determinada experimentalmente é significativamente menor do que a obtida pela análise. Esta diferença provavelmente deve-se às propriedades reais do material não condizerem com as utilizadas na simulação, às imperfeições no processo de fabricação e às simplificações assumidas no modelo.

A área de aplicação definida requer altos desempenhos para os controlares em termos de tempo de resposta e largura de banda, portanto uma análise da resposta transitória para uma entrada degrau e do diagrama de Bode obtido experimentalmente através da função em resposta de frequência foi considerada para avaliar o desempenho dos controladores. A estratégia adotada para o controlador de torque apresentou respostas rápidas com baixo sobressinal e permitiu que

o atuador fornecesse um torque de 5 Nm com uma largura de banda de 9,4 Hz. Os resultados obtidos para o controlador de impedância quando comparado com dados do caminhar descritos na literatura demonstraram que o atuador é capaz de reproduzir um comportamento virtual de rigidez e amortecimento dentro de uma faixa de amplitude e frequência aceitável para o auxílio da articulação do joelho.

5.1 Trabalhos futuros

Para trabalhos futuros, do ponto de vista de sistemas mecânicos, pretende-se determinar experimentalmente a carga máxima admissível da mola torcional, verificar o procedimento de análise por elementos finitos, para se determinar as possíveis causas da discrepância observada, e através de técnicas de otimização aperfeiçoar a mola torcional proposta, de modo a atender os requisitos desejados em termos de carga máxima admissível, garantindo baixa rigidez em uma estrutura mais leve e compacta.

Do ponto de vista de controle, pretende-se utilizar um sistema de tempo real a fim de garantir a confiabilidade do sistema, e a implementação de controladores robusto de torque e impedância, utilizando o critério $\mathcal{H}_\infty$ para assegurar o bom desempenho do sistema, mesmo na presença de distúrbios externos e incertezas paramétricas do modelo.

Do ponto de vista da reabilitação robótica, pretende-se integrar a órtese ativa de joelho a jogos computacionais, a serem desenvolvidos a partir de um protocolo de reabilitação predefinido por profissionais da área, para estimular o processo de reabilitação e promover ao mesmo tempo entretenimento ao paciente, e a realização de testes e validação do protocolo em pacientes.

Referências Bibliográficas

- Ahn, J.; Hogan, N. (2010). Feasibility of dynamic entrainment with ankle mechanical perturbation to treat locomotor deficit. In *Proceedings of 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires, pp. 3422–3425.
- Amaral, L. M. S. (2011). Desenvolvimento de um Atuador Elásticos em Série compacto e suas aplicações em reabilitação. Dissertação de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.
- Bae, J.; Tomizuka, M. (2011). A gait rehabilitation strategy inspired by an iterative learning algorithm. In *18th World Congress of the International Federation of Automatic Control*, pp. 2857–2864.
- Blaya, J. A.; Herr, H. (2004). Adaptative control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 12(1), 24–31.
- Bonfim, T. R.; Paccola, C. A. J. (2000). Propriocepção após a reconstrução do ligamento cruzado anterior usando ligamento patelar homólogo e autólogo. *Revista brasileira de ortopedia* 35(6), 194–201.
- Brady, K.; Hidler, J.; Nichols, D.; Ryerson, S. (2011). Clinical training and competency guidelines for using robotic devices. In *Proceedings of 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, pp. 1–5.
- Carpino, G.; Accoto, D.; Sergi, F.; Tagliamonte, N. L.; Guglielmelli, E. (2012). A novel compact torsional spring for series elastic actuators for assistive wearable robots. *Journal of Mechanical Design* 134, 1–10.
- Caurin, G. A. P.; Siqueira, A. A. G.; Andrade, K. O.; Joaquim, R. C.; Krebs, H. I. (2011).

- Adaptive strategy for multi-user robotic rehabilitation games. In *Proceedings of the 33rd Annual International IEEE EMBS Conference*, Boston, pp. 1395–1398.
- Cobra, H. (2012). *Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia - INTO*. Disponível em: <http://www.into.saude.gov.br/>. Acessado em 01/08/2012.
- Colombo, G.; Joerg, M.; Schreier, R.; Dietz, V. (2000). Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 37(6), 693–700.
- Diftler, M. A.; Mehling, J. S.; Abdallah, M. E.; Radford, N. A.; Bridgwater, L. B.; Sanders, A. M.; Askew, R. S.; Linn, D. M.; Yamokoski, J. D.; Permenter, F. A.; Hargrave, B. K.; Platt, R.; Savely, R. T.; Ambrose, R. O. (2011). Robonaut 2 The first humanoid robot in space. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Shanghai, pp. 2178–2183.
- Duschau-Wicke, A.; von Zitzewitz, J.; Caprez, A.; Lünenburger, L.; Riener, R. (2010). Path control: A method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 18(1), 38–48.
- Ekkelenkamp, R.; Veneman, J.; van der Kooij, H. (2007). Lopes: a lower extremity powered exoskeleton. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Roma, pp. 3132–3133.
- Ferris, D. P.; Sawicki, G. S.; Domingo, A. (2006). Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 11(2), 34–49.
- Forrester, L. W.; Roy, A.; Krebs, H. I.; Macko, R. F. (2011). Ankle training with a robotic device improves hemiparetic gait after a stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 25(4), 369–377.
- Gonçalves, A. C. B. F.; Siqueira, A. A. G.; Santos, W. M.; Consoni, L. J.; Amaral, L. M. S. (2013). Desenvolvimento e avaliação de um plataforma robótica para reabilitação dos movimentos da articulação do tornozelo. In *Anais do IV Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica*, Vitória, pp. 79–80.
- Hogan, N. (1985). Impedance control: an approach to manipulation. *Journal of Dynamic Systems Measure Control* 107(Parts 1-3)(1), 1–24.
- IBGE (2011). *Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Sinopse do Censo Demográfico 2010*. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010>. Acessado em 01/11/2012.

- Jardim, B. (2009). Atuadores Elásticos em Série aplicados no desenvolvimento de um exoesqueleto para membros inferiores. Dissertação de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.
- Jardim, B.; Santos, W. M.; Siqueira, A. A. G. (2012). Development of an exoskeleton for lower limbs rehabilitation. In *5th Workshop in Applied Robotics and Automation*, Bauru, pp. 1–7.
- Jezernik, S.; Colombo, G.; Morari, M. (2004). Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-dof robotic orthosis. *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 20(3), 574–582.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice* (First ed.). Churchill Livingstone.
- Kong, K.; Bae, J.; Tomizuka, M. (2009). Control of rotary series elastic actuator for ideal force mode actuation in human robot interaction applications. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 14, 105–118.
- Kong, K.; Bae, J.; Tomizuka, M. (2010). A compact rotary series elastic actuator for knee joint assistive system. In *IEEE International Conference Robotics and Automation*, Alaska, pp. 2940–2945.
- Kwakkel, G.; Kollen, B. J.; Krebs, H. I. (2008). Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: A systematic review. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 22(2), 111–121.
- Lagoda, C.; Schouten, A. C.; Stienen, A. H. A.; Hekman, E. E. G.; van der Kooij, H. (2010). Design of an electric Series Elastic Actuated joint for robotic gait rehabilitation training. In *Proceedings of the 3rd IEEE RAS / EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Tokyo, pp. 21–26.
- Maia, N. M. M.; Silva, J. M. M. (1997). *Theoretical and experimental modal analysis*. Engineering Dynamics Series. Research Studies Press Limited.
- McGehrin, K.; Roy, A.; Goodman, R.; Rietschel, J.; Forrester, L.; Bever, C. (2012). Ankle robotics training in sub-acute stroke survivors: concurrent within-session changes in ankle motor control and brain electrical activity. *Neural Repair/Rehabilitation* 78.
- Miller, L. E.; Pierson, L. M.; Nickols-Richardson, S. M.; Wootten, D. F.; Selmon, S. E.; Ramp, W. K.; Herbert, W. G. (2006). Knee extensor and flexor torque development with concentric and eccentric isokinetic training. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 77(1), 58–63.

- ODriscoll, S.; Giori, N. J. (2000). Continuous Passive Motion (CPM): theory e principles of clinical application. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 37(2), 179–183.
- Ogata, K. (2003). *Engenharia de controle moderno* (Fourth ed.). Prentice-Hall.
- Prange, G. B.; Jannink, M. J. A.; Groothuis-Oudshoorn, C. G. M.; Hermens, H. J.; Ijzerman, M. J. (2006). Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 43(2), 171–183.
- Pratt, G. A.; Williamson, M. M. (1995). Series elastic actuators. In *Proceedings of the 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Pittsburgh, pp. 399–406.
- Riener, R.; Lunenburger, L.; Jezernik, S.; Anderschitz, M.; Colombo, G.; Dietz, V. (2005). Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 13(2), 380–394.
- Robinson, D. W. (2000). *Design and analysis of series elasticity in closed-loop actuator force control*. Tese de Doutorado, Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts.
- Robinson, D. W.; Pratt, J. E.; Paluska, D. J.; Pratt, G. A. (1999). Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot. In *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Atlanta, pp. 561–568.
- Roy, A.; Forrester, L. W.; Macko, R. F. (2011). Short-term ankle motor performance with ankle robotics training in chronic hemiparetic stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 48(4), 417–430.
- Roy, A.; Krebs, H. I.; Williams, D. J.; Bever, C. T.; Forrester, L. W.; Macko, R. M.; Hogan, N. (2009). Robot-aided neurorehabilitation: a novel robot for ankle rehabilitation. *IEEE Transactions on Robotics* 25(3), 569–582.
- Sergi, F.; Accoto, D.; Carpino, G.; Tagliamonte, N. L.; Guglielmelli, E. (2012). Design and characterization of a compact rotary series elastic actuator for knee assistance during overground walking. In *The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Roma, pp. 1931–1936.

- Silva, E. B. (2001). Fisiodiagnóstico e reabilitação da força muscular dos joelhos com o dinamômetro isocinético Cybex NORM, após menissectomia. In *Anais do Congresso Brasileiro de Ciências do Esporte*, Caxambu, pp. 1–5.
- Stienen, A. H. A.; Hekman, E. E. G.; ter Braak, H.; Aalsma, A. M. M.; van der Helm, F. C. T.; van der Kooij, H. (2008). Design of a rotational hydroElastic actuator for an active upperExtremity rehabilitation exoskeleton. In *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, pp. 881–888.
- Tsagarakis, N.; Laffranchi, M.; Vanderborght, B.; Caldwell, D. (2009). A compact soft actuator unit for small scale human friendly robots. In *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Kobe, pp. 4356–4362.
- Veneman, J. F.; Ekkelenkamp, R.; Kruidhof, R.; van der Helm, F. C. T.; van der Kooij, H. (2006). A series elastic- and bowden-cable-based actuation system for use as torque actuator in exoskeleton-type robots. *The International Journal of Robotics Research* 25, 261–281.
- Veneman, J. F.; Kruidhof, R.; Hekman, E. E. G.; Ekkelenkamp, R.; van Asseldonk, E. H. F.; van der Kooij, H. (2007). Design and evaluation of the lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15(3), 379–386.
- Walsh, R. A. (1999). *Electromechanical design handbook* (Third ed.). McGraw-Hill.
- Wyeth, G. (2006). Control issues for velocity sourced series elastic actuators. In *Proceedings of the Australasian Conference on Robotics and Automation*, Auckland, pp. 1–6.
- Yoon, S.; Kang, S.; Kim, S.; Kim, Y.; Kim, M.; Lee, C. (2003). Safe arm with mr-based passive compliant joints and visco-elastic covering for service robot applications. In *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Las Vegas, pp. 2191–2196.
- Zhang, L. Q.; Nuber, G.; Butler, J.; Bowen, M.; Rymer, W. Z. (1998). In vivo human knee joint dynamic properties as functions of muscle contraction and joint position. *Journal of Biomechanics* 31(1), 71–76.

Apêndice A

Diagramas de Bode de $Z(\omega)$

(a) Considerando a Mola 1

(b) Considerando a Mola 2

(c) Considerando a Mola 3

Figura A.1: Diagramas de Bode de $Z(\omega)$ considerando $b_v = 5$ Nms/rad

Figura A.2: Diagramas de Bode de $Z(\omega)$ considerando $b_v = 10$ Nms/rad

Figura A.3: Diagramas de Bode de $Z(\omega)$ considerando $b_v = 15$ Nms/rad

Apêndice B

Diagramas de Bode de $Y(\omega)$

(a) Considerando a Mola 1

(b) Considerando a Mola 2

(c) Considerando a Mola 3

Figura B.1: Diagramas de Bode de $Y(\omega)$ considerando $k_v = 10$ Nm/rad

Figura B.2: Diagramas de Bode de $Y(\omega)$ considerando $k_v = 30$ Nm/rad

Figura B.3: Diagramas de Bode de $Y(\omega)$ considerando $k_v = 60$ Nm/rad