Luiza Mesquita Sampaio do Amaral

**Desenvolvimento de um Atuador Elástico em Série
Compacto e suas Aplicações em Reabilitação**

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 Ciências, Programa de Engenharia Mecânica

Área de Concentração: Dinâmica de Máquinas e Sistemas
Orientador: Prof. Dr. Adriano A. G. Siqueira

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

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

A485d Amaral, Luiza Mesquita Sampaio do.
Desenvolvimento de um atuador elástico em série compacto e suas aplicações em reabilitação. / Luiza Mesquita Sampaio do Amaral ; orientador Adriano Almeida Gonçalves Siqueira. São Carlos, 2011.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Área de Concentração em Dinâmica das Máquinas e Sistemas)-- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2011.

1. Reabilitação. 2. Atuador elástico em série. 3. Reabilitação robótica. 4. Exoesqueleto. 5. Reabilitação de tornozelo. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Bacharel **LUIZA MESQUITA SAMPAIO DO AMARAL**

Título da dissertação: "Desenvolvimento de um atuador elástico em série compacto e suas aplicações em reabilitação."

Data da defesa: 15/12/2011

Comissão Julgadora:

Resultado:

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

Aprovado

Prof. Associado **Glauco Augusto de Paula Caurin**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Aprovado

Prof.^a. Dr.^a. **Tatiana de Oliveira Sato**
(Universidade Federal de São Carlos/UFSCar)

aprovado

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

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Associado **Paulo Cesar Lima Segantine**

Sumário

Resumo	xi
Abstract	xiii
Lista de Figuras	xv
1 Introdução	1
1.1 Objetivos	9
1.2 Disposição dos capítulos	9
2 Atuadores Elásticos em Série	11
2.1 Atuador Elástico em Série Compacto	14
2.1.1 Análise Dinâmica	18
3 Controle do Atuador Elástico em Série Compacto	21
3.1 Controle de Posição	21
3.1.1 Resultados do Controle de Posição	22
3.2 Controle de Força	24
3.2.1 Resultados do Controle de Força	25
3.3 Controle de Impedância	27
3.3.1 Resultados do Controle de Impedância	28
4 Aplicações para o Atuador Elástico em Série Compacto	31
4.1 Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo	31
4.1.1 Análise Cinemática	33
4.1.2 Jogos para Reabilitação do Tornozelo	34
4.2 Exoesqueleto para Membros Inferiores	38
4.2.1 Análise Cinemática	39
4.2.2 Resultados Experimentais	41

5 Conclusão	45
Referências Bibliográficas	47

Dedico ao meus pais, Luiz e Marina.

A imensurável confiança que vocês depositaram em mim me fez acreditar que esse sonho era possível. Se hoje eu cheguei até aqui foi pelo exemplo maravilhoso que vocês me deram; exemplo de garra, perseverança, dedicação e amor.

‘Um sonho que se sonha só é só um sonho. Mas um sonho que se sonha junto é realidade’

D. Quixote

Obrigada por sonharem comigo! Vocês são tudo pra mim! Amo vocês!

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira, por todo o conhecimento adquirido nesse período, pelo apoio, pela compreensão, por toda atenção dispensada a este projeto e principalmente pela paciência. Não há palavras para descrever o quanto esta convivência somou em minha vida.

À minha família, Claudia, Ligia, Luiz e Marina, a família mais linda desse mundo, pelo amor incondicional em todos os momentos. Se hoje eu conquisto mais essa vitória, é pelo apoio de vocês em todos esses anos de estudo. Não há sentimento nenhum no mundo que se compare ao amor que sinto por vocês!

Às minhas amigas, Beatriz Accordi, Bianca Pitarello, Graziella Matsumura, Tânia Carvalho e Thaís Coimbra, pela amizade inestimável de mais de uma década, pelo amor, pelo carinho, pelo apoio, pelas longas conversas, enfim, por estarem sempre ao meu lado quando eu precisava e até quando eu não precisava de vocês. Meu amor por vocês é infinito!

À minha amiga, Kelen Vivaldini, que fez parte dessa minha vida acadêmica de uma forma indescritível. Sempre que eu precisava você estava lá! Seu apoio foi essencial para que eu chegasse até aqui.

Ao meu amigo, Bruno Jardim, por toda dedicação dispensada a este trabalho. Obrigada por, depois de tantos anos de amizade, ainda ter paciência para me ensinar grande parte das coisas que apresento aqui.

Aos meus amigos, Daniel Italiano, Diogo Kapparazzi, Eduardo Bandeira, Mérilin Fernandes, Rafael Parigi e Rebeca Cavaletti, pelo apoio, pelo companheirismo, pelo carinho e pela enorme amizade. Sem vocês, com certeza esta dissertação teria ficado pronta muito antes. Mas, mesmo assim, vocês moram no meu coração!

Aos amigos e colegas do Laboratório de Mecatrônica pela amizade, paciência, companheirismo, colaborações e aprendizados.

Aos professores e funcionários do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia de São Carlos, pela paciência e pelas contribuições durante a realização das disciplinas e deste trabalho.

Aos técnicos do Departamento de Engenharia Mecânica por contribuir com o desenvolvimento do projeto.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela concessão da bolsa de mestrado.

‘Saiba dominar-se e vencer-se a si mesmo.

*Vitorioso não é aquele que vence os outros, mas o que se vence,
dominando seus vícios e superando seus defeitos.*

*A vitória sobre si mesmo é muito mais difícil,
e quem consegue isto pode ser classificado como verdadeiro herói.*

Aprenda a dominar-se, e jamais desanime.

Se desta vez não conseguiu, recomece e um dia sairá vitorioso!’

Carlos Torres Pastorino

Resumo

Com os avanços significativos no campo da medicina, cada vez mais a tecnologia robótica vem sendo empregada no tratamento de indivíduos que sofreram alguma deficiência física. Esta dissertação apresenta o desenvolvimento de um Atuador Elástico em Série Compacto, aqui denominado AESC, e suas possíveis utilizações no campo da reabilitação robótica. Os controles implementados foram: Controle de Posição, Controle de Força e Controle de Impedância. Atuadores elásticos em série são utilizados pois tais dispositivos apresentam características ideais para a utilização em equipamentos voltados à reabilitação: impedância controlável (possibilidade de impedância baixa), baixo atrito e largura de banda que se aproxima do padrão de movimento humano. Aplicações do AESC para reabilitação de indivíduos que tenham sofrido lesão cerebral ou lesões ortopédicas e traumatológicas são apresentadas. Elas se mostram como um recurso para incrementar a reabilitação relacionada ao ganho de força muscular do tornozelo, bem como aumento da amplitude de movimento. A Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo utiliza uma interface baseada em jogos para o auxílio da reabilitação, tornando o processo mais lúdico estimulando a aprendizagem. O Exoesqueleto para Membros Inferiores simula o caminhar humano, auxiliando pessoas que tenham sofrido Acidente Vascular Encefálico.

Palavras-chave: Atuador Elástico em Série, Reabilitação Robótica, Exoesqueleto, Reabilitação de Tornozelo.

Abstract

With significant advances in the medical field, more and more robotic technology has been used to treat individuals who have suffered a physical disability. This dissertation presents the development of a Compact Series Elastic Actuator, named here as AESC, and its possible uses on the field of robotic rehabilitation. The controls types implemented include: Position Control, Force Control and Impedance Control. Series elastic actuators are used because such devices have ideal characteristics for use in equipments for rehabilitation: controllable impedance (possibility of low impedance), low friction and bandwidth that approaches the human movement. Applications of the AESC for rehabilitation of individuals who have suffered brain or orthopedic damages are presented. They appear as a resource to enhance the rehabilitation related to gain in muscle strength of the ankle muscles, as well as to increase the range of motion. The Robotic Platform of Ankle Rehabilitation uses a game-based interface for rehabilitation, to make the rehabilitation process more playful. The Exoskeleton for Lower Limbs simulates human walking, helping people who have suffered stroke.

Keywords: Series Elastic Actuator, Robotics Rehabilitation, Exoskeleton, Ankle Rehabilitation.

Lista de Figuras

FIGURA 1.1	HAL-5	2
FIGURA 1.2	Versão de uma única perna do HAL	3
FIGURA 1.3	eLEGS	4
FIGURA 1.4	Exoesqueletos da Berkeley Bionics	5
FIGURA 1.5	Lokomat	6
FIGURA 1.6	ReWalk	7
FIGURA 1.7	Anklebot	8
FIGURA 1.8	Plataforma de Rutgers	9
FIGURA 2.1	Controle de Força usando Atuador Elástico em Série	14
FIGURA 2.2	Desenho em <i>Solid Edge</i> do Atuador Elástico em Série Compacto	14
FIGURA 2.3	Dimensões de projeto do mecanismo.	15
FIGURA 2.4	Atuador Elástico em Série Compacto	16
FIGURA 2.5	Curva de calibração do Potenciômetro	17
FIGURA 2.6	Modelo de Atuador Elástico em Série	18
FIGURA 2.7	Comportamento em malha aberta para diferentes valores de B	20
FIGURA 3.1	Controle de Posição para uma Entrada tipo Onda Quadrada	22
FIGURA 3.2	Controle de Posição para uma Entrada tipo Seno	23
FIGURA 3.3	Atuador Elástico em Série Compacto travado para os testes de Controle de Força	24

FIGURA 3.4	Diagrama de blocos do Controle de Força	24
FIGURA 3.5	Controle de Força para uma Entrada tipo Degrau	26
FIGURA 3.6	Controle de Força para uma Entrada tipo Onda Quadrada	26
FIGURA 3.7	Controle de Impedância com $K_v=0N/mm$ e $B_v=10Ns/mm$	28
FIGURA 3.8	Controle de Impedância com $K_v=10N/mm$ e $B_v=0Ns/mm$	29
FIGURA 3.9	Controle de Impedância com $K_v=10N/mm$ e $B_v=10Ns/mm$	30
FIGURA 4.1	AESC e Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo	32
FIGURA 4.2	Plataforma de Reabilitação Robótica de Tornozelo	32
FIGURA 4.3	Dimensões de projeto do mecanismo para a Plataforma	33
FIGURA 4.4	Relação entre $\theta_{tornozelo}$ e d para a Plataforma	34
FIGURA 4.5	Telas iniciais do Jogo	35
FIGURA 4.6	Jogo <i>Cockroach Vs. Foot</i> para Reabilitação	36
FIGURA 4.7	Gráfico resultante do Jogo	37
FIGURA 4.8	Jogos para Reabilitação	37
FIGURA 4.9	Usuário utilizando o Exoesqueleto	38
FIGURA 4.10	AESC acoplado à junta do tornozelo	39
FIGURA 4.11	Dimensões de projeto do mecanismo para o Exoesqueleto	40
FIGURA 4.12	Variação da junta do tornozelo	41
FIGURA 4.13	Exoesqueleto fixado em suporte e EPOS utilizadas no controle	42
FIGURA 4.14	Interface gráfica do programa de controle do Exoesqueleto	42
FIGURA 4.15	Controle de Posição do tornozelo	43

Capítulo 1

Introdução

Com a intenção de auxiliar o trabalho de terapeutas, a utilização de equipamentos robotizados para reabilitação de pacientes vem crescendo muito nos últimos anos. Em diversos países, o desenvolvimento de exoesqueletos ou órteses ativas tem sido foco de muitas pesquisas na área que chamamos engenharia de reabilitação. Entende-se por engenharia de reabilitação a aplicação de ciência e tecnologia, por meio de equipamentos mecânicos e eletro-mecânicos, que possui como finalidade melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência.

Muitas pesquisas procuram desenvolver novos dispositivos para a reabilitação de pacientes que apresentem um quadro de paralisia motora, (HESSE et al. , 2006). A intenção é que com a utilização destes equipamentos, os pacientes possam ter uma melhora na eficiência da reabilitação, facilitando assim o trabalho dos terapeutas.

Exoesqueletos são dispositivos robóticos utilizados externamente e com a capacidade de aumentar a força física do usuário. Segundo GUIZZO E GOLDSTEIN (2005), entre os mais avançados hoje em dia, temos como exemplo o HAL, *Hybrid Assistive Limb*, da Universidade de Tsukuba do Japão.

O HAL-5, Figura 1.1, a versão mais recente dos protótipos desenvolvidos, é um exoesqueleto que ajuda a suportar o peso e expandir a capacidade física do usuário. Pesando aproximadamente 23Kg, sendo que somente a parte inferior pesa 15Kg, o HAL possui uma bateria que pode operar continuamente por cerca de 2 horas e 40 minutos. Ele executa atividades diárias, tais como levantar de uma cadeira, andar, subir e descer escadas e pode suportar pesos de até 70Kg. Possui dois tipos de controle: o Sistema de Controle Voluntário e o Sistema de Controle Autônomo, (SANKAI , 2011).

Figura 1.1: HAL-5

No Sistema de Controle Voluntário, o HAL-5 monitora os sinais mioelétricos que são enviados para movimentar o sistema músculo-esquelético na superfície da pele. Com o auxílio desses sinais, as juntas são movimentadas amplificando o torque estimado em cada uma delas de acordo com a intenção de movimento, permitindo o auxílio ao usuário na realização de suas atividades diárias. Ou seja, o exoesqueleto realiza uma movimentação interpretando a intenção do usuário através dos sinais obtidos fornecendo suporte físico.

No Sistema de Controle Autônomo, ele se move gerando o movimento de acordo com o desejado para o usuário. Ele pode ser aplicado à reabilitação e apoio para o caminhar de pacientes assim como aumento de força para pessoas saudáveis, o que permite que o HAL seja usado como suporte para deficiências físicas ou para fraquezas musculares. O Sistema de Controle Autônomo em geral é utilizado no modo chamado método de sequência de fases, que faz com que o usuário e o exoesqueleto movam-se de forma suave e sincronizada, gerando uma sequência de movimentos assistida pela transição de movimentos fundamentais chamados de fases. Nesse caso, as trajetórias das juntas devem seguir uma referência projetada para cada junta, já que os sinais nervosos não são observados em pacientes com, por exemplo, paraplegia.

Estudos em pacientes foram realizados utilizando uma versão de uma única perna do HAL-5, (KAWAMOTO et al. , 2009). A intenção era fornecer suporte no caminhar para pacientes com hemiplegia. Para isso foi desenvolvida uma versão de uma única perna do HAL e o controle aplicado foi uma adaptação do Sistema de Controle Autônomo. O estudo clínico foi realizado

com um paciente com sequela de hemiplegia resultante de um derrame, ou Acidente Vascular Encefálico (AVE). O controle foi adaptado para que o exoesqueleto pudesse executar o caminhar humano de acordo com os requisitos do paciente. Podemos ver na Figura 1.2 o paciente utilizando a versão de uma única perna do HAL.

Figura 1.2: Versão de uma única perna do HAL

Para pacientes com paraplegia, o estudo divulgado ainda está focado em auxiliar os pacientes a ficarem em pé de uma posição sentada e se estabilizarem, (TSUKAHARA et al. , 2009). O exoesqueleto interpreta a vontade do paciente de se levantar pelo movimento da parte superior do corpo, isto é, quando o paciente se inclina levemente para frente, e realiza o movimento de levantar e se estabiliza.

Outro exoesqueleto, criado mais recentemente, é o eLEGS, Figura 1.3(a), desenvolvido nos Estados Unidos pela empresa *Berkeley Bionics*. Ele é um exoesqueleto para usuários com paralisia que permite que eles se levantem e caminhem. Possui uma bateria recarregável com autonomia de seis horas e movimentos de caminhar, sentar e levantar, (WESTIN , 2011). O caminhar é feito com o auxílio de muletas, Figura 1.3(b).

O eLEGS pesa 45Kg, mas seu peso é suportado por ele mesmo. É baseado em uma interface homem-máquina que utiliza sensores para observar gestos, como a leve inclinação do corpo para frente quando o indivíduo deseja se levantar de uma cadeira, e assim determinar a intenção do usuário, e depois os motores instalados nas articulações dos quadris e dos joelhos fazem o

Figura 1.3: eLEGS

movimento.

A *Berkeley Bionics* também possui uma área de desenvolvimento de exoesqueletos para o aumento de força física do usuário, voltada principalmente para uso militar. O projeto começou com o BLEEX, *Berkeley Lower Extremity Exoskeletons*, Figura 1.4(a), que foi financiado pela DARPA (*Defense Advanced Research Projects Agency*). O primeiro protótipo do BLEEX, apresentado em 2003, tinha a capacidade de carregar 75Kg e andar a uma velocidade de até 1,3m/s, (ZOSS et al. , 2006). Em 2008, a *Berkeley Bionics* apresentou o HULC, *Human Universal Load Carrier*, Figura 1.4(b), um exoesqueleto feito de titânio que pode transportar cargas pesadas, sem que o usuário faça força, transferindo esse peso diretamente para o chão. Ele oferece ao usuário a habilidade de carregar aproximadamente 90Kg por longos períodos de tempo e sobre todos os terrenos. Seu design permite uma movimentação flexível, que inclui até agachamentos profundos. A movimentação parte do próprio usuário, o exoesqueleto só o ajuda aumentando sua capacidade, força e resistência. Um micro-computador de bordo, localizado no cinto, garante os movimentos do exoesqueleto em conjunto com o indivíduo.

Uma grande vantagem que vem sendo notada na utilização desses equipamentos para reabilitação é que robôs podem fazer medições detalhadas e precisas e gerar dados mais funcionais para o acompanhamento do progresso do paciente. Isto permite que os terapeutas acompanhem

(a) BLEEX

(b) HULC

Figura 1.4: Exoesqueletos da Berkeley Bionics

melhor o tratamento, adaptando-o rapidamente às necessidades e ao progresso de cada um.

O Atuador Elástico em Série Compacto desenvolvido neste trabalho pode gerar dados sobre posição, velocidade e a força exercida no efetuator. Com esses dados, é possível acompanhar a atuação do paciente e sua evolução no processo de reabilitação.

O Lokomat, Figura 1.5, uma órtese robótica desenvolvida para auxiliar a execução dos movimentos da marcha, comercializado pela empresa *Hocoma*, tem como objetivo principal auxiliar a reabilitação de pessoas automatizando a terapia em esteiras e melhorando a eficiência deste treinamento. Promove a suspensão parcial de peso através de um colete ligado a um sistema de contrapeso sobre uma esteira rolante e possui um exoesqueleto que é acoplado aos membros inferiores por fitas de velcro ajustáveis. Atuadores localizados no quadril e no joelho executam um padrão de marcha sincronizado com a velocidade da esteira rolante.

O Lokomat gera dados referentes ao torque, excursão e nível de assistência requerido por cada segmento das pernas. É capaz de responder aos mínimos desvios da trajetória durante a marcha, podendo com isso variar a sua atuação de auxílio total à independência para executar qualquer componente do caminhar. Desta forma, a terapia torna-se específica e personalizada. O monitoramento durante a execução da marcha é constante e os dados podem ser usados como medida de desempenho em resposta à terapia. Ele também pode ser adaptado para o

Figura 1.5: Lokomat

uso em crianças, (SANTOS , 2010). 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). Mesmo novos algoritmos que utilizam o controle de impedância e que foram recentemente incluídos no Lokomat necessitam ter sua eficácia comprovada, principalmente considerando o elevado custo de tais equipamentos.

Em Israel, a empresa *Argo Medical Technologies*, desenvolve e comercializa dispositivos para pessoas com deficiência nos membros inferiores, (ARGO , 2011). O exoesqueleto ReWalk, Figura 1.6, foi criado para ajudar na locomoção de paraplégicos, auxiliando-os a caminhar, subir escadas, sentar e descer terrenos íngremes. Foram investidos cerca de US\$ 30 milhões neste projeto e a previsão é que o ReWalk esteja disponível em breve.

O exoesqueleto traz um leve suporte para os braços, no qual o usuário seleciona o tipo de movimento a ser executado, integrado a uma armadura que conta com motores de corrente contínua, baterias recarregáveis, uma série de sensores e um sistema de controle que se comunica com um computador. O ReWalk detecta os movimentos da parte superior do corpo e, a partir daí, o processo de caminhada é iniciado. Para auxiliar na estabilidade e segurança do procedimento, o paciente faz o uso de muletas. O exoesqueleto pode ser usado durante o dia inteiro, além de substituir outros aparelhos dentro de casa ou no centro de reabilitação.

Figura 1.6: ReWalk

Com a evolução da microeletrônica, juntamente com a informática e o desenvolvimento de novos materiais mecânicos que agregam alta resistência e leveza, tornou-se possível desenvolver dispositivos robóticos mais eficientes para auxiliar a locomoção de pessoas com dificuldades ou até mesmo impossibilidade de andar, (ARAÚJO , 2010).

Um dispositivo robótico para reabilitação do tornozelo, denominado Anklebot, Figura 1.7, foi desenvolvido pelos pesquisadores do *Newman Laboratory for Biomechanics and Human Rehabilitation*, do *Massachusetts Institute of Technology* (MIT), (ROY et al. , 2009). Ele possui baixo atrito e utiliza controle de impedância. O sistema possibilita a movimentação nos 3 graus de liberdade do pé com relação à perna, sendo que dois deles são atuados por um par de atuadores lineares montados em paralelo. Os movimentos atuados são flexão plantar e dorsiflexão, obtidos quando os dois atuadores se movimentam no mesmo sentido, e inversão e eversão, quando os dois atuadores se movimentam em sentidos opostos. Utilizar menos atuadores que os graus de liberdade das juntas do pé permite que o dispositivo seja instalado sem a necessidade de se ter um alinhamento preciso entre as juntas do robô e as articulações do paciente.

O Anklebot pode aplicar até 23Nm em dorsiflexão/flexão plantar e 15Nm em inversão/eversão. Embora estes valores não sejam suficientes para suportar o peso do paciente, o objetivo de projeto do dispositivo era fornecer um torque complementar ao membro parético para amenizar os efeitos do pé caído. Esta deficiência, causada pela fraqueza dos músculos responsáveis pela

Figura 1.7: Anklebot

dorsiflexão e presente na maioria dos pacientes hemiparéticos pós-AVE, apresenta duas complicações no caminhar: após o contato do calcanhar com o chão a ponta do pé cai rapidamente e durante a fase de balanço a ponta do pé toca o chão. Além de controlar a posição da junta do tornozelo nestes instantes, realizando a dorsiflexão, o Anklebot permite auxiliar o paciente no final da fase de suporte, aplicando torque durante a flexão plantar necessária para dar o impulso do caminhar e retirar o pé do chão, (ROY et al. , 2007). O Anklebot também pode ser utilizado por crianças de 6 a 12 anos com paralisia cerebral, sendo que uma versão para crianças de 2 a 6 anos está em fase de montagem e testes, (KREBS et al. , 2011).

Outro problema notado em pacientes hemiparéticos é a compensação no padrão de marcha, que pode se dar de formas como a inclinação lateral em direção ao membro não parético utilizada para facilitar o balanço da extremidade afetada e a movimentação pendular do membro parético para que o pé não arraste no chão durante a fase de balanço. O Exoesquelto para Membros Inferiores desenvolvido neste trabalho auxiliaria a reabilitação da marcha evitando também esses problemas, já que a movimentação é feita, obrigatoriamente, em uma única direção.

Uma plataforma robótica para reabilitação de tornozelo, Figura 1.8, chamada de sistema *Rutgers Ankle*, foi desenvolvida na Universidade de *Rutgers* nos Estados Unidos.

A plataforma utiliza cilindros pneumáticos. Esta é a parte do sistema que interage diretamente com o paciente. Ela pode mover-se e fornecer forças e torques em todas as direções e é acionada por três motores. Possui um sensor de seis graus de liberdade, colocado diretamente entre o sapato e a parte superior da plataforma, e é conectado eletricamente ao controlador. O controlador contém as válvulas de pressão, sensores de pressão, uma fonte de alimentação e um PC embarcado. A plataforma se conecta ao controlador através de tubos pneumáticos

Figura 1.8: Plataforma de Rutgers

(pelo qual os cilindros são controlados) e fios (pelo qual os sensores da plataforma são lidos pelo controlador). Este sensor é usado para medir forças no pé do paciente em tempo real, (GIRONE et al. , 1999).

Com o aumento da expectativa de vida no país, o número de pacientes que sofre Acidente Vascular Encefálico, ou AVE, tem crescido consideravelmente nas últimas três décadas, já que os idosos representam o grupo mais acometido por essa doença.

1.1 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é a construção e o desenvolvimento de um Atuador Elástico em Série Compacto. Os controles propostos foram implementados, obtendo-se resultados satisfatórios, ou seja, dentro do esperado e que condizem com a literatura disponível até hoje.

Aplicações para o AESC são propostas e apresentadas. Estas aplicações vêm como um recurso para auxiliar a reabilitação de pacientes que tenham, preferencialmente, adquirido sequelas decorrentes de um AVE, além de se adequar também à pacientes que tenham sofrido lesões ortopédicas e/ou traumatológicas.

1.2 Disposição dos capítulos

No **Capítulo 2** atuadores elásticos em série são comentados citando suas principais características e o Atuador Elástico em Série Compacto desenvolvido neste trabalho é descrito em detalhes.

No **Capítulo 3** os controladores propostos são implementados: Controle de Posição, Controle de Força e Controle de Impedância. São apresentados também os resultados decorrentes da implementação destes controles para o Atuador Elástico em Série Compacto.

No **Capítulo 4** as aplicações voltadas para reabilitação para o Atuador Elástico em Série Compacto, a Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo e o Exoesqueleto para Membros Inferiores, são mostradas. Os resultados iniciais obtidos são apresentados, assim como as aspirações para trabalhos futuros.

No **Capítulo 5** são apresentadas as conclusões.

Capítulo 2

Atuadores Elásticos em Série

Atuador é um elemento que produz movimento, atendendo a comandos que podem ser manuais ou automáticos. Eles podem ter seu movimento induzido por cilindros pneumáticos e cilindros hidráulicos ou por motores elétricos; e podem ter uma tarefa de agarrar objetos, ferramentas e/ou transferi-los de um lugar para outro.

Em aplicações robóticas, por exemplo em sistemas *pick-and-place*, geralmente os atuadores são projetados para serem o mais rígido possível, isso faz com que os movimentos sejam mais precisos, o controle de trajetória seja mais fácil (sistemas mais rápidos com alta largura de banda) e o sistema tenha maior estabilidade, (PRATT E WILLIAMSON , 1995; HAM et al. , 2009). No entanto, esses atuadores não têm a capacidade de minimizar grandes forças devido à choques nem interagir com usuários com segurança.

Para robôs onde a interação com humanos deve ser garantida com segurança ou onde a eficiência energética deve ser otimizada adaptando a frequência de ressonância do atuador, atuadores com rigidez variável são usados, (HAM et al. , 2009). Embora tais atuadores sejam provavelmente menos adequados para aplicações com controle de posição, eles oferecem vantagens importantes em algumas aplicações como a interação segura entre humanos e robôs, próteses e órteses mais confortáveis e na concepção de robôs com pernas.

Um atuador rígido é um dispositivo capaz de se mover para uma posição específica ou acompanhar uma trajetória. Uma vez que a posição é alcançada, ele se mantém nessa determinada posição, não importando as forças externas exercidas (dentro dos limites de força do dispositivo). Por outro lado, um atuador com rigidez variável permitirá que o dispositivo sofra distúrbios externos em sua posição, dependendo da força externa aplicada. Atuadores com rigidez variável

contêm um elemento elástico, isto é, uma mola que pode armazenar energia.

Robôs industriais são máquinas pesadas acionados por sistemas rígidos, e em caso de colisão podem induzir severos danos. Portanto, por razões de segurança, estes dispositivos são sempre colocados em ambientes livres de humanos. No entanto, para algumas aplicações, é útil ter robôs e seres humanos cumprindo tarefas em conjunto. Isto requer robôs mais seguros, o que pode ser alcançado projetando-se juntas com rigidez variável. Mas, com uma junta com rigidez variável, fica mais difícil colocar o centro da ferramenta em uma posição exata ou acompanhar uma trajetória específica com precisão. Nesse caso, atuadores com rigidez adaptável podem atuar rigidamente durante o posicionamento preciso em baixas velocidades (agarrando e posicionando um objeto) e variavelmente se o posicionamento não é tão importante quando se deslocam em maiores velocidades (se deslocando de uma posição para outra).

A rigidez de um atuador pode ser comparada à rigidez de uma mola linear. A variação do comprimento de uma mola linear depende da força que atua sobre a mola, de acordo com Lei de Hooke:

$$F = k.(x - x_0). \quad (2.1)$$

Isto significa que uma mola com comprimento de repouso x_0 e um comprimento atual x , gera uma força F . Se o comprimento atual é igual ao comprimento de repouso, zero de força é gerado. Isso é comparável com um atuador com rigidez variável em sua posição de equilíbrio. Quando uma mola com a característica da força de deslocamento linear é utilizada, a rigidez pode ser definida como:

$$k = \frac{F}{\Delta x} = \text{constante}. \quad (2.2)$$

Quando a relação força-deslocamento não é linear, considera-se que a rigidez varia com a posição:

$$k(x) = \frac{dF}{dx} \neq \text{constante}. \quad (2.3)$$

Para uma mola, a posição de equilíbrio é fixa e igual ao seu comprimento livre. No entanto, um atuador com rigidez variável pode mudar essa posição movendo o ponto de fixação da mola.

Um atuador ideal de força controlável é uma fonte perfeita de força, gerando as forças solicitadas perfeitamente, independentemente do movimento da carga na qual a mesma é aplicada. Em sistemas reais, todo atuador de força controlável tem limitações como: impedância, atrito estático e largura de banda. A impedância de um atuador é a força adicional (na saída) criada pela movimentação da carga. Em sistemas *backdrivable* normalmente têm-se baixa impedância. Considerando o atrito estático, um atuador não consegue realizar forças pequenas, uma vez que a força de saída deve ser maior que a força limite para vencer o atrito. A largura de banda do atuador corresponde às frequências de resposta na qual o controle de forças tem boa precisão. A mesma sofre interferências da limitação de potência dos elementos, rigidez mecânica e dos ganhos do sistema de controle. Em uma fonte perfeita (ideal) de força, a impedância e o atrito são zero e a largura de banda é infinita. Os músculos que realizam nossa movimentação, bem como a de diversos seres vivos, têm impedância muito baixa, pouco atrito e uma largura de banda média. Atualmente a tecnologia desses atuadores limita seu uso para aplicações em sistemas de força controlável. Um motor elétrico com sistema de redução apresenta alta inércia, muito atrito e alta impedância.

Para superar essas deficiências, alguns pesquisadores desenvolveram um experimento no qual controlavam, com o sistema em malha fechada de força, um motor elétrico com redução em série com um sistema de molas. Os autores de PRATT E WILLIAMSON (1995b) denominaram esta configuração de atuador como Atuador Elástico em Série, um tipo de atuador com rigidez variável.

A idéia mais básica desse tipo de atuador é colocar uma mola entre a transmissão e a carga, ou seja, em série entre o motor e a carga. A mola tem duas funções importantes: filtrar impactos, distúrbios externos e folgas e determinar a força aplicada à carga pelo efetuator, (JARDIM, 2009).

O AES é essencialmente uma mola em série com um atuador rígido. A rigidez variável é definida por controles de força ou impedância, realimentando na malha de controle a medida da força obtida pelo deslocamento da mola. A Figura 2.1 mostra uma configuração típica de um AES para controle de força.

A reabilitação da marcha é geralmente auxiliada por vários terapeutas, resultando em caras sessões, limitadas no tempo, que se estende ao processo de reabilitação global. Portanto, robôs que possam ajudar na reabilitação estão sendo propostos. Paraplégicos e pacientes com sequelas de AVE muitas vezes sofrem de espasmos severos. Ao utilizar atuadores rígidos, movimentos

Figura 2.1: Controle de Força usando Atuador Elástico em Série

indesejáveis, tais como aqueles causados por espasmos, podem gerar grandes forças no atuador, o que poderia machucar a perna. Adicionando a rigidez variável, o sistema de acionamento pode absorver naturalmente grandes erros de posição, evitando danos ao sistema e garantindo a segurança do usuário.

2.1 Atuador Elástico em Série Compacto

O Atuador Elástico em Série Compacto apresentado neste trabalho, Figuras 2.2(a) e 2.2(b), foi desenvolvido no Laboratório de Reabilitação Robótica do Grupo de Mecatrônica e é chamado de AESC.

Figura 2.2: Desenho em *Solid Edge* do Atuador Elástico em Série Compacto

Pode-se ver na Figura 2.3 as dimensões do AESC.

O AESC é composto por:

Figura 2.3: Dimensões de projeto do mecanismo.

- Duas polias e uma correia (A) que têm a função de transferir e reduzir o torque realizado pelo motor. A polia maior tem diâmetro de $32mm$ e comprimento de $18,20mm$ e a polia menor tem diâmetro de $18mm$ e comprimento de $15,90mm$. Possuem uma redução de 1:2 e ambas são de alumínio.
- Castanha e Fuso (B) que têm como objetivo transformar o movimento rotativo proveniente das polias e correia em movimento linear. O fuso tem passo de $2,5mm$ e diâmetro de $8mm$. A castanha, de esferas recirculantes, tem diâmetro de $17,5mm$ e comprimento de $23,5mm$. Fazem parte da linha miniatura da SKF.
- Duas molas (C) que foram projetadas para possuírem uma constante elástica que se aproxima da largura de banda da movimentação muscular, AU et al. (2006), e feitas de aço. Os parâmetros exigidos foram a constante de mola igual a $320kN/m$, altura de $25mm$ e diâmetro interno de $20mm$. A empresa ficou responsável pelos cálculos para definição dos outros parâmetros, que foram: diâmetro do fio igual a $5,5mm$ e diâmetro externo igual a $31mm$.
- Um motor (D) *Maxon Motors*, que possui um diâmetro de $40mm$, potência máxima de $150W$ e voltagem nominal de $48V$.
- Os demais componentes foram projetados e usinados na Oficina Mecânica da Escola de Engenharia de São Carlos.

O princípio de funcionamento do AESC consiste em um motor DC que está ligado ao fuso através de uma correia e polias com redução 1:2. A castanha de esferas recirculantes converte

o movimento rotacional do fuso em movimento linear. Quando o motor é acionado, a castanha move-se fazendo com que a peça de suporte à qual ela está fixa comprima uma mola (série elástica). A mola pressiona o conjunto que transmite a força à carga através do efetuator.

O protótipo do AESC pode ser visto nas Figuras 2.4(a) e 2.4(b).

(a)

(b)

Figura 2.4: Atuador Elástico em Série Compacto

Potenciômetro Deslizante

Um potenciômetro é um componente eletrônico que possui resistência elétrica ajustável. No AESC, um potenciômetro logarítmico deslizante é utilizado para medir a deformação das molas.

O cursor móvel do potenciômetro é fixado na peça localizada entre as molas, que é móvel. Quando esta peça se movimenta, comprimindo as molas, o cursor movimenta-se junto gerando uma tensão proporcional à deformação das molas.

O potenciômetro utilizado não é linear. Por isso foi necessário obter uma curva que relacionasse a posição do cursor do potenciômetro com a tensão medida. Para isso o cursor foi movimentado de meio milímetro em meio milímetro e para cada um desses pontos foi medida a tensão de saída. Após varrer um comprimento satisfatório do dispositivo e obter as tensões correspondentes, foi calculada uma equação de grau 7 que relaciona a tensão de saída e a posição do cursor:

$$y = p_1.x^7 + p_2.x^6 + p_3.x^5 + p_4.x^4 + p_5.x^3 + p_6.x^2 + p_7.x + p_8. \quad (2.4)$$

Sendo:

$$p_1 = -5,6853 \times 10^{-24},$$

$$p_2 = 9,5074 \times 10^{-20},$$

$$p_3 = -5,9028 \times 10^{-16},$$

$$p_4 = 1,6529 \times 10^{-12},$$

$$p_5 = -2,0475 \times 10^{-9},$$

$$p_6 = 9,3491 \times 10^{-7},$$

$$p_7 = 0,0021429,$$

$$p_8 = 2,0556.$$

A relação entre a tensão gerada de saída do potenciômetro e a posição do cursor é apresentada na Figura 2.5.

Figura 2.5: Curva de calibração do Potenciômetro

Sabendo-se a constante elástica da mola, pode-se calcular a força no efetuador.

A área de trabalho do potenciômetro localiza-se entre $6mm$ e $8mm$, já que a mola possui uma constante elástica alta e sua deformação é pequena.

2.1.1 Análise Dinâmica

O modelo utilizado para o AESC consiste em um sistema massa-mola-amortecedor, com amortecimento b_m , constante elástica k e força de saída F_l , descrito por:

Figura 2.6: Modelo de Atuador Elástico em Série

$$m_m \ddot{x}_m + b_m \dot{x}_m = F_m - F_l, \quad (2.5)$$

sendo a força de saída representada por:

$$F_l = k.(x_m - x_l). \quad (2.6)$$

x_m é a posição linear do suporte da castanha, x_l a posição relativa da carga, m_m a massa do sistema de transmissão e F_m a força gerada pelo motor. Aplicando-se a transformada de Laplace, amplamente utilizada para a análise de sistemas dinâmicos lineares, tem-se:

$$m_m s^2 X_m + b_m s X_m = F_m - F_l. \quad (2.7)$$

Portanto, a força F_l , que atua na carga, é função de duas variáveis: F_m e x_l . Tem-se, então:

$$F_l(s) = \frac{F_m(s) - (m_m s^2 + b_m s)x_l(s)}{\frac{m_m}{k} s^2 + \frac{b_m}{k} s + 1}. \quad (2.8)$$

Analisando os fatores que influenciam na largura de banda para o controle de força: o amortecimento do sistema e a determinação da série elástica, são tomadas como base as equações, em malha aberta, do sistema e colocadas em forma adimensional.

Sabendo que a frequência natural do sistema é:

$$w_n = \sqrt{\frac{k}{m_m}}, \quad (2.9)$$

tem-se que:

$$S = \frac{s}{w_n} \quad (2.10)$$

e

$$B = \frac{b_m}{k} w_n. \quad (2.11)$$

A relação entre a força no motor e a força na carga pode ser descrita, a partir das Equações 2.10 e 2.11, em malha aberta por:

$$\frac{F_l(S)}{F_m(S)} = \frac{1}{S^2 + BS + 1}. \quad (2.12)$$

O coeficiente b_m é estimado em função da força e velocidade máximas, realizadas pelo efetuator (PALUSKA E HERR, 2006), ou seja,

$$b_m = \frac{F_{max}}{V_{max}}. \quad (2.13)$$

Este coeficiente aparece nos casos em que é usado motor DC e pode ser interpretado como uma força contra-eletromotriz, que surge quando o motor está em rotação, é proporcional à velocidade do mesmo, como mostra a Equação 2.13. De acordo com WALSH et al. (2006), esta estimativa é considerada uma primeira aproximação para as limitações do motor elétrico DC ou de um músculo biológico.

Levando em consideração a força contra-eletromotriz, deve-se modificar o fator de amortecimento B , descrito na Equação 2.11, que passará a ser:

$$B = \frac{b_m}{k}. \quad (2.14)$$

Sabendo que:

$$W = \frac{w}{w_n}, \quad (2.15)$$

pode-se escrever, a partir das Equações 2.14 e 2.15, a magnitude F_l/F_m como:

$$Mag = \frac{F_l}{F_m} = \frac{1}{\sqrt{(1 - W^2)^2 + (BW)^2}}. \quad (2.16)$$

A Figura 2.7 mostra, para diferentes valores de B a máxima força de saída que pode ser fornecida pelo atuador. Duas regiões importantes devem ser observadas: frequências em torno de w_n e altas frequências. O amortecimento está diretamente relacionado com a forma como o atuador libera força à carga. No caso criticamente amortecido e sobre-amortecido, há um decréscimo acentuado na amplitude da força de saída em torno da frequência natural, em contrapartida, quando está trabalhando em condição sub-amortecida, o dispositivo pode operar em sobrecarga, visto que há aumento na amplitude da força de saída. Independentemente do amortecimento do sistema, elevadas amplitudes para a força em altas frequências não são possíveis por causa dos efeitos da mola sobre o motor. Adicionando a série elástica ao atuador, há uma redução da largura de banda de operação para o controle de força e um aumento do esforço do controlador para altas frequências.

Figura 2.7: Comportamento em malha aberta para diferentes valores de B

Capítulo 3

Controle do Atuador Elástico em Série Compacto

Foram desenvolvidos três tipos de controle para serem implementados no AESC: Controle de Posição, Controle de Força e Controle de Impedância.

Esses controles são feitos através de um *driver* de potência fabricado pela *Maxon Motors* denominado *EPOS 24/5 Positioning Controller*. Este dispositivo é responsável por fazer a comunicação com o computador, ler os *encoders* e as entradas digitais e analógicas e fornecer potência aos motores.

3.1 Controle de Posição

O controle de posição é projetado para que o motor siga uma trajetória desejada. O controle é feito internamente na *EPOS* com um controlador do tipo Proporcional-Integral-Derivativo (PID), cujos ganhos são determinados utilizando um processo de otimização realizado automaticamente pelo dispositivo. Foram estabelecidas duas trajetórias: uma onda quadrada e uma função senoidal.

A leitura da posição é feita a partir do *encoder* acoplado ao motor. Essa leitura é feita em pulsos. Isso implica que a geometria do AESC deve ser considerada para que a resposta do controle possa ser em milímetros. Portanto, considerando a redução de 1:2 do motor, a resolução do *encoder* de 4096 pulsos/revolução e o passo do fuso de 2,5mm, temos a seguinte relação entre a posição do efetuador, x_{ef} , em mm e os pulsos do *encoder*, q_c :

$$x_{ef} = \left(\frac{1,25}{4096} \right) \cdot q_c. \quad (3.1)$$

3.1.1 Resultados do Controle de Posição

A onda quadrada possui amplitude de $10mm$ e frequência de $0,5Hz$. O resultado obtido para o controle de posição pode ser visto na Figura 3.1. Nesta situação o AESC segue a trajetória desejada, com um sobressinal de aproximadamente 10%.

Figura 3.1: Controle de Posição para uma Entrada tipo Onda Quadrada

A função senoidal possui amplitude de $10mm$ e frequência de $0,5Hz$. O resultado obtido para o controle de posição pode ser visto na Figura 3.2. Neste caso o AESC segue a trajetória desejada sem defasagem ou diminuição da amplitude de movimento.

Pode-se notar no início da operação o momento em que a *EPOS* foi habilitada.

Figura 3.2: Controle de Posição para uma Entrada tipo Seno

3.2 Controle de Força

Nesta seção são apresentados os resultados da implementação do controle de força no AESC. O AESC foi fixado em uma mesa e seu efetuator travado, Figura 3.3, de forma que a movimentação do motor causa a deformação das molas, sem movimento linear do efetuator.

Figura 3.3: Atuador Elástico em Série Compacto travado para os testes de Controle de Força

Sabendo-se que para o motor utilizado tem-se uma relação diretamente proporcional entre a corrente enviada ao motor e o torque gerado pelo mesmo, pode-se fazer o controle de força via controle de corrente.

$$\tau = K_m I. \quad (3.2)$$

O tipo de controlador implementado foi um PID. Na Figura 3.4 está representado o diagrama de blocos para o Controle de Força. A realimentação é feita através de um potenciômetro logarítmico deslizante, descrito na Seção 2.5.

Figura 3.4: Diagrama de blocos do Controle de Força

O controlador PID é dado por:

$$F_m = K_c \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int_{-\infty}^t e(t) dt + T_d \frac{de(t)}{dt} \right], \quad (3.3)$$

sendo $e = F_d - F_l$ o erro entre a força desejada e a força medida, $\dot{e}$ a derivada do erro, T_i o tempo integral e T_d o tempo derivativo.

Aplicando a transformada de Laplace, tem-se a seguinte equação:

$$F_m(s) = K_c(F_d - F_l) \left[1 + \frac{1}{sT_i} + sT_d \right]. \quad (3.4)$$

A malha fechada do sistema é obtida através das equações 2.8 e 3.3. Logo:

$$F_l(s) = \frac{(K_d s^2 + K_c s + K_i)F_d(s) - (m_m s^3 + b_m s^2)x_l(s)}{\frac{m_m}{k_s} s^3 + \left(\frac{b_m}{k_s} + K_d\right) s^2 + (1 + K_c)s + K_i}. \quad (3.5)$$

Nesse estudo, o controle foi aplicado com a carga fixa, isto é, x_l igual a zero. Assim, obtêm-se a seguinte função transferência em malha fechada:

$$\frac{F_l(s)}{F_d(s)} = \frac{K_d s^2 + K_c s + K_i}{\frac{m_m}{k_s} s^3 + \left(\frac{b_m}{k_s} + K_d\right) s^2 + (1 + K_c)s + K_i}. \quad (3.6)$$

3.2.1 Resultados do Controle de Força

O sinal obtido do potenciômetro é filtrado por um filtro digital. Na interface desenvolvida há a monitoração da corrente elétrica enviada ao motor, a corrente calculada via software pelo controlador, a deformação da série elástica e a força aplicada à carga, F_l .

Os ganhos do controlador foram ajustados tomando como referência valores obtidos pelo método de Ziegler-Nichols, (OGATA , 1993), sendo:

$$K_p = 3, 2, \quad K_d = 2, \quad K_i = 1, 5.$$

A Figura 3.5 mostra a resposta do AESC a uma entrada tipo degrau de amplitude 100N.

É possível notar um pequeno atraso na resposta do AESC a uma entrada tipo degrau. Isto se dá devido a uma folga existente no conjunto ao qual a mola está presa. Isto é, o motor faz o movimento que lhe é enviado mas o potenciômetro demora para medir a compressão da mola.

Figura 3.5: Controle de Força para uma Entrada tipo Degrau

A Figura 3.6 mostra a resposta do AESC a uma entrada tipo onda quadrada com a mesma amplitude.

Figura 3.6: Controle de Força para uma Entrada tipo Onda Quadrada

A força de saída do efetuator apresenta imprecisões, por problemas de quantização. A ordem de grandeza da imprecisão gira em torno de $10N$, o que é compatível com a precisão do potenciômetro.

3.3 Controle de Impedância

O objetivo deste método de controle é fazer com que a interface mecânica entre o atuador e a carga apresente dinâmica pré-determinada. Esta característica é importante para atuadores que serão utilizados para reabilitação porque é uma característica presente nos músculos e tendões. A fórmula geral que define a impedância mecânica de um contato é dada por:

$$Z(s) = \frac{X(s)}{F(s)}, \quad (3.7)$$

sendo $Z(s)$ a impedância, $F(s)$ a força e $X(s)$ a posição.

Para implementar o controle de impedância no AESC, foram determinadas as seguintes variáveis de controle: K_v , B_v e F_v , que correspondem a, respectivamente, a constante elástica, o coeficiente de amortecimento e a força desejada, todas virtuais, ou seja, são características que o atuador vai assumir após o controle ser implementado.

Neste modo de controle, é necessário determinar a posição desejada para o motor, denominada por X_{md} , como uma função da força F_l , medida pelo potenciômetro. A força F_l , no efetuador, é dada por:

$$F_l = F_v - K_v X_l - B_v \dot{X}_l. \quad (3.8)$$

Através da compressão das molas, tem-se que:

$$X_s = \frac{F_l}{K_s}. \quad (3.9)$$

Sabendo que

$$X_{md} = X_l + X_s, \quad (3.10)$$

pode-se então determinar a seguinte relação:

$$X_l = X_{md} - \frac{F_l}{K_s}. \quad (3.11)$$

Substituindo X_l e $\dot{X}_l$ na Equação 3.8, encontra-se a equação:

$$F_l = F_v - K_v X_{md} + \frac{K_v}{K_s} F_l - B_v \dot{X}_{md} + \frac{B_v}{K_s} \dot{F}_l. \quad (3.12)$$

O último termo da Equação 3.12 pode ser desprezado, já que a constante da mola é $320kN/m$.

Logo:

$$F_l = F_v - K_v X_{md} + \frac{K_v}{K_s} F_l - B_v \dot{X}_{md}. \quad (3.13)$$

O controle de impedância foi implementado utilizando o modo de Controle de Velocidade do dispositivo EPOS. Resolvendo a Equação 3.12 para $\dot{X}_{md}$, temos a relação de controle para o modo de velocidade:

$$\dot{X}_{md} = \frac{F_v - K_v X_m + \frac{(K_v - K_s)}{K_s} F_l}{B_v}. \quad (3.14)$$

3.3.1 Resultados do Controle de Impedância

Para analisar o comportamento do AESC no Controle de Impedância, uma força externa foi aplicada manualmente no efetuador. Aplicando essa força, é possível verificar como o AESC se comporta em relação ao posicionamento do efetuador.

Quando os parâmetros K_v e B_v correspondem, respectivamente, a $0N/mm$ e $10Ns/mm$, o AESC desempenha o papel de um amortecedor virtual. Logo, a Figura 3.7 mostra que a posição segue a integral da força.

Figura 3.7: Controle de Impedância com $K_v=0N/mm$ e $B_v=10Ns/mm$

A Figura 3.8 mostra o comportamento AESC quando os parâmetros K_v e B_v correspondem,

respectivamente, a $10N/mm$ e $0Ns/mm$. O AESC se comporta como uma mola virtual. Pode-se notar que a força e a posição estão em fase.

Figura 3.8: Controle de Impedância com $K_v=10N/mm$ e $B_v=0Ns/mm$

Para $K_v=10N/mm$ e $B_v=10Ns/mm$, como mostrado na Figura 3.9, nota-se que uma vez que a força retorna ao valor zero quase como sendo um degrau (instantâneo), a posição comporta-se como um decaimento exponencial, evidenciando o comportamento mola-amortecedor.

Figura 3.9: Controle de Impedância com $K_v=10\text{N/mm}$ e $B_v=10\text{Ns/mm}$

Capítulo 4

Aplicações para o Atuador Elástico em Série Compacto

O Atuador Elástico em Série Compacto desenvolvido foi utilizado para mover as juntas dos seguintes dispositivos:

1. Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo
2. Junta do Tornozelo de um Exoesqueleto para Membros Inferiores

4.1 Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo

A Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo 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 e evitando o pé equino.

A plataforma poderá influenciar de forma positiva na melhora da qualidade de vida, promovendo inclusão social e incentivo à continuidade do processo de reabilitação. Neste sentido, o equipamento também poderá ser utilizado para avaliar com exatidão a força muscular dos dorsiflexores e amplitude de movimento articular ativa de dorsiflexão, tendo em vista a escassez de recursos de avaliação objetiva para os profissionais de Fisioterapia, o que coloca em dúvida os valores mensurados nos testes convencionais.

É um recurso para incrementar a reabilitação de tornozelo em indivíduos que sofreram AVE, relacionado ao ganho de força muscular dos dorsiflexores de tornozelo, bem como aumento da amplitude de movimento articular deste mesmo segmento, além de um novo método de avaliação objetiva para medir a força muscular e amplitude de movimento articular. Com o diferencial de proporcionar movimentos puros das musculaturas citadas, além de somar-se aos benefícios da terapia virtual, com alto nível de motivação, estimula aprendizagem promovendo ao mesmo tempo entretenimento e diversão.

Pode-se ver na Figura 4.1 o AESC acoplado à Plataforma.

Figura 4.1: AESC e Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo

A Figura 4.2 mostra um usuário utilizando a Plataforma.

Figura 4.2: Plataforma de Reabilitação Robótica de Tornozelo

4.1.1 Análise Cinemática

A análise cinemática do acionamento do AESC considerando a junta da Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo é feita considerando um mecanismo de quatro barras, sendo uma delas variável (junta prismática). A Figura 4.3 mostra as definições das dimensões utilizadas na análise cinemática do mecanismo. As dimensões a , b , c e h são constantes, mas tem-se como objetivo encontrar valores apropriados para estas dimensões tais que a junta do tornozelo possa variar, sem passar por pontos de singularidade, acima da faixa de variação de uma pessoa saudável.

Figura 4.3: Dimensões de projeto do mecanismo para a Plataforma

A partir da Figura 4.3 é possível encontrar o seguinte valor:

$$e = \sqrt{(d - l_0)^2 + c^2},$$

sendo d variável de acordo com a movimentação da castanha em relação ao fuso do AESC.

Pela lei dos cossenos, determina-se α como:

$$\alpha = \cos^{-1} \left(\frac{b^2 + e^2 - a^2}{2be} \right).$$

Considerando que γ é:

$$\gamma = \tan^{-1} \left(\frac{d - l_0}{c} \right),$$

pode-se determinar o valor do ângulo relativo do tornozelo em relação à perna:

$$\theta_{\text{tornozelo}} = \alpha - \gamma.$$

Utilizando as relações descritas acima, foi possível encontrar, a partir de um programa desenvolvido em MATLAB, os seguintes valores para os parâmetros do mecanismo: $a = 45$ mm, $b = 30$ mm, $c = 35$ mm e $h = 30$ mm. Tais valores atendem às necessidades biomecânicas da articulação do tornozelo e as condições de não singularidade do mecanismo. A Figura 4.4 mostra a variação da junta do tornozelo com relação ao valor do parâmetro d (posição da castanha em relação ao fuso). A angulação máxima necessária é em torno de -20° a 20° , considerando-se uma pessoa saudável, (KIRTLEY , 2011). Pode-se verificar pelo gráfico que o mecanismo projetado tem sua faixa de trabalho variando de -30° a 30° , aproximadamente, o que torna-se extremamente satisfatório.

Figura 4.4: Relação entre $\theta_{\text{tornozelo}}$ e d para a Plataforma

4.1.2 Jogos para Reabilitação do Tornozelo

Nesta seção são apresentados resultados experimentais da utilização da Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo em conjunto com jogos computacionais desenvolvidos no laboratório. Para avaliar a viabilidade da medição de força utilizando o AESC acoplado à plataforma, foi utilizado o jogo *Cockroach Vs. Foot*, desenvolvido pelo aluno de Iniciação Científica Leandro

Caetano Vieira.

O jogo remete a uma rivalidade entre o pé e as baratas que surgem na tela. O jogo foi desenvolvido de forma a estimular uma competição divertida entre o paciente (pé) e as baratas, que aparecem nos buracos provocando-o com danças e expressões. O paciente sente-se então desafiado a pisar sobre os monstros e acaba por realizar o movimento desejado no tratamento. A velocidade do jogo pode ser ajustada nas configurações iniciais onde o fisioterapeuta define o intervalo de tempo entre a aparição de uma barata e outra (aparece somente uma por vez). O intervalo deve ser escolhido coerentemente para que o jogo não seja tão rápido a ponto de se tornar impossível e nem tão lento a ponto de ser entediante. O tempo de aparição é o tempo que o paciente tem para atingir a força necessária. Neste jogo o movimento utilizado do pé é a flexão-plantar (movimento de matar a barata).

As figuras abaixo mostram as telas de interface do jogo Cockroach Vs. Foot. Nas Figuras 4.5(a) e 4.5(b), podemos ver as telas iniciais de configuração do jogo. A Figura 4.5(a) mostra o momento em que a força máxima que o usuário consegue realizar é medida. Nesse jogo foi necessário que o usuário exercesse 80% dessa força para que a barata fosse morta. Na Figura 4.5(b) tem-se todos os parâmetros que podem ser configurados, possibilitando assim um tratamento pessoal de acordo com a necessidade do paciente, favorecendo a reabilitação.

(a)

(b)

Figura 4.5: Telas iniciais do Jogo

Na Figura 4.6(a), pode-se ver o momento que a barata aparece. A barra no canto direito superior mostra a quantidade de força que o usuário está exercendo. A parte azul dessa barra mostra a força exercida pelo usuário e a parte vermelha é a força que deve ser exercida para se

matar a barata. Na Figura 4.6(b), pode-se ver que a força exercida está acima dos 80%, por isso a barata é morta.

(a)

(b)

Figura 4.6: Jogo *Cockroach Vs. Foot* para Reabilitação

Um gráfico da força exercida pelo usuário durante o jogo é gerado, Figura 4.7. Na figura, MA significa o momento de aparição da barata, F é a força exercida pelo usuário, MD o momento de desaparecimento da barata e MP o momento da pisada, ou seja, o movimento de flexão plantar. O jogo inicia com uma barata aparecendo. Pode-se ver logo em seguida a marcação do momento em que o movimento de flexão plantar é executado e a força que o usuário exerceu. Como foi atingido 80% da força máxima medida no começo do jogo, a barata desaparece. O intervalo entre a desaparecimento de uma barata e a aparição de outra, denominado tempo de descanso, pode ser ajustado de acordo com o necessário.

Outros jogos para dorsiflexão e para associação de dorsiflexão e flexão plantar também foram desenvolvidos, (ANDRADE et al. , 2011). A Figura 4.8(a) mostra o jogo utilizado para a dorsiflexão. A tela mostra o atleta correndo e, quando chega aos obstáculos, o paciente deve fazer o movimento de dorsiflexão para que o atleta pule o obstáculo. Nota-se também a barra lateral que mostra a quantidade de força exercida pelo paciente e a força necessária que deve ser feita para pular o obstáculo. A Figura 4.8(b) mostra o jogo onde os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar são utilizados. A nave fica localizada sempre no centro na tela e os meteoros se movem da direita para esquerda. Quando a nave está no centro da tela, o pé do paciente encontra-se em posição neutra. Para desviar dos meteoros, o paciente deve fazer o movimento de dorsiflexão para levar a nave ao canto superior da tela, e de flexão plantar para levar a nave ao canto inferior da tela. É possível determinar o local onde os meteoros aparecerão. Assim,

Figura 4.7: Gráfico resultante do Jogo

pode-se adequar o jogo à necessidade de cada paciente.

(a)

(b)

Figura 4.8: Jogos para Reabilitação

4.2 Exoesqueleto para Membros Inferiores

O sistema robótico, denominado Exo-Kanguera, é um exoesqueleto para reabilitação dos movimentos dos membros inferiores. Foi desenvolvido considerando a demanda por novos procedimentos para a reabilitação de pessoas com deficiência na locomoção.

O Exo-Kanguera estabelece uma plataforma de reabilitação de membros inferiores na qual diferentes protocolos e estratégias de controle podem ser avaliados. O exoesqueleto utiliza Atuadores Elásticos em Série como acionadores de suas juntas. Tais dispositivos permitem a implementação de controle de impedância, uma estratégia essencial para ajustar a forma de interação entre o robô e o paciente.

Seu benefício consiste em suportar e aumentar a produtividade e eficiência dos terapeutas, visando a recuperação dos indivíduos. Este aumento de produtividade e eficiência destaca-se como uma solução viável para o aumento do número de casos de AVE e o consequente aumento dos custos de tratamento.

A junta do quadril é acionada pelo Atuador Elástico em Série desenvolvido em JARDIM (2009). A junta do joelho é acionada por um Atuador Elástico Torcional. O Atuador Elástico em Série Compacto desenvolvido neste trabalho aciona a junta do tornozelo do exoesqueleto. O Exoesqueleto e seus atuadores são mostrados na Figura 4.9.

Figura 4.9: Usuário utilizando o Exoesqueleto

Pode-se ver nas Figuras 4.10(a) e 4.10(b) o AESC acoplado à junta do tornozelo do Exoesqueleto. A Figura 4.10(a) mostra o desenho em *Solid Edge* e a Figura 4.10(b) mostra o protótipo desenvolvido.

Figura 4.10: AESC acoplado à junta do tornozelo

4.2.1 Análise Cinemática

A análise cinemática do mecanismo de acionamento do AESC considerando a junta do Exo-Kanguera é feita considerando um mecanismo de quatro barras, sendo uma delas variável (junta prismática). A Figura 4.11 define as dimensões utilizadas na análise cinemática do mecanismo. O objetivo é encontrar valores apropriados para estas dimensões tais que a junta do tornozelo possa variar, sem passar por pontos de singularidade, acima da faixa de variação de uma pessoa saudável.

Para realizar a análise cinemática, considera-se que as dimensões a , c , f e h sejam constantes ao longo do tempo. Na realidade, estes valores serão otimizados para se encontram a melhor configuração do mecanismo. A partir da Figura 4.11 é possível encontrar os seguintes valores:

$$b = \sqrt{f^2 + h^2},$$

$$e = \sqrt{d^2 + c^2},$$

sendo d variável conforme a movimentação da castanha com relação ao fuso de esferas do atuador.

Figura 4.11: Dimensões de projeto do mecanismo para o Exoesqueleto

Utilizando as seguintes relações trigonométricas, encontra-se os valores de ψ e γ :

$$\psi = \tan^{-1} \left(\frac{f}{h} \right),$$

$$\gamma = \tan^{-1} \left(\frac{d}{c} \right).$$

Pela lei dos cossenos, determina-se η , ϕ e α como:

$$\eta = \cos^{-1} \left(\frac{a^2 + b^2 - e^2}{2ab} \right),$$

$$\phi = \cos^{-1} \left(\frac{a^2 + e^2 - b^2}{2ae} \right),$$

$$\alpha = \cos^{-1} \left(\frac{b^2 + e^2 - a^2}{2be} \right).$$

Considerando que $\beta = \alpha + \gamma$ e $\theta = \beta + \psi$, finalmente, pode-se determinar o valor do ângulo relativo do tornozelo dado por:

$$\theta_{\text{tornozelo}} = \frac{\pi}{2} - \theta.$$

Utilizando as relações descritas acima, foi possível encontrar, a partir de um programa desenvolvido em MATLAB, os seguintes valores para os parâmetros do mecanismo: $a = 50$ mm, $c = 55$ mm, $f = 25$ mm e $h = 30$ mm. Tais valores atendem às necessidades biomecânicas da articulação do tornozelo e as condições de não singularidade do mecanismo. A Figura 4.12 mostra a variação da junta do tornozelo com relação ao valor do parâmetro d (posição da castanha em relação ao fuso). A angulação máxima necessária é em torno de -20° a 20° , considerando-

se uma pessoa saudável, (KIRTLEY , 2011). Pode-se verificar pelo gráfico que o mecanismo projetado tem sua faixa de trabalho variando de -25° a 30° , aproximadamente, o que torna-se extremamente satisfatório.

Figura 4.12: Variação da junta do tornozelo

4.2.2 Resultados Experimentais

Neste caso o controle aplicado foi o Controle de Posição. O AESC teve que seguir uma trajetória determinada por um polinômio de ordem 20 que reproduz a trajetória angular do tornozelo de uma pessoa caminhando. Para a obtenção deste polinômio foram utilizados dados experimentais disponibilizados pelo Professor Chris Kirtley em KIRTLEY (2011), do *Department of Rehabilitation Sciences, Hong Kong Polytechnic University*. Os experimentos realizados em KIRTLEY (2011) obtiveram valores reais de posição, torque e potência para cada uma das articulações durante o caminhar de 20 indivíduos (10 jovens, de 15 a 25 anos, e 10 adultos, de 45 a 55 anos), com uma velocidade média de $1.07m/s$. O tempo do ciclo de caminhar é de $1.10s$. O resultado é mostrado na Figura 4.15.

Utilizando as relações cinemáticas do mecanismo de acionamento da junta do tornozelo, são geradas as posições desejadas para o motor que aciona o AESC. Estas posições são enviadas ao controlador EPOS ligado ao motor. A Figura 4.13 mostra o Exo-Kanguera fixado a um suporte, de tal forma que ele pudesse se deslocar de forma a não ter contato com o solo, porém sentindo o efeito da gravidade sobre seus componentes. A figura também mostra as três EPOS utilizadas para acionar as juntas do exoesqueleto, testes com as demais juntas também foram realizados.

Figura 4.13: Exoesqueleto fixado em suporte e EPOS utilizadas no controle

Foi desenvolvido um programa em C++, cuja interface gráfica é mostrada na Figura 4.14, para enviar as trajetórias desejadas para as EPOS (utilizada aqui no *Position Mode*) e ler os valores reais dos ângulos das juntas.

Figura 4.14: Interface gráfica do programa de controle do Exoesqueleto

A Figura 4.15 mostra a trajetória desejada e a trajetória realizada pela junta do tornozelo do Exo-Kanguera. Os resultados experimentais mostram que o exoesqueleto Exo-Kanguera pode ser utilizado para avaliar estratégias de controle propostas para a reabilitação de membros inferiores.

Figura 4.15: Controle de Posição do tornozelo

Capítulo 5

Conclusão

Neste trabalho um Atuador Elástico em Série Compacto foi projetado e construído para aplicações no auxílio à reabilitação de indivíduos que tenham sofrido lesão cerebral ou lesões ortopédicas e traumatológicas. Os resultados encontrados para o Controle de Posição foram muito satisfatórios, apresentando sobressinal de aproximadamente 10% e com pouca defasagem. No Controle de Força, nota-se a existência de folgas na parte responsável pela movimentação do efetuator. Pela utilização de um potênciometro para medir a deformação da mola, o sinal obtido como resultado apresenta imprecisões de aproximadamente 10N, mas que não interferem de maneira negativa no funcionamento do AESC pois este valor está dentro do esperado. Já para o Controle de Impedância, os resultados coincidem com os encontrados na literatura, o que mostra a possibilidade da utilização deste atuador no campo da reabilitação. Os testes realizados com a Plataforma Robótica de Reabilitação de Tornozelo e com o Exo-Kanguera demonstram a viabilidade de utilização destes dispositivos para desenvolver e validar estratégias de controle para a reabilitação de membros inferiores, principalmente dos movimentos da articulação do tornozelo. Testes com pacientes serão realizados em trabalhos futuros.

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*. 2010, Buenos Aires, Argentina.
- ARAÚJO, M. V. (2010). Desenvolvimento de uma órtese ativa para os membros inferiores com sistema eletrônico embarcado. Dissertação (Mestrado), Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Brasil.
- ARGO. Argo Medical Technologies. Acessado em 15/11/2011. <http://www.argomedtec.com/> (2011).
- AU, S. K.; DILWORTH, P.; HERR, H. (2006). An ankle-foot emulation system for the study of human walking biomechanics. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2006, volume 2006, p. 2939 – 2945.
- ANDRADE, K. D. O.; OLIVEIRA, F. L.; VIEIRA, L. C.; JARDIM, B.; SIQUEIRA, A. A. G. (2011). Serious games for robotic rehabilitation of ankle movements. In: *21st International Congress of Mechanical Engineering (COBEM)*. 2011.
- GIRONE, M. J.; BURDEA, G. C.; BOUZIT, M. (1999). 'Rutgers ankle' orthopedic rehabilitation interface. *American Society of Mechanical Engineers, Dynamic Systems and Control Division (Publication) DSC*, v.67p.305 – 312.
- GUIZZO, E.; GOLDSTEIN, H. (2005). The rise of the body bots. *IEEE Spectrum*, v.42, n.10, p.42 – 48.
- HAM, R.; SUGAR, T.; VANDERBORGHT, B.; HOLLANDER, K.; LEFEBER, D. (2009). Compliant actuator designs. *Robotics Automation Magazine, IEEE*, v.16, n.3, p.81 – 94, september.

- HESSE, S.; SCHMIDT, H.; WERNER, C. (2006). Machines to support motor rehabilitation after stroke: 10 Years of experience in Berlin. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v.43, n.5, p.671 – 678.
- JARDIM, B. (2009). Atuadores elásticos em série aplicados no desenvolvimento de um exoesqueleto para membros inferiores. Dissertação (Mestrado), Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, Brasil.
- KAWAMOTO, H.; HAYASHI, T.; SAKURAI, T.; EGUCHI, K.; SANKAI, Y. (2009). Development of single leg version of HAL for hemiplegia. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Annual International Conference of the IEEE*. 2009, p. 5038 – 5043.
- KIRTLEY, C. (2011). *CGA Normative Gait Database, Hong Kong Polytechnic University*. Disponível em: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/>. Acessado em 19/08/2011.
- KREBS, H.; ROSSI, S.; KIM, S.; ARTEMIADIS, P.; WILLIAMS, D.; CASTELLI, E.; CAPPA, P. (2011). Pediatric anklebot. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2011, p. 1 –5.
- OGATA, K. Engenharia de Controle Moderno (1993). Segunda Edição.
- PALUSKA, D.; HERR, H. (2006). Series Elastic Actuator and Power Output. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. 2006, Orlando, Florida, p. 1830–1833.
- PRATT, G.; WILLIAMSON, M. (1995). Series elastic actuators. In: *Proceedings of the 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 1995, volume 1, p. 399 – 406.
- PRATT, G. A.; WILLIAMSON, M. M. (1995). Series elastic actuators. In: *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 1995, p. 399 – 406.
- ROY, A.; KREBS, H.; PATTERSON, S.; JUDKINS, T.; KHANNA, I.; FORRESTER, L.; MACKO, R.; HOGAN, N. (2007). Measurement of Human Ankle Stiffness Using the Anklebot. In: *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2007, p. 356 –363.
- 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*, v.25, n.3, p.569 – 582.

-
- SANKAI, Y. HAL: Hybrid Assistive Limb based on Cybernetics. In: KANEKO, M.; NAKAMURA, Y., editors, *Robotics Research*, volume 66 of *Springer Tracts in Advanced Robotics*, p. 25 – 34. Springer Berlin / Heidelberg (2011).
- SANTOS, F. R. P. (2010). *Análise de duas propostas para a reabilitação da marcha em indivíduos portadores de sequelas neurológicas crônicas*. Tese (Doutorado), Universidade Federal de São Carlos, Brasil.
- TSUKAHARA, A.; HASEGAWA, Y.; SANKAI, Y. (2009). Standing-up motion support for paraplegic patient with Robot Suit HAL. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2009, p. 211 – 217.
- WALSH, C. J.; PALUSKA, D. J.; PASCH, K.; GRAND, W.; VALIENTE, A.; HERR, H. (2006). Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. In: *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2006, Orlanda, Florida, p. 3485–3491.
- WESTIN, R. As máquinas de andar. Revista Veja - Edição 2223 (2011).
- ZOSS, A.; KAZEROONI, H.; CHU, A. (2006). Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v.11, n.2, p.128 – 138, april.