ANDRÉ AVELÃS MACHADO DE ARAUJO

**Desenvolvimento de controle de impedância aplicado a exoesqueleto
biomecatrônico atuado por liga de memória de forma**

**São Paulo
2014**

ANDRÉ AVELÃS MACHADO DE ARAUJO

**Desenvolvimento de controle de impedância aplicado a exoesqueleto
biomecatrônico atuado por liga de memória de forma**

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Área de Concentração:
Engenharia Mecatrônica

Orientador:
Prof. Dr. Eduardo Aoun Tannuri

São Paulo
2014

ANDRÉ AVELÃS MACHADO DE ARAUJO

**Desenvolvimento de controle de impedância aplicado a exoesqueleto
biomecatrônico atuado por liga de memória de forma**

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Área de Concentração:
Engenharia Mecatrônica

Orientador:
Prof. Dr. Eduardo Aoun Tannuri

São Paulo
2014

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 13 de maio de 2014.

Assinatura do autor _____

Assinatura do orientador _____

FICHA CATALOGRÁFICA

Araujo, André Avelãs Machado de

Desenvolvimento de controle de impedância aplicado a exoesqueleto biomecatrônico atuado por liga de memória de forma / A. A. M. de Araujo. – versão corr. – São Paulo, 2014.

103 p.

Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.

**1.Biomecatrônica 2.Robótica 3.Exoesqueleto 4.Órtese
5.Controle de impedância 6.Ligas de memória de forma
I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de
Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II.t.**

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, a Deus, sem o qual a vida não tem sentido.

À minha amada esposa Ana Marta, por todo apoio, carinho, dedicação e paciência, desde quando nos conhecemos; por entender os momentos nos quais não pude me dedicar a você, devido aos estudos e o trabalho. Seu infinito amor é importantíssimo e seu cuidado, impecável.

Aos meus pais, Eliana e Alberto, e ao meu irmão Guilherme, os quais estiveram presentes durante toda a minha vida, agradeço pelo apoio, educação, cobrança e orientação. Jamais conseguirei expressar a gratidão por tudo que são e representam para mim.

Aos meus avós, tios, primos, sogros, cunhados e todos que fazem parte da minha família, tanto de sangue como de consideração. O apoio de todos vocês tem sido importantíssimo para meu desenvolvimento como ser humano.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Eduardo Aoun Tannuri, que desde a época da graduação tem sido um excelente tutor, além de uma referência para mim, por ser um profissional competente, com profundo conhecimento técnico e, acima de tudo, extremamente humilde. O fato de acreditar em meu potencial e confiar em meu trabalho é uma grande honra.

Ao Prof. Dr. Arturo Forner Cordero, que colaborou imensamente com a realização deste trabalho graças ao amplo conhecimento, pelas diversas sugestões ao longo do desenvolvimento e contribuições nas bancas de qualificação e de defesa. Ainda, aos colegas do Laboratório de Biomecatrônica, pela concessão do espaço e recursos para que pudesse desenvolver parte da minha pesquisa.

Ao Prof. Dr. Newton Maruyama, que contribuiu positivamente na banca de qualificação com críticas construtivas e pertinentes, possibilitando a melhoria deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira, que gentilmente aceitou o convite para participação na banca de defesa.

À empresa J. G. Moriya, em especial ao Eng. Juan Goro Moriya Moriya e à Eng. Karine Moriya, que gentilmente cederam parte significativa do meu horário de trabalho para que pudesse me dedicar às aulas e à pesquisa. Sem este suporte, a realização disto tudo não seria possível. Ainda, a meus colegas de trabalho, pelo apoio prestado.

Finalmente, à Escola Politécnica da USP e aos colegas, professores e funcionários, que me acompanharam ao longo da graduação, e alguns também durante o mestrado. Foi um prazer ter convivido por cerca de 8 anos com estas pessoas e um privilégio ter estudado numa escola de grande renome como a EPUSP.

"If I have seen further it is by standing on ye sholders of Giants"

Sir Isaac Newton

RESUMO

O seguinte trabalho visa o estudo, desenvolvimento e teste de um controlador de impedância genérico, que seja adequado para controle de exoesqueletos e outros sistemas robóticos, e que permita a utilização de um atuador de liga de memória de forma (SMA), entre outros tipos de atuador. Um segundo objetivo é avaliar a viabilidade da utilização de atuadores de SMA em aplicações de exoesqueletos para humanos, partindo dos resultados obtidos com o controlador e atuador propostos. Para atingir estas metas, foi projetado e construído um protótipo de exoesqueleto de membro inferior com um grau de liberdade, sendo que um atuador baseado em fios de liga de memória de forma foi utilizado. O algoritmo de controle de impedância foi desenvolvido e testes foram realizados – primeiro por meio de simulações e posteriormente em ensaios práticos com o protótipo. Os resultados experimentais confirmaram a expectativa indicada pelos resultados numéricos. Embora o controlador de impedância haja funcionado como se pretendia, o atuador deixou a desejar devido, sobretudo, à sua lentidão de resposta. O texto apresenta uma breve revisão teórica sobre controle de impedância, exoesqueletos biomecatrônicos e ligas de memória de forma. Ademais, detalha o modelo matemático do problema e o aparato experimental projetado para realizar os ensaios que serviram de base para a análise do problema. Após apresentação e discussão dos resultados, é feita uma análise da viabilidade de aplicação destes conceitos a exoesqueletos para uso em humanos, concluindo que ainda há desafios tecnológicos importantes a serem vencidos antes da implementação prática de exoesqueletos com atuadores de SMA; contudo, esta implementação não pode ser descartada. Detalhes construtivos e programas desenvolvidos para simulações e controle do protótipo são apresentados nos apêndices.

Palavras-chave: Biomecatrônica. Robótica. Exoesqueleto. Órtese. Controle de impedância. Ligas de memória de forma.

ABSTRACT

This work proposes the study, development and test of a generic impedance controller, which must be adequate to control exoskeletons as well as other robotic systems, and must allow the use of a shape memory alloy (SMA) actuator, among others kinds of actuation. A second objective is to evaluate if it is possible to use SMA actuators in exoskeletons for humans, taking into account the results obtained with the proposed controller and actuator. To achieve such goals, a one degree of freedom, lower limb exoskeleton prototype was designed and built, while an actuator based on SMA wires was used. The impedance control algorithm was developed and tests were made, first by means of simulations and later by tests on the prototype. Experimental data confirmed the expected results obtained by simulations. Although the impedance controller has worked as desired, the actuator did not meet the expectations, especially because of its slow response. The text brings a brief theoretical review about impedance control, biomechatronic exoskeletons and shape memory alloys. In addition, it details the mathematical model of the problem and the experimental apparatus, designed to the execution of tests which would serve as a foundation to the problem analysis. After the results are presented and discussed, the viability of use of the proposed concepts to SMA-actuated-exoskeletons is analyzed, concluding that there are still important technological challenges to be overcome before the practical implementation of exoskeletons with SMA actuators; however, this implementation cannot be discarded. Constructive details of the prototype and the programs developed to simulate and control it are presented in the appendixes.

Keywords: Biomechatronics. Robotics. Exoskeleton. Orthose. Impedance control. Shape memory alloys.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Diagrama de controlador de impedância (AGUIRRE-OLLINGER et al., 2007)...	8
Figura 2 – Exoesqueleto desenvolvido por Aguirre-Ollinger et al. (2007).....	10
Figura 3 – Exoesqueleto desenvolvido por Jardim (2009)	10
Figura 4 – Protótipo do <i>Walking Assist Device</i> , desenvolvido pela Honda	11
Figura 5 – Exoesqueleto <i>Hybrid Assistive Limb</i> (HAL), desenvolvido pela Cyberdyne.....	12
Figura 6 – Exoesqueleto POWERLOADER Light, desenvolvido pela Panasonic.....	12
Figura 7 – <i>Lokomat</i> , fabricado pela Hocoma	13
Figura 8 – Ciclo de aquecimento e resfriamento da liga de memória de forma	15
Figura 9 – Representação gráfica da transformação de fase	15
Figura 10 – Representação esquemática do protótipo desenvolvido	20
Figura 11 – Vistas em perspectiva do projeto em CAD	21
Figura 12 – Um dos possíveis arranjos de atuação no protótipo, com 4 fios	21
Figura 13 – Potenciômetro Alpha 16mm 10 k Ω	23
Figura 14 – Célula de carga PW4MC3/300G-1, da HBM.....	23
Figura 15 – Amplificador para células de carga Advantech ADAM-3016	24
Figura 16 – Detalhe da fixação da barra ao eixo, pela célula de carga	24
Figura 17 – Fonte de corrente para acionamento do atuador de SMA do protótipo.....	25
Figura 18 – Módulo de aquisição de dados NI USB-6008 (National Instruments)	26
Figura 19 – Sinal de 2 Hz gerado pelo Simulink e adquirido por um osciloscópio	27
Figura 20 – Protótipo montado	28
Figura 21 – Detalhe da fixação do fio de SMA na base fixa do protótipo.	28
Figura 22 – Detalhe da fixação do fio de SMA ao eixo móvel do protótipo.	29
Figura 23 – Detalhe da montagem da célula de carga.	29
Figura 24 – Detalhe da fixação do eixo à barra móvel e ao potenciômetro.	30
Figura 25 – Protótipo após realização de ensaio.....	31
Figura 26 – Modelo esquemático da planta.....	32
Figura 27 – Histerese da proporção de fases.....	37
Figura 28 – Analogia de um atuador de SMA com uma mola linear	38
Figura 29 – Modelo em Simulink do modelo matemático do sistema.....	40
Figura 30 – Detalhe do bloco “SMA Modelo Térmico”	40

Figura 31 – Detalhe do bloco “SMA Modelo Mecânico + Exoesqueleto e Humano”	40
Figura 32 – Comparação entre modelo matemático e resultado obtido no protótipo	41
Figura 33 – Referência de corrente: onda senoidal, 400 mA	43
Figura 34 – Referência de corrente: onda senoidal, 500 mA	43
Figura 35 – Referência de corrente: onda quadrada, 400 mA	44
Figura 36 – Referência de corrente: onda quadrada, 500 mA	44
Figura 37 – Referência de corrente: onda triangular, 400 mA	45
Figura 38 – Referência de corrente: onda triangular, 500 mA	45
Figura 39 – Modelo em Simulink utilizado para controle de posição do protótipo	47
Figura 40 – Detalhe do bloco “Planta (Protótipo)”	47
Figura 41 – Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,05$ Hz): corrente elétrica	48
Figura 42 – Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,05$ Hz): ângulos	48
Figura 43 – Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,10$ Hz): corrente elétrica	49
Figura 44 – Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,10$ Hz): ângulos	49
Figura 45 – Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,15$ Hz): corrente elétrica	50
Figura 46 – Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,15$ Hz): ângulos	50
Figura 47 – Modelo em Simulink para simulação do controlador de força	51
Figura 48 – Simulação do controlador de força ($f = 0,05$ Hz): corrente elétrica	52
Figura 49 – Simulação do controlador de força ($f = 0,05$ Hz): forças	53
Figura 50 – Simulação do controlador de força ($f = 0,10$ Hz): corrente elétrica	53
Figura 51 – Simulação do controlador de força ($f = 0,10$ Hz): forças	54
Figura 52 – Simulação do controlador de força ($f = 0,15$ Hz): corrente elétrica	54
Figura 53 – Simulação do controlador de força ($f = 0,15$ Hz): forças	55
Figura 54 – Diagrama de blocos do algoritmo de controle de impedância	55
Figura 55 – Modelo em Simulink para simulação do controlador de impedância	57
Figura 56 – Controle de impedância desligado: ângulos	58
Figura 57 – Controle de impedância desligado: torques	58
Figura 58 – Impedância desejada menor que a real: ângulos	59
Figura 59 – Impedância desejada menor que a real: torques	59
Figura 60 – Impedância desejada igual à real: ângulos	60
Figura 61 – Impedância desejada igual à real: torques	60
Figura 62 – Impedância desejada maior que a real: ângulos	61

Figura 63 – Impedância desejada maior que a real: torques.....	61
Figura 64 – Modelo em Simulink para controle de impedância no protótipo	62
Figura 65 – Resultados dos ensaios 1 e 2 (ângulos e impedâncias)	65
Figura 66 – Resultados dos ensaios 1 e 2	66
Figura 67 – Resultados dos ensaios 3 e 4	67
Figura 68 – Resultados dos ensaios 5 e 6	68
Figura 69 – Resultados dos ensaios 7 e 8	70
Figura 70 – Resultados dos ensaios 9 e 10	71
Figura 71 – Resultados dos ensaios 11 e 12	72
Figura 72 – Resultados dos ensaios 13, 14 e 15.....	73
Figura 73 – Modelo em Simulink utilizado para controle de posição do protótipo.....	88
Figura 74 – Detalhe do bloco “Planta (Protótipo)”	88
Figura 75 – Modelo em Simulink para simulação do controlador de força	90
Figura 76 – Modelo em Simulink para simulação do controlador de impedância	91
Figura 77 – Modelo em Simulink para controle de impedância no protótipo	93

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
DARPA	<i>Defense Advanced Research Projects Agency</i>
GDL	Grau de liberdade
HAL	<i>Hybrid Assistive Limb</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
SMA	<i>Shape Memory Alloy</i>
SME	<i>Shape Memory Effect</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
PLL	<i>POWERLOADER Light</i>

LISTA DE SÍMBOLOS ¹

$Z(s)$	Impedância, no domínio s
$\tau(s)$	Torque, no domínio s
$\theta(s)$	Ângulo, no domínio s
W	Watt
N	Newton
m	Metro
kg	Quilograma (10^3 g)
A_s	Temperatura característica do início da formação da fase austenítica
A_f	Temperatura característica do término da formação da fase austenítica
M_s	Temperatura característica do início da formação da fase martensítica
M_f	Temperatura característica do término da formação da fase martensítica
°C	Graus Celsius
ξ	Fração de martensita
T	Temperatura da liga de memória de forma
mm	Milímetro (10^{-3} m)
Hz	Hertz
s	Segundo
°	Grau
V	Volt
A	Ampère
Ω	Ohm
GHz	Giga Hertz (10^9 Hz)
J	Momento de inércia do sistema completo
$\ddot{\theta}$	Aceleração angular do sistema
B	Amortecimento da junta de rotação
$\dot{\theta}$	Velocidade angular do sistema
M	Massa móvel do sistema completo;
d	Distância entre o centro de massa do sistema e a junta de rotação
g	Aceleração da gravidade

¹ Organizados por ordem de aparição no texto.

θ	Posição angular do sistema
τ	Torque total aplicado ao sistema (pelo humano e pelo exoesqueleto)
K	Rigidez do sistema completo
Z_h	Admitância do membro humano
J_h	Momento de inércia do membro humano
B_h	Coefficiente de amortecimento da junta de rotação do membro humano
K_h	Rigidez da junta de rotação do membro humano
Z_{exo}	Impedância real do exoesqueleto
J_{exo}	Momento de inércia da barra móvel do exoesqueleto
B_{exo}	Coefficiente de amortecimento da junta de rotação do exoesqueleto
K_{exo}	Rigidez da junta de rotação do exoesqueleto
Z_d	Impedância desejada (virtual) do sistema em malha fechada
J_d	Momento de inércia desejado
B_d	Coefficiente de amortecimento desejado
K_d	Rigidez desejada
M_h	Massa do humano
M_{exo}	Massa do exoesqueleto
m	Massa do fio de SMA
c_p	Calor específico do fio de SMA
$\dot{T}$	Taxa de variação da temperatura do fio de SMA
R	Resistência elétrica do fio de SMA
i	Corrente elétrica que passa pelo fio de SMA
h	Coefficiente de troca de calor por convecção entre o fio e o ambiente
A_{fio}	Área da superfície do fio de SMA
T_{amb}	Temperatura ambiente longe do fio de SMA
ξ_M	Fração de martensita no início do aquecimento
ξ_A	Fração de martensita no início do resfriamento
σ_A	Tensão mecânica na fase austenítica
E_A	Módulo de elasticidade da fase austenítica
ϵ	Deformação do fio
Δl	Variação no comprimento do fio
l_0	Comprimento não deformado do fio (fase austenítica)

σ_M	Tensão mecânica na fase martensítica
E_M	Módulo de elasticidade da fase martensítica
ϵ_{MY}	Máxima deformação elástica da fase martensítica
l	Comprimento máximo do fio (fase martensítica)
x	Deslocamento do fio durante a contração
F_{SMA}	Força exercida pelo atuador de SMA
K_{SMA}	Coefficiente de rigidez do atuador de SMA (analogia da mola)
A_T	Área transversal do fio de SMA
s	Segundo
mA	Miliampère (10^{-3} A)
I_M	Corrente de acionamento no modelo matemático
I_{SMA}	Corrente de acionamento no protótipo
θ_M	Deslocamento angular no modelo matemático
θ_P	Deslocamento angular no protótipo
τ_h	Torque realizado pelo humano
τ_{exo}	Torque realizado pelo exoesqueleto
f	Frequência do sinal de referência
θ_{ref}	Ângulo de referência para o controlador de posição
t	Tempo
I_{ref}	Referência de quadrado da corrente do controlador
K_P	Ganho proporcional do controlador PID
K_I	Ganho integral do controlador PID
K_D	Ganho derivativo do controlador PID
F_{ref}	Referência para o controlador de força do atuador de SMA
$\widehat{Z}_e$	Impedância efetiva, estimada
$\widehat{Z}_r$	Impedância real, estimada
R_Z	Razão de impedâncias

SUMÁRIO

FALSA FOLHA DE ROSTO.....	I
FOLHA DE ROSTO	II
FICHA CATALOGRÁFICA	III
AGRADECIMENTOS.....	IV
EPÍGRAFE.....	VI
RESUMO.....	VII
ABSTRACT	VIII
LISTA DE FIGURAS	IX
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	XII
LISTA DE SÍMBOLOS	XIII
SUMÁRIO.....	XVI
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivo	2
1.2. Motivação	3
1.3. Metodologia	4
1.4. Organização do texto	5
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	7
2.1. Controle de impedância	7
2.2. Exoesqueletos biomecatrônicos	9
2.3. Ligas de memória de forma	13
2.3.1. Efeito memória de forma	14
2.3.2. Pseudo-elasticidade.....	16
2.3.3. Utilização de ligas de memória de forma como atuadores.....	16
3. APARATO EXPERIMENTAL.....	19
3.1. Sistema	19

3.2.	Projeto mecânico.....	20
3.3.	Sensoriamento.....	22
3.3.1.	Medição de posição.....	22
3.3.2.	Medição de torque.....	23
3.4.	Acionamento elétrico.....	25
3.5.	Controle do sistema.....	26
3.6.	Protótipo montado.....	27
3.7.	Descrição do experimento	30
4.	MODELAGEM MATEMÁTICA.....	32
4.1.	Modelo do sistema mecânico.....	32
4.1.1.	Modelo matemático	33
4.2.	Modelo do atuador de SMA.....	35
4.2.1.	Dinâmica da mudança de temperatura.....	35
4.2.2.	Transformação de fase	36
4.2.3.	Mudança das propriedades mecânicas	37
4.3.	Modelo matemático no Simulink.....	40
4.4.	Validação do modelo	42
4.4.1.	Referência de corrente: onda senoidal.....	42
4.4.2.	Referência de corrente: onda quadrada	44
4.4.3.	Referência de corrente: onda triangular	45
5.	CONTROLE.....	46
5.1.	Controle de posição do atuador de SMA.....	46
5.1.1.	Formulação	46
5.1.2.	Resultados experimentais.....	47
5.2.	Controle de força do atuador de SMA.....	51
5.2.1.	Formulação	51

5.2.2. Resultados em simulação	51
5.3. Controle de impedância	55
5.3.1. Formulação	56
5.3.2. Simulações preliminares	58
5.3.3. Resultados experimentais	62
6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	75
6.1. Desenvolvimentos futuros.....	76
7. CONCLUSÃO	78
REFERÊNCIAS	80
APÊNDICE A – CÓDIGOS FONTE DOS PROGRAMAS DESENVOLVIDOS.....	85
A.1. Transformação de fase de SMA.....	85
A.2. Controle de posição do atuador de SMA.....	87
A.3. Controle de força do atuador de SMA.....	89
A.4. Controle de impedância	90
APÊNDICE B – DESENHOS DE FABRICAÇÃO DO PROTÓTIPO	94

1. INTRODUÇÃO

Os exoesqueletos biomecatrônicos tem adquirido um espaço respeitável no atual cenário da engenharia robótica. Esta afirmação é confirmada pela expressiva presença de pesquisas relacionadas ao tema (AGUIRRE-OLINGER et al., 2007; ARAL et al., 2007; ARAUJO; TANNURI; FORNER-CORDERO, 2012; CROWELL III et al., 2011; CYBERDYNE, 2012; BERKELEY ROBOTICS & HUMAN ENGINEERING LABORATORY, 2012; EXOSKELETON, 2011; HONDA, 2012; THEY SHALL WALK, 2011; VINCENTIN, 2011), incluindo até mesmo implementações já em fase comercial, tais como o exoesqueleto para membros inferiores Ekso (EKSO, 2014), e o POWERLOADER Light (PLL), desenvolvido pela Panasonic (ACTIVE LINK CO., LTD., 2014) e que entra este ano em produção seriada (PANASONIC..., 2014).

Os primeiros estudos relacionados a exoesqueletos datam do final década de 1960, sendo que foram iniciados, quase que simultaneamente, nos Estados Unidos, em geral visando aplicações militares; e na antiga Iugoslávia, já com foco em reabilitação de pessoas com dificuldades físicas (DOLLAR e HERR, 2008).

Estes dispositivos, que poderiam ser descritos como órteses robóticas, vem sendo estudados em aplicações como reabilitação de pessoas com dificuldades motoras – causadas, por exemplo, por acidente vascular cerebral, lesões na medula espinhal, lesões cerebrais, etc. (EKSO, 2014) – e para aumento do desempenho de usuários, incluindo força e velocidade (BERKELEY ROBOTICS & HUMAN ENGINEERING LABORATORY, 2012; EXOSKELETON, 2011; HONDA, 2012; VINCENTIN, 2011). Como são utilizados em cooperação com humanos, os equipamentos devem ter seu controle preciso e seguro.

O controle de impedância se mostra útil quando há dois ou mais sistemas interagindo, visto que nestas situações os controles de posição ou de força, isoladamente, podem não ser satisfatório (KIM, et al., 2007), sendo necessário na realidade o controle da relação entre estas grandezas.

Visando a construção de exoesqueletos cada vez mais leves e versáteis, a busca por novos materiais é constante (DOLLAR e HERR, 2008). Neste contexto, surge a necessidade de inovações não só na estrutura mecânica do equipamento, mas também nos atuadores (RAPARELLI et al., 2002). Uma possível alternativa a atuadores comumente utilizados em robótica (tais como motores elétricos, sistemas pneumáticos e hidráulicos) seria a utilização de atuadores baseados em ligas de memória de forma (DE LAURENTIS et al., 2002).

As ligas de memória de forma, também conhecidas pelo termo correspondente em inglês, *Shape Memory Alloys*, ou pela sigla SMA, fazem parte de uma classe de materiais denominados materiais inteligentes (DE LAURENTIS et al., 2002). Estas ligas apresentam uma interessante propriedade, denominada “efeito memória de forma”, que as permitem recuperar uma forma previamente estabelecida, pela aplicação controlada de calor (ROMANO; TANNURI, 2009b). Com base neste efeito, é possível a construção de atuadores de SMA.

O controle deste tipo de atuador não é trivial, dadas as não linearidades presentes em sua dinâmica. Mesmo assim, este material vem sendo estudado para diversas aplicações, incluindo robóticas, devido à sua grande versatilidade e capacidade de miniaturização (LU et. al., 1997).

Tendo em mente as informações até aqui apresentadas, este trabalho discutirá a utilização de atuadores de SMA em exoesqueletos biomecatrônicos, contemplando a modelagem matemática e o controle destes atuadores, além de propor um algoritmo de controle de impedância para utilização em exoesqueletos e outros sistemas robóticos (independentemente do tipo de atuador). Em particular, será estudado um exoesqueleto para membro inferior, considerando o movimento de flexo-extensão do quadril.

1.1. Objetivo

Este trabalho tem dois objetivos principais. O primeiro dele consiste no estudo, desenvolvimento e teste de um controlador de impedância genérico, que seja adequado

para controle de exoesqueletos e outros sistemas robóticos, e que permita a utilização de um atuador de SMA, entre outros tipos de atuador. Depois de alcançado este objetivo, é necessário verificar a viabilidade da utilização de atuadores de SMA em aplicações de exoesqueletos para humanos.

1.2. Motivação

A ideia de controle de impedância pode ser aplicada na concepção de diversos dispositivos robóticos que envolvam interação entre o usuário e o robô, ou até mesmo entre mais elementos robóticos, como, por exemplo, o sistema robótico estudado por Wimböck et al. (2011), que conta com 2 braços robóticos humanoides (cada um com uma mão de 4 dedos independentes) que realizam tarefas de forma cooperativa. Para diversos casos, o controle de posição ou força, isoladamente, não é adequado (KIM, et al., 2007), mas sim a relação entre estas grandezas (BECCARI e STRAMIGIOLI, 2008). No contexto deste trabalho, a impedância seria a grandeza que relaciona a resistência que um membro apresenta quando a ele se tenta impor um movimento.

Um caso que ilustra o problema de se utilizar apenas controle de posição em robôs ocorre quando há um obstáculo imprevisto em sua trajetória (BECCARI e STRAMIGIOLI, 2008); não levando em consideração a força que ocorrerá quando o robô atingir o obstáculo, um controlador de posição detectaria um erro nesta grandeza e aumentaria a ação de controle, forçando os atuadores para que o efetuador voltasse à trajetória prevista. Por outro lado, utilizando um controle de força apenas, a posição do atuador estaria livre; no caso de um exoesqueleto, isto poderia fazer com que o dispositivo impusesse movimentos além do permitido pelas articulações do usuário, possibilitando a ocorrência de lesões.

Um exemplo prático da aplicação de controle de impedância, por vezes referida como impedância ativa, são os exoesqueletos (AGUIRRE-OLINGER et al., 2007; WANG et al., 2009). Estes equipamentos, normalmente utilizados por humanos, necessitam deste tipo de controle para que a interação entre o usuário e o equipamento ocorra de maneira suave e segura.

Este trabalho tem importância para a área biomecatrônica, pois propõe uma arquitetura de controle, genérica, adequada a aplicações com exoesqueletos. Como será evidenciado ao longo do texto, o controle proposto possibilita tanto a diminuição como o aumento (artificiais) da impedância de um membro humano pela atuação do sistema. A diminuição da impedância poderia ser útil para usuários com alguma deficiência motora, para que consigam uma melhora do tempo de resposta, velocidade e da força nos movimentos. Já o aumento da impedância seria conveniente para realização de exercícios físicos ou tratamentos de fisioterapia. Neste caso, foram utilizados sensores de posição e força para detecção dos movimentos.

Quanto ao atuador, a escolha da liga de memória de forma se mostra interessante devido à grande versatilidade que este material apresenta. Os atuadores podem ter as mais diversas formas, visto que o fio de SMA é flexível. Este tipo de material apresenta alta relação potência/peso, o que é também interessante na construção de exoesqueletos. Entretanto, ainda há dificuldades na utilização desta liga, em especial no controle dos movimentos, conforme será discutido nesta dissertação.

1.3. Metodologia

Para atingir os objetivos propostos, foi desenvolvida uma prova de conceito utilizando um protótipo de exoesqueleto de membro inferior com um grau de liberdade (GDL) e um atuador de liga de memória de forma, além do desenvolvimento de um algoritmo para controle de impedância. O intuito foi de elaborar os algoritmos de controle (controle de impedância e controle do atuador de SMA) e testá-los, inicialmente em simulações; após os resultados numéricos, partiu-se então para a implementação prática dos algoritmos no protótipo de exoesqueleto desenvolvido.

Após a escolha do tema e objetivos do trabalho, foi feita uma revisão bibliográfica, na qual as referências mais relevantes aos temas abordados neste trabalho foram levantadas e estudadas, as quais abrangem controle de impedância, controle de exoesqueletos e controle de atuadores de SMA.

A partir dos conhecimentos adquiridos durante a revisão bibliográfica, um algoritmo de controle de impedância foi desenvolvido, baseando-se principalmente nos trabalhos de Aguirre-Ollinger et al. (2007, 2009). Os fios de SMA também foram estudados, resultando num modelo matemático para realização de simulações e projeto do controlador deste atuador.

Em paralelo ao desenvolvimento teórico, foi projetado um protótipo em escala reduzida para estudar, experimentalmente, o sistema proposto.

Após a realização de simulações dos algoritmos de controle e da construção do protótipo, os testes práticos foram iniciados. Foram conduzidos 15 ensaios principais no protótipo, variando as condições de teste, para avaliação do desempenho do controle de impedância e do atuador de SMA.

Após o término das simulações e dos ensaios em protótipo, os dados obtidos foram analisados, visando então determinar a viabilidade do exoesqueleto aqui proposto. Os resultados são discutidos em sequência.

1.4. Organização do texto

Em sequência ao presente primeiro capítulo, o Capítulo 2 apresenta a revisão bibliográfica, com as referências mais relevantes utilizadas na elaboração de dissertação, e está dividido em três seções para abordar os principais tópicos aqui estudados: controle de impedância, exoesqueletos biomecatrônicos e ligas de memória de forma.

O Capítulo 3 descreve todo o aparato experimental utilizado para os ensaios da teoria desenvolvida, tanto para controle dos atuadores de SMA como para avaliação do controlador de impedância.

No Capítulo 4, o modelo matemático do protótipo é descrito em detalhes. Por conveniência, este capítulo foi dividido em quatro seções, sendo que as duas primeiras

abordam separadamente o modelo mecânico do protótipo e o modelo do atuador de SMA. Em seguida, o modelo matemático completo é implementado em computador para realização de simulações, às quais foram posteriormente confrontadas com resultados de ensaios no protótipo, com o propósito de validar o modelo obtido e da teoria desenvolvida. O estudo da teoria e a implementação numérica foram fundamentais para o projeto dos controladores e realização de ensaios práticos.

Os detalhes dos algoritmos de controle desenvolvidos e utilizados neste trabalho compõem o Capítulo 5, que foi dividido em três seções para tratar separadamente do controle de posição e controle de força do atuador de SMA, além do controle de impedância.

O Capítulo 6 discute os resultados teóricos e experimentais, indicando ainda possíveis caminhos para desenvolvimentos futuros.

Finalmente, o Capítulo 7 apresenta as considerações finais deste trabalho.

Após o término do texto, são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas para elaboração deste trabalho, organizadas adotando-se o sistema de chamada autor-data e formatadas de acordo com especificações da ABNT. Em sequência, os apêndices finalizam a obra, apresentando códigos-fonte dos programas desenvolvidos, desenhos de fabricação do protótipo.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo apresenta as referências bibliográficas mais relevantes utilizadas durante o desenvolvimento deste trabalho, e está dividido em três seções: controle de impedância, exoesqueletos biomecatrônicos e ligas de memórias de forma. A pesquisa por referências foi feita utilizando-se principalmente a base de dados *IEEE Xplore* e as seguintes palavras-chave para realização das buscas: *exoskeleton*, *impedance control*, *active impedance*, *shape memory alloy*. Alguns artigos foram encontrados ainda na base de dados *PubMed*, utilizando as mesmas palavras-chaves.

2.1. Controle de impedância

De acordo com Hogan (1985), impedância pode ser definida como um sistema que recebe como entrada um fluxo (por exemplo, movimento, corrente elétrica, vazão) e tem como saída um esforço (força, tensão elétrica, pressão, correspondentemente). De maneira inversa, define-se admitância como sendo um sistema que recebe esforço como entrada e tem um fluxo na saída. Na interação entre dois sistemas físicos, ambos devem sempre se complementar, ou seja, sendo um deles uma impedância, obrigatoriamente o outro será uma admitância.

No caso deste trabalho, a perna humana, adotada como membro utilizador do exoesqueleto, é considerada uma impedância, enquanto o exoesqueleto, uma admitância. Tomando ainda como referência a definição de Hogan, descrita no parágrafo anterior, neste texto será estipulada a seguinte convenção de impedância: um sistema que recebe como entrada um ângulo (movimento), e tem como saída um torque (esforço). Portanto, define-se a impedância, representada pela letra Z , conforme a formula abaixo (1):

$$Z(s) = \frac{\tau(s)}{\theta(s)} \quad (1)$$

Note que, apesar desta definição contrastar com a de alguns autores, por exemplo, Aguirre-Ollinger et al. (2007, 2009) e Beccari e Stramigioli (2008), os quais

convencionam a impedância mecânica como sendo a relação entre força (ou torque) e velocidade, para ambas as definições, os fatores que influenciam a impedância são aqueles relacionados ao sistema: massa (ou inércia), amortecimento e rigidez, uma vez que estes parâmetros determinam a interação estática e dinâmica entre os sistemas (KIM et al., 2007).

A utilização de controle de impedância para aplicações em que haja interação entre um dispositivo robótico e o ambiente à sua volta é interessante uma vez que controlar posição ou força isoladamente pode ser inadequado (KIM et al., 2007; JARDIM; SIQUEIRA, 2009). Com o controle de impedância, ambas as grandezas são utilizadas para realimentar o controlador, possibilitando, por exemplo, que um manipulador robótico consiga agarrar um objeto frágil sem quebrá-lo (HOGAN, 1987).

Aguirre-Ollinger et al. (2007) desenvolveram um exoesqueleto, para auxiliar o movimento de flexo-extensão do joelho, que conta com controle de impedância. Naquele trabalho, um sensor de torque foi utilizado para medir a interação entre o usuário e o exoesqueleto, e este sinal serviu de entrada para a malha de controle de impedância. A malha de controle utilizava, além do torque, realimentação da integral da posição, estimada por um observador de estados, e a atuação era controlada por um controlador tipo PID (um diagrama de blocos deste controlador é apresentado a seguir, na Figura 1). Os autores realizaram experimentos nos quais usuários deveriam elevar a perna até alcançar um alvo, em determinados ângulos. De acordo com a análise dos resultados, ficou comprovado que a redução artificial da impedância, pelo uso do controlador, levou a menores tempos para atingir os alvos. Naquele trabalho, o atuador utilizado é um motor elétrico de corrente contínua de 990 W e torque de 2 N.m.

Figura 1 – Diagrama de controlador de impedância (AGUIRRE-OLLINGER et al., 2007)

Jardim e Siqueira (2009) desenvolveram uma órtese ativa para o movimento de flexão do tornozelo que também conta com controle de impedância. Neste caso foi utilizado um atuador com elemento elástico em série (ou SEA, *Series Elastic Actuator*), baseado num motor de corrente contínua de 150 W e molas, montados num fusão. Pela combinação do uso deste tipo de atuador e o controle de impedância foi possível alcançar desempenho similar a sistemas biológicos.

Zhu e Barth (2005) desenvolveram um sistema pneumático com controle de impedância, no qual o intuito era controlar um atuador de dupla ação para que detectasse obstáculos em sua trajetória e, após o contato, mantivesse uma determinada força. O sistema proposto não necessitava de uma célula de carga, pois utilizava sinais de realimentação de aceleração para estimar a força, quando do contato com o obstáculo. Resultados experimentais indicaram bons resultados no seguimento de referências de pressão e posição, além da previsibilidade das forças de contato.

2.2. Exoesqueletos biomecatrônicos

No contexto deste trabalho, pode-se adotar a definição de exoesqueleto conforme descrito por Dollar et al. (2008): “sistemas antropomórficos que são ‘vestidos’ pelo usuário, ficando próximos a seu corpo e operando de acordo com os seus movimentos”. Ainda de acordo com aqueles autores, em geral os exoesqueletos tem a intenção de melhorar o desempenho do usuário.

Recentemente, empresas e universidades têm desenvolvido exoesqueletos, para utilização por humanos, em diversas aplicações, tais como: aumento da capacidade de força, fisioterapia e reabilitação, e até mesmo possibilitando que paráliticos ou pessoas com dificuldades motoras possam voltar a caminhar (EXOSKELETON, 2012; VICENTIN, 2011; THEY SHALL WALK, 2011).

Como citado na seção anterior, Aguirre-Ollinger et al. (2007), Jardim e Siqueira (2009) desenvolveram exoesqueletos com controle de impedância, visando reabilitação e aumento do desempenho dos usuários, e utilizando motores elétricos para realização

do acionamento. O aparato desenvolvido por Aguirre-Ollinger et al. (2007), para auxílio da flexo-extensão do joelho, é apresentado a seguir, na Figura 2.

Figura 2 – Exoesqueleto desenvolvido por Aguirre-Ollinger et al. (2007)

Já o protótipo construído por Jardim e Siqueira (2009) é mostrado abaixo na Figura 3, destacando a órtese para tornozelo e pé e o atuador com elemento elástico em série. Este dispositivo pesa 4,6 kg e possui sensores de pressão na sola do calçado (JARDIM, 2009).

Figura 3 – Exoesqueleto desenvolvido por Jardim (2009)

Outro exemplo de exoesqueleto biomecatrônico atualmente em fase de protótipo é o *Walking Assist Device*, projetado pela Honda (2012). Este dispositivo, apresentado na Figura 4, a seguir, tem massa de 6,5 kg, conta com dois motores elétricos e possui autonomia de duas horas de operação com as baterias totalmente carregadas. Seu objetivo é dar suporte ao peso do usuário, especialmente para tarefas que requeiram que o usuário fique agachado por longos períodos. O controle deste equipamento é feito pelo uso de sensores instalados nos calçados.

Figura 4 – Protótipo do *Walking Assist Device*, desenvolvido pela Honda

O *Hybrid Assistive Limb* (HAL), desenvolvido na Universidade de Tsukuba, Japão (CYBERDYNE, 2012), é um exoesqueleto para pernas e braços também com foco em aumento de força. Para realizar seu controle, o dispositivo conta com sensores de eletromiografia, os quais detectam impulsos elétricos emitidos pelo usuário, quando este movimentar seus músculos. O equipamento pesa 23 kg e oferece autonomia de 2 horas e 40 minutos. A Figura 5, a seguir, mostra quatro vistas do HAL, evidenciando a boa mobilidade que o usuário consegue obter e também o aumento de força.

Figura 5 – Exoesquelto *Hybrid Assistive Limb* (HAL), desenvolvido pela Cyberdyne

Já o POWERLOADER Light (PLL), desenvolvido pela Panasonic, chamou a atenção por se tornar o primeiro exoesqueleto a ser produzido em série, a partir de 2014 (PANASONIC..., 2014). Este equipamento possui sensores de força de 6 eixos nos pedais, os quais possibilitam seu acionamento de forma natural, pelo andar do usuário, e fornece um aumento de força da ordem de 400 N (ACTIVE LINK CO., LTD., 2014).

Figura 6 – Exoesqueleto POWERLOADER Light, desenvolvido pela Panasonic

Há também exoesqueletos voltados a aplicações militares, como, por exemplo, o *BLEEX*, o *ExoHiker* e o *ExoClimber* (BERKELEY, 2012). Em geral, as pesquisas nessa área são financiadas pela agência americana DAPRA (*Defense Advanced Research Projects Agency*).

Os exoesqueletos apresentados até agora possuem mobilidade, pois podem operar com baterias e foram projetados de forma compacta. Entretanto, há também exoesqueletos com menor mobilidade, geralmente utilizados para fins de reabilitação e fisioterapia, como, por exemplo, o *Lokomat*, fabricado pela empresa Hocoma (2012), mostrado na Figura 7.

Figura 7 – Lokomat, fabricado pela Hocoma

2.3. Ligas de memória de forma

As ligas de memória de forma, usualmente referenciadas pelo termo em inglês *Shape Memory Alloys* (SMA), são materiais que apresentam duas propriedades especiais, denominadas “efeito memória de forma” e “pseudo-elasticidade”. Embora várias ligas apresentem estas propriedades, a mais utilizada é a liga Níquel-Titânio (NiTi),

comercialmente conhecida como Nitinol (Introduction..., 2012). Estas propriedades fazem com que o material consiga recuperar uma forma anteriormente estabelecida no processo de fabricação, possibilitando, entre outras aplicações, a utilização da liga para montagem de atuadores.

2.3.1. Efeito memória de forma

O efeito memória de forma (*Shape Memory Effect* – SME) consiste na capacidade que o material tem de retomar uma forma previamente definida, mesmo após sofrer deformações expressivas (IKUTA et al., 1991). Esta propriedade ocorre devido à reversibilidade da transformação de estrutura cristalina do material, que depende quase que exclusivamente da temperatura da liga. Em temperatura mais baixa, a liga apresenta a fase martensítica, que é capaz de sofrer grandes deformações. Já quando em alta temperatura, a estrutura cristalina se altera para fase austenítica, que apresenta módulo de elasticidade maior em relação à fase martensítica.

A liga possui quatro temperaturas características, denominadas A_s , A_f , M_s e M_f , sendo M_f a mais baixa e A_f a mais alta (vide Figura 8, a seguir). Estas temperaturas (normalmente apresentadas em °C) dependem da liga, do processo de fabricação, e da carga aplicada (WU e WAYMAN, 1987; FILIP, 1995).

Partindo de uma temperatura baixa (menor que M_f) e aquecendo o material, a transformação da fase martensítica para a austenítica se inicia na temperatura A_s e finaliza na temperatura A_f . Já no resfriamento, a mudança da fase austenítica para a martensítica se inicia na temperatura M_s e finaliza na temperatura M_f . Como A_f é maior que M_s , e M_f é menor que A_s , o ciclo de aquecimento e resfriamento resulta em histerese, como pode ser visto na Figura 8.

Para auxiliar a representação da transformação, é definida a “fração de martensita”, representada pela letra grega ξ , que nada mais é que a porcentagem de estrutura martensítica em relação ao total do material. O gráfico da Figura 8 mostra a fração de martensita, ξ , em função da temperatura da liga de memória de forma, T , para

um ciclo completo de transformação – partindo de 100% de martensita, em $(M_f, 1)$, até 100% de austenita, em $(A_f, 0)$ e finalmente voltando para 100% de martensita.

Figura 8 – Ciclo de aquecimento e resfriamento da liga de memória de forma

A Figura 9 (adaptada de De Laurentis, 2002) mostra uma representação esquemática da transformação entre as fases martensítica e austenítica. O resfriamento da liga causa a mudança microscópica da fase austenítica para a martensítica; entretanto, macroscopicamente, não há alteração nas dimensões do material. Estando o material deformado na fase martensítica, quando houver aquecimento a estrutura se condensa para a formação de austenita, resultando na recuperação da forma original.

Figura 9 – Representação gráfica da transformação de fase

2.3.2. Pseudo-elasticidade

A pseudo-elasticidade, por vezes chamada de superelasticidade, é o fenômeno da alteração de estrutura cristalina sem que haja alteração na temperatura da liga. Supondo que a liga esteja numa temperatura superior à A_f , ou seja, apresentando apenas fase austenítica, a liga pode sofrer grandes deformações pela aplicação de determinada força. Entretanto, assim que a força deixa de ser aplicada, o material recupera sua forma original (embora esta recuperação possa apresentar histerese). Isso ocorre, pois a aplicação da força induz a formação da fase martensítica (sem mudança na temperatura) a fim de acomodar as deformações. Quando o carregamento deixa de existir, como a temperatura é mais alta que A_f , a fase martensítica se transforma novamente para austenítica e o metal retorna a sua forma original quase que instantaneamente, como se fosse uma mola (SANTORO; NICOLA; CANGIALOSI, 2001; PARULEKAR e REDDY, 2011).

2.3.3. Utilização de ligas de memória de forma como atuadores

Enquanto a propriedade de pseudo-elasticidade é conveniente, por exemplo, para fabricação de estruturas para óculos, que podem ser deformadas e recuperam sua forma quando soltas; bem como ortodontia e materiais para utilização em osteossíntese, que aceleram o tempo de recuperação do paciente (SANTORO; NICOLA; CANGIALOSI, 2001); o efeito memória de forma pode ser utilizado para construir atuadores com SMA. Por vezes, fios de SMA são referidos como “músculos artificiais” devido às semelhanças apresentadas entre os fios e os músculos dos animais.

Entre as vantagens de atuadores de SMA, pode-se citar: dimensões e peso reduzidos, alta relação potência/peso, baixo custo e flexibilidade para projeto. Todavia, este material apresenta alguns pontos negativos, tais como: deslocamentos relativamente pequenos (da ordem de 4% do comprimento do fio), dificuldade de controle devido a dinâmica não linear (histerese e saturação), baixa eficiência energética e resposta em frequência limitada (DE LAURENTIS et al., 2002). Ademais, o uso cíclico da liga leva a uma alteração nas temperaturas características, causando a chamada “fadiga funcional” (OTSUKA; WAYMAN, 1999).

Para citar um exemplo da aplicação de SMA em atuadores, Valenzuela et al. (2011) projetaram um robô bípede acionado por fios de SMA. Para mitigar o problema do lento processo térmico envolvido na atuação, em especial no resfriamento dos fios, em vez de utilizar um único fio de SMA por atuador, foi utilizado um feixe de fios de diâmetro menor, aumentando então a área para troca de calor e, conseqüentemente, a taxa de resfriamento. O robô alcançou forças de até 12 N por atuador. Embora haja pesquisas sobre robôs com este tipo de atuador (NISHIDA et al., 2006; TERAUCHI et al., 2006; URATA *et al.*, 2007; VALENZUELA et al., 2011; COLORADO et al., 2011), poucos trabalhos sobre exoesqueletos atuados por SMA foram encontrados (ARAL et al., 2007; ABOLFATHI, 2007; AMMAR et al., 2010).

O controle deste tipo de atuador não é trivial, uma vez que a dinâmica da transformação de fase é não linear, frequentemente necessitando de técnicas avançadas de controle, como, por exemplo, linearização de realimentação e controle por modos deslizantes (ROMANO; TANNURI, 2009b; IANAGUI; TANNURI, 2012).

Romano e Tannuri (2009b) construíram um atuador com um único fio de SMA resfriado por um elemento termoeletrico; utilizando um fio com diâmetro de 0,2 mm e um controlador de modos deslizantes para controle de posição, o protótipo alcançou uma largura de banda de 0,69 Hz. Em outro trabalho, os autores evoluíram a pesquisa para um atuador antagonico construído com dois fios de SMA. Utilizando a nova arquitetura, conseguiram ampliar a largura de banda para 1,14 Hz, chegando ainda à comprovação de que o controlador por modos deslizantes, naquele caso, possibilitou maior largura de banda em relação à utilização de controlador PID (ROMANO; TANNURI, 2009a).

Ianagui e Tannuri (2012) se basearam nos trabalhos de Romano e Tannuri (2009b; 2009a) e desenvolveram controle de força para o dispositivo com atuação antagonica baseada em fios de SMA. O controle de ângulo e torque foi feito tanto por linearização de realimentação (*feedback linearization*) como por modos deslizantes (*sliding mode control*), sendo que a última técnica apresentou resultados melhores que a

primeira. Os autores destacam ainda a robustez do controlador por modos deslizantes em relação a variações paramétricas da planta.

Grant e Hayward (1995; 2000) desenvolveram um atuador composto por 12 fios de SMA com controle de força, implementado por um controlador liga-desliga de dois estágios. Este controlador serviu de base para o desenvolvimento do controlador de força utilizado neste trabalho. Os resultados alcançados indicaram que o atuador conseguiu resposta rápida e precisa, com forças na faixa de $\pm 7,0$ N e tempos de subida da ordem de 75 N/s. Devido a escolha do controlador liga-desliga, foi observado ruído (ciclo limite), porém da ordem de 0,5% da referência.

3. APARATO EXPERIMENTAL

Tendo em mente que este trabalho seria desenvolvido valendo-se de uma prova de conceito, foi construído um protótipo em escala reduzida com os objetivos de realizar os ensaios necessários na avaliação do algoritmo de controle aqui desenvolvido, bem como averiguar a viabilidade da utilização de atuadores de SMA em exoesqueletos. Este capítulo descreve o projeto do aparato experimental e seu funcionamento, detalhando também o experimento planejado.

É importante ressaltar que, embora nesta dissertação seja proposto o desenvolvimento de um exoesqueleto para membro inferior, atuando no movimento de flexo-extensão do quadril, os conceitos aqui apresentados são genéricos e podem ser estendidos para outros membros e até outros sistemas robóticos que não exoesqueletos. Além disso, apesar de um atuador de SMA ter sido utilizado, o algoritmo de controle de impedância não depende diretamente do tipo de atuador, conforme será mostrado.

3.1. Sistema

O sistema utilizado para realização dos testes práticos deste trabalho possui as seguintes partes principais:

- o protótipo mecânico, ou seja, o exoesqueleto em si, além de uma massa para simular o membro do usuário;
- sensores para medição de posição e torque, bem como circuitos de condicionamento de sinais;
- o atuador de SMA;
- o circuito de acionamento do atuador (*driver* de potência);
- e um computador, para realizar o controle do protótipo e captura de dados via um módulo de aquisição de dados (conversor A/D e D/A); este módulo faz conversão analógico-digital, para captura de sinais da planta, e digital-analógico, para acionamento do atuador, e se conecta ao computador por uma porta USB.

3.2. Projeto mecânico

O protótipo consiste de um pêndulo, ligado a um eixo apoiado em dois mancais de rolamento, e o eixo ligado diretamente ao atuador de SMA. O pêndulo é composto por uma barra, conectada ao eixo por uma célula de carga, e possui também uma massa que pode ser fixada em 10 posições diferentes, tornando possível a alteração de seu momento de inércia conforme a necessidade de cada ensaio. O eixo, por sua vez, possui parafusos que permitem a fixação de até 4 fios de SMA, para montagem do atuador. No lado oposto ao eixo (lado esquerdo da Figura 10), há outro sistema para fixação dos fios de SMA, também com parafusos. Este sistema permitiria ainda a utilização de uma célula de carga para medir a força de tração realizada pelo atuador; no entanto, esta célula não foi utilizada durante este trabalho. Para medição de torque durante o uso do equipamento, foi utilizada uma célula de carga montada entre o eixo e a barra do pêndulo. Já para medição do ângulo do pêndulo, foi utilizado um potenciômetro, fixado à base e acoplado ao eixo no lado oposto à fixação do pêndulo. O protótipo é esquematizado abaixo, na Figura 10.

Figura 10 – Representação esquemática do protótipo desenvolvido

O projeto e desenhos de fabricação do protótipo mecânico foram feitos com auxílio do software Inventor 2012 (AUTODESK), e são apresentados em detalhes no Apêndice B. A seguir, na Figura 11, tem-se algumas vistas do protótipo em desenho 3D.

Figura 11 – Vistas em perspectiva do projeto em CAD

Neste modelo proposto, a barra e a massa representam a inércia do usuário, ao passo que o restante representa o exoesqueleto, acoplado ao atuador de SMA. Para a realização dos ensaios, foi necessário manipular a barra móvel, simulando os movimentos da perna, para então testar e avaliar o algoritmo de controle de impedância.

Conforme comentado, durante o projeto do protótipo e do circuito de acionamento, foi prevista a utilização de até 4 fios ligados eletricamente em paralelo. A ligação resultaria em 8 fios atuando, mecanicamente, em paralelo, como pode ser observado na Figura 12, abaixo:

Figura 12 – Um dos possíveis arranjos de atuação no protótipo, com 4 fios

Entretanto, decidiu-se posteriormente utilizar apenas um fio, uma vez que a utilização de mais fios aumentaria a complexidade do atuador (por exemplo, seria necessário um sistema de ajuste de tensão nos fios, para garantir que os 4 estivessem com a mesma pré-tensão aplicada). Possivelmente, a utilização de mais fios seria uma dificuldade adicional na avaliação do desempenho do atuador, portanto, foi decidido não abordar esta possibilidade neste trabalho. Por conta desta decisão, a massa ajustável também não pode ser utilizada, visto que apenas um fio não tem força suficiente para contribuir significativamente na sua movimentação. Portanto, a massa correspondente ao usuário ficou por conta apenas da barra móvel (0,120 kg).

Ainda em relação à configuração do atuador, optou-se pela não utilização de um atuador antagônico. Embora este tipo de acionamento conseguisse atuar nas duas direções do movimento, a presença de um fio de SMA para realização do movimento de abaixar a perna demandaria um aumento do esforço do usuário para erguer o membro, o que poderia prejudicar a redução de impedância proposta neste trabalho.

3.3. Sensoriamento

O exoesqueleto utilizado nos ensaios contou com dois sensores: um para medir a posição angular da barra móvel, e outro para medir a força que ocorre da interação do usuário com o exoesqueleto. Embora o protótipo estivesse preparado para utilização de um terceiro sensor, para medição da tração no atuador, este não foi implementado, sendo que os dois sensores citados inicialmente já são suficientes para o funcionamento do algoritmo de controle de impedância desenvolvido.

3.3.1. Medição de posição

Para realizar a medida da posição do exoesqueleto, foi utilizado um potenciômetro variação de ângulo de 300° , com resistência de $10\text{ k}\Omega$ ($\pm 10\%$) e alimentado por uma tensão de 5 V. O sinal deste potenciômetro é direcionado para o módulo AD/DA e utilizado pelo algoritmo de controle para determinação da posição angular da barra.

Figura 13 – Potenciômetro Alpha 16mm 10 k Ω

A calibração do ângulo foi realizada em dois pontos, pois o potenciômetro utilizado tem variação linear de resistência. Os pontos escolhidos foram as posições vertical (0°) e horizontal (90°), sendo que a convenção de sinal do ângulo segue o esquema apresentado mais adiante, na Figura 26.

3.3.2. Medição de torque

A medição de torque foi feita utilizando-se uma célula de carga fabricada pela HBM, modelo PW4MC3/300G-1, apresentada na Figura 14, a seguir. Esta célula de carga mede forças de até aproximadamente 3,0 N.

Figura 14 – Célula de carga PW4MC3/300G-1, da HBM

Para alimentação e amplificação do sinal da célula de carga foi utilizado o condicionador de sinais modelo ADAM-3016, fabricado pela Advantech (mostrada na Figura 15). A saída do amplificador é conectada ao módulo AD/DA e utilizado pelo algoritmo para aferição da força exercida na barra, possibilitando a medição do torque.

Figura 15 – Amplificador para células de carga Advantech ADAM-3016

Semelhantemente ao procedimento utilizado para calibração do sensor de posição angular, a calibração da célula utilizou dois pontos de referência, visto que o sinal de força medido por este sensor também é linear. Adotando-se as mesmas posições, vertical e horizontal, e considerando o peso da barra e o, de 0,120 kg, foi possível ajustar o algoritmo para medição da força na célula de carga.

A célula de carga é instalada entre a barra móvel do exoesqueleto e o eixo conectado ao atuador, conforme detalhe mostrado a seguir, na Figura 16, e define a interface entre o exoesqueleto e o usuário, neste modelo.

Figura 16 – Detalhe da fixação da barra ao eixo, pela célula de carga

3.4. Acionamento elétrico

A contração do atuador ocorre pela passagem de corrente elétrica pelos fios, que gera calor graças ao efeito Joule. Desta forma, o acionamento do atuador de SMA é feito por um circuito que implementa uma fonte de corrente. A relação entre saída e entrada é de 1 A/V. A vantagem de se utilizar uma fonte de corrente é que a saída não depende da resistência da carga, possibilitando diversas possibilidades de acionadores de SMA. O esquema elétrico da parte principal deste circuito, projetado especificamente para esta aplicação, é apresentado abaixo, na Figura 17. O esquema eletrônico elaborado com o software DipTrace (NOVARM).

Figura 17 – Fonte de corrente para acionamento do atuador de SMA do protótipo

Para alimentar o circuito de acionamento, é utilizada uma fonte de 120 W (18,5 V e 6,5 A). O amplificador operacional (TS9211N), bem como o potenciômetro para medição do ângulo do pêndulo, são alimentados por uma tensão de 5 V, obtida a partir dos 18,5 V da fonte pela utilização de um regulador linear (LM7805). Já o atuador é alimentado por uma corrente que pode chegar até 4 A, dependendo do comprimento e número de fios.

O resfriamento do atuador é feito de forma passiva, por convecção natural. Entretanto, este tipo de resfriamento compromete a largura de banda do atuador. Para

e elevar a frequência máxima de operação do atuador, seria necessária a utilização de algum meio de resfriamento forçado, tal como uso de ventoinhas ou placas termoelétricas (ROMANO; TANNURI, 2009b).

3.5. Controle do sistema

O controle do protótipo é realizado por um programa desenvolvido em Simulink, MATLAB R2010b (MATHWORKS) e por um módulo de aquisição de dados NI USB-6008 fabricado pela National Instruments (mostrado na Figura 18). O módulo possui 8 entradas e 2 saídas analógicas, além de 12 portas de entrada e saída digital. Para este trabalho, uma das saídas analógicas é utilizada para gerar a tensão de referência no circuito de acionamento e, conseqüentemente, controlar a corrente elétrica que circula pelo atuador. Além da saída, três entradas analógicas são usadas para medir: tensão de referência, tensão no resistor *shunt* do circuito (R3, de 1 Ω , para medição de corrente) e tensão no potenciômetro do protótipo (medição do ângulo do pêndulo).

Figura 18 – Módulo de aquisição de dados NI USB-6008 (National Instruments)

Como é necessário se obter processamento em tempo real para controlar o exoesqueleto, e este módulo de aquisição de dados não possui suporte às ferramentas de processamento em tempo real do MATLAB (Real-Time Workshop e xPC Target), foi utilizada a biblioteca RT Blockset desenvolvida por Daga (2012). Esta biblioteca faz com que o modelo do Simulink avance cada passo de execução do programa apenas após determinado intervalo de amostragem ter decorrido, resultando em uma execução aproximadamente em tempo real. Utilizando um computador portátil com processador

Intel Core 2 Duo T5900 com velocidade de processamento de 2.2 GHz, o sistema de controle (computador e módulo de aquisição) alcançou uma taxa de amostragem máxima de 80 Hz. Evidentemente, como o computador está sendo gerenciado por um sistema operacional (neste caso, Windows XP Professional com SP3), o programa em Simulink não consegue controlar totalmente o uso do processador, resultando numa pequena variação em cada período de amostragem (*jitter*); todavia, esta variação não trouxe prejuízos sensíveis a esta aplicação, já que a frequência dos movimentos realizados é significativamente mais baixa que a frequência de amostragem. A Figura 19 mostra um sinal senoidal de 4 V pico a pico, com frequência de 2 Hz, gerado pelo Simulink e captado por um osciloscópio DSO Nano v2 (SEED, 2012). Os cursores de tempo do osciloscópio foram utilizados para comprovar a frequência do sinal gerado pelo Simulink (período de oscilação de 500ms, portanto, frequência de 2 Hz).

Figura 19 – Sinal de 2 Hz gerado pelo Simulink e adquirido por um osciloscópio

3.6. Protótipo montado

A seguir são apresentadas algumas imagens do protótipo montado e os componentes associados. Como foi antecipado, nesta montagem foi utilizado apenas um fio de SMA para implementação do atuador, e uma única célula de carga montada junto à barra, formando o pêndulo.

Figura 20 – Protótipo montado

Figura 21 – Detalhe da fixação do fio de SMA na base fixa do protótipo.

Figura 22 – Detalhe da fixação do fio de SMA ao eixo móvel do protótipo.

Figura 23 – Detalhe da montagem da célula de carga.

Figura 24 – Detalhe da fixação do eixo à barra móvel e ao potenciômetro.

3.7. Descrição do experimento

A realização dos ensaios no protótipo foi baseada no método utilizado por Aguirre-Ollinger et al. (2007, 2009). Entretanto, enquanto aqueles autores desenvolveram um sistema no qual o usuário do exoesqueleto deveria mover a perna até alcançar um determinado ângulo (visualizado numa tela de computador) no menor tempo possível, neste trabalho o experimento realizado consiste na manipulação do protótipo na tentativa de seguir uma trajetória (de ângulo) senoidal, que é dinamicamente apresentada também numa tela de computador. O autor foi o único a realizar a manipulação durante os ensaios realizados. A aplicação de força no protótipo foi feita pelo ponto indicado na Figura 25, de forma tangencial ao eixo. O movimento de erguer o pêndulo ocorre no sentido anti-horário. A Figura 25 mostra também a configuração do ensaio. Na tela, é apresentado gráfico gerado pelo Simulink, indicando em verde a trajetória teórica, e em amarelo o ângulo efetivo da barra.

Figura 25 – Protótipo após realização de ensaio

4. MODELAGEM MATEMÁTICA

Neste capítulo é apresentado o modelo matemático do sistema proposto, que pode ser dividido em dois subsistemas principais, considerando o atuador como uma dinâmica à parte:

- o sistema mecânico, que consiste da estrutura simbólica do exoesqueleto e a perna do humano que o utiliza;
- o atuador de SMA, que compreende os fios de SMA e o circuito de potência para fornecer a corrente elétrica necessária para o funcionamento.

4.1. Modelo do sistema mecânico

O sistema mecânico representa tanto o exoesqueleto como o humano. A Figura 26 mostra de maneira esquemática a planta estudada neste trabalho, que representa uma perna rígida com um grau de liberdade, referente ao movimento de flexão e extensão do quadril. O exoesqueleto, que atua em paralelo com o membro, tem representação análoga, variando-se apenas os valores dos parâmetros. Tanto a perna do usuário como a estrutura móvel do exoesqueleto foram modeladas como sendo pêndulos simples. Admite-se que o exoesqueleto está rigidamente conectado ao usuário; desta forma, a velocidade angular de ambos é idêntica.

Figura 26 – Modelo esquemático da planta

4.1.1. Modelo matemático

Pela lei de conservação do momento angular, a dinâmica do sistema completo (humano e exoesqueleto) é dada pela Equação (2), a seguir:

$$J.\ddot{\theta} + B.\dot{\theta} + M.d.g.\sin(\theta) = \tau \quad (2)$$

onde:

- J : momento de inércia do sistema completo;
- $\ddot{\theta} = d^2\theta/dt^2$: aceleração angular do sistema;
- B : amortecimento da junta de rotação (assumido como linear);
- $\dot{\theta} = d\theta/dt$: velocidade angular do sistema;
- M : massa móvel do sistema completo;
- d : distância entre o centro de massa do sistema e a junta de rotação;
- g : aceleração da gravidade;
- θ : posição angular do sistema;
- τ : torque total aplicado ao sistema (pelo humano e pelo exoesqueleto).

Para simplificar a modelagem da planta, será utilizado o modelo linearizado em torno de $\theta=0$, portanto $\sin(\theta) \cong \theta$, resultando na seguinte Função de Transferência (3). Note que, supondo que o ângulo do exoesqueleto varie de 0 a 40°, a linearização da função seno traz um erro máximo inferior a 9%, o qual será compensado pelo controlador.

$$\frac{\theta(s)}{\tau(s)} = \frac{1}{J.s^2 + B.s + K} \quad (3)$$

onde:

- $K = M.d.g$: rigidez do sistema completo.

Há 4 conjuntos de parâmetros a serem considerados. O sistema *completo* consiste da perna humana e do exoesqueleto, com os parâmetros (J , B , K) já mostrados anteriormente. Evidentemente, há os parâmetros dos sistemas *humano* e *exoesqueleto*,

considerados isoladamente, que são análogos à representação esquemática da Figura 26 e, neste trabalho, denotados pelos subscritos h e exo , respectivamente, conforme Equações (4) e (5), abaixo. Por fim, há os parâmetros desejados (subscrito d), que estão presentes no controlador e representam a impedância desejada para o sistema em malha fechada, conforme Equação (6).

$$Z_h = J_h \cdot s^2 + B_h \cdot s + K_h \quad (4)$$

$$Z_{exo} = J_{exo} \cdot s^2 + B_{exo} \cdot s + K_{exo} \quad (5)$$

$$Z_d = J_d \cdot s^2 + B_d \cdot s + K_d \quad (6)$$

Algumas relações importantes entre a planta *completa* e as plantas *humano* e *exoesqueleto* são listadas a seguir:

- $J = J_h + J_{exo}$;
- $B = B_h + B_{exo}$;
- $K = K_h + K_{exo}$;
- $M = M_h + M_{exo}$.

Os parâmetros desejados devem ser selecionados de acordo com a aplicação, podendo ser maiores, iguais ou menores que os equivalentes no humano. Selecionando maiores, o exoesqueleto atuará no sentido oposto ao do movimento do humano, o que pode ser útil para exercícios de fisioterapia, por exemplo; selecionando iguais, o exoesqueleto atua apenas para neutralizar sua impedância; selecionando menores, o exoesqueleto atua em conjunto com o usuário para proporcionar um aumento de força e melhoria no desempenho. É importante ainda destacar que a impedância desejada, Z_d , não corresponde a um sistema físico, mas sim a uma impedância virtual, que faz parte da formulação do controlador e que modifica seu comportamento, causando ao usuário a sensação de alteração na impedância do membro.

4.2. Modelo do atuador de SMA

O atuador que utilizado no protótipo é formado por apenas um fio de SMA, com espessura de 0,2 mm, fabricado pela Dynalloy. A contração do atuador ocorre pela passagem de corrente elétrica, que gera calor graças ao efeito Joule. O resfriamento do fio, que causa o movimento no sentido oposto, ocorre por convecção natural.

O modelo matemático do atuador utilizado neste trabalho foi elaborado com base nos modelos para a dinâmica não linear de SMA obtidos por Ikuta et al. (1991), Grant et al. (1997), Elahinia e Ashrafiuon (2002), Hoder et al. (2003), Dutta e Ghorbel (2005) e Romano e Tannuri (2009b).

Devido à alta complexidade, o modelo dinâmico do atuador será dividido em três partes: dinâmica da mudança de temperatura; transformação de fase; e mudança das propriedades mecânicas.

4.2.1. Dinâmica da mudança de temperatura

A mudança de temperatura no fio de SMA é regida pela equação de transferência de calor mostrada na Equação (7), abaixo:

$$m \cdot c_p \cdot \dot{T} = R \cdot i^2 - h \cdot A_{fio} \cdot (T - T_{amb}) \quad (7)$$

onde:

- m : massa do fio de SMA;
- c_p : calor específico do fio de SMA;
- $\dot{T} = dT/dt$: taxa de variação da temperatura do fio de SMA;
- R : resistência elétrica do fio de SMA;
- i : corrente elétrica que passa pelo fio de SMA;
- h : coeficiente de troca de calor por convecção entre o fio e o ambiente;
- A_{fio} : área da superfície do fio de SMA;
- T : temperatura do fio de SMA;

- T_{amb} : temperatura ambiente longe do fio de SMA.

4.2.2. Transformação de fase

A próxima relação a ser mostrada modela a transformação de estrutura cristalina entre martensita e austenita, sendo que esta transformação depende diretamente da temperatura do material (depende também da carga aplicada; porém, para esta modelagem, pode-se considerar que não há carga). A fração de martensita é denotada pela letra grega ξ . Uma vez que $\xi = 0$ representa uma liga puramente austenítica e $\xi = 1$, puramente martensítica, evidentemente, $0 \leq \xi \leq 1$. A equação da transformação de fase durante o aquecimento é diferente da equação durante o resfriamento, resultado da histerese apresentada por esta transformação. De acordo com Ikuta et al. (1991), a equação da transformação de fases em função da temperatura é dada pela Equação (8):

$$\xi = \begin{cases} \frac{\xi_M}{1 + e^{\left[\frac{6,2}{A_f - A_s} \left(T - \frac{A_s + A_f}{2}\right)\right]}} & ; \text{ no aquecimento} \\ \frac{1 - \xi_A}{1 + e^{\left[\frac{6,2}{M_s - M_f} \left(T - \frac{M_s + M_f}{2}\right)\right]}} + \xi_A & ; \text{ no resfriamento} \end{cases} \quad (8)$$

onde:

- ξ_M : fração de martensita no início do aquecimento;
- A_f : temperatura final da transformação austenítica;
- A_s : temperatura inicial da transformação austenítica;
- ξ_A : fração de martensita no início do resfriamento;
- M_f : temperatura final da transformação martensítica;
- M_s : temperatura inicial da transformação martensítica.

A Figura 27 a seguir, mostra o comportamento da fração de martensita, ξ , em função da temperatura, T , evidenciando a histerese.

Figura 27 – Histerese da proporção de fases

4.2.3. Mudança das propriedades mecânicas

Em seguida, observa-se que as propriedades mecânicas da liga estão relacionadas com a fração de martensita ξ . Também de acordo com Ikuta et al. (1991), para $\xi = 0$ (100% de austenita) tem-se a relação mostrada na Equação (9):

$$\sigma_A = E_A \cdot \epsilon \quad (9)$$

onde:

- σ_A : tensão mecânica na fase austenítica;
- E_A : módulo de elasticidade da fase austenítica;
- $\epsilon = \Delta l / l_0$: deformação do fio.

Já quando $\xi = 1$ (100% de martensita), a relação entre tensão e deformação é dada pela Equação (10):

$$\sigma_M = \begin{cases} E_M \cdot \epsilon & ; \quad |\epsilon| \leq |\epsilon_{MY}| \\ E_M \cdot \epsilon_{MY} & ; \quad |\epsilon| > |\epsilon_{MY}| \end{cases} \quad (10)$$

onde:

- σ_M : tensão mecânica na fase martensítica;
- E_M : módulo de elasticidade da fase martensítica;
- ϵ_{MY} : máxima deformação elástica da fase martensítica.

Num caso genérico, no qual $0 < \xi < 1$, a relação entre tensão e deformação é a soma ponderada das tensões de cada fase. Partindo da Equação (11), chega-se ao resultado apresentado na Equação (12):

$$\sigma = \xi \cdot \sigma_M + (1 - \xi) \cdot \sigma_A \quad (11)$$

$$\Rightarrow \epsilon = \begin{cases} \frac{\sigma}{\xi \cdot E_M + (1 - \xi) \cdot E_A} & ; \quad |\epsilon| \leq |\epsilon_{MY}| \\ \frac{\sigma - \xi \cdot E_M \cdot \epsilon_{MY}}{(1 - \xi) \cdot E_A} & ; \quad |\epsilon| > |\epsilon_{MY}| \end{cases} \quad (12)$$

Com as propriedades mecânicas definidas, pode-se então analisar a dinâmica do atuador. Para tanto, será utilizada a seguinte analogia com uma mola linear, conforme mostrado na Figura 28 (ROMANO; TANNURI, 2009b).

Figura 28 – Analogia de um atuador de SMA com uma mola linear

Desta analogia, obtém-se a Equação (12):

$$F_{SMA} = K_{SMA} \cdot \Delta l = K_{SMA} \cdot (0,04 \cdot l - x) \quad (13)$$

onde:

- F_{SMA} : força exercida pelo atuador de SMA;
- K_{SMA} : coeficiente de rigidez do atuador de SMA (analogia da mola);

- l : comprimento máximo do fio (deformado, na fase martensítica);
- x : deslocamento do fio durante a contração;
- Δl : variação do comprimento do fio;
- l_0 : comprimento não deformado do fio (fase austenítica).

Utilizando os resultados das Equações (11), (12) e (13), assumindo deformação elástica ($|\epsilon| \leq |\epsilon_{MY}|$), chega-se às relações, mostradas nas Equações (14) e (15):

$$\sigma = [\xi \cdot E_M + (1 - \xi) \cdot E_A] \cdot \epsilon \quad (14)$$

$$\Rightarrow \frac{F_{SMA}}{A_T} = [\xi \cdot E_M + (1 - \xi) \cdot E_A] \cdot \frac{\Delta l}{l_0} \quad (15)$$

onde A_T é a área transversal do fio.

Pode-se assumir que a fase martensítica apresentará comportamento puramente plástico, pois sua rigidez é desprezível em relação à da fase austenítica ($E_M/E_A \ll 1$). Assim, obtém-se o coeficiente de rigidez para a mola da analogia, mostrado na Equação (16):

$$\xrightarrow{E_M/E_A \ll 1} K_{SMA} \cong [(1 - \xi) \cdot E_A] \cdot \frac{A_T}{l_0} \quad (16)$$

Finalmente, pela Equação (17) tem-se que a força no atuador de SMA é dada pela fórmula apresentada na Equação (18):

$$F_{SMA} \cong K_{SMA} \cdot (0,04 \cdot l - x) \quad (17)$$

$$\therefore F_{SMA} \cong [(1 - \xi) \cdot E_A] \cdot \frac{A_T}{l_0} \cdot (0,04 \cdot l - x) \quad (18)$$

4.3. Modelo matemático no Simulink

O modelo matemático do sistema em malha aberta é apresentado abaixo na Figura 29. Os detalhes dos blocos “SMA Modelo Térmico” e “SMA Modelo Mecânico + Exoesqueleto e Humano” são apresentados nas Figuras Figura 30 e Figura 31. O bloco “SMA Modelo de Transformação de Fase” contém um código customizado (apresentado no Apêndice A.1), devido à complexidade das equações envolvidas na transformação de fase.

Figura 29 – Modelo em Simulink do modelo matemático do sistema

Figura 30 – Detalhe do bloco “SMA Modelo Térmico”

Figura 31 – Detalhe do bloco “SMA Modelo Mecânico + Exoesqueleto e Humano”

Embora seja possível obter ou calcular a maioria dos parâmetros do modelo, alguns são desconhecidos ou apresentam uma variação significativa, como é o caso das temperaturas características, A_s , A_f , M_s , M_f e do coeficiente de troca de calor por convecção, h . Visando a estimativa destes, foram conduzidas simulações do modelo matemático em paralelo como testes no protótipo. Utilizou-se uma curva de referência (quadrado da corrente) triangular com período de 300 s. Como esta referência passa por um bloco que extrai a raiz quadrada do sinal, a corrente que efetivamente passa pelo atuador adquire a forma apresentada na Figura 32, a seguir, com pico de 600 mA. Porém, como a variação da referência é lenta em relação à constante de tempo da função de transferência térmica do SMA e o aquecimento depende do quadrado da corrente (sinal triangular), o resultado da passagem da corrente é uma variação quase linear da temperatura do fio, tanto na subida como na descida. Desta forma, a obtenção das temperaturas características é facilitada, embora não seja possível medir a temperatura real no interior do fio de SMA. Romano e Tannuri (2009b) utilizaram ensaio similar para estimativa dos parâmetros desconhecidos da planta. O gráfico da na Figura 32 apresenta quatro curvas, sendo I_M a corrente de acionamento no modelo matemático, I_{SMA} a corrente de acionamento medida no protótipo, θ_M o deslocamento angular no modelo matemático e θ_P o deslocamento angular medido no protótipo.

Figura 32 – Comparação entre modelo matemático e resultado obtido no protótipo

Os parâmetros desconhecidos foram estimados por tentativa e erro. Após algumas iterações, os seguintes parâmetros foram escolhidos:

- $A_s = 55^{\circ}\text{C}$
- $A_f = 90^{\circ}\text{C}$
- $M_s = 75^{\circ}\text{C}$
- $M_f = 15^{\circ}\text{C}$
- $h = 135 \text{ W}/(\text{m}^2.\text{C})$

Em seguida, uma série de testes foi conduzida a fim de avaliar qualitativamente o modelo matemático em comparação com o protótipo, como será detalhado.

4.4. Validação do modelo

Para realizar a validação do modelo matemático da planta, três conjuntos de ensaios foram feitos, com sinais de referência senoidal, triangular e quadrado. Em cada conjunto de ensaios, foram considerados dois casos de corrente elétrica máxima: 400 mA e 500 mA. Os resultados são apresentados por gráficos, nos quais foi adotada a seguinte nomenclatura:

- I_M : corrente pelo atuador, no modelo matemático;
- I_{SMA} : corrente pelo atuador, no protótipo;
- θ_M : ângulo do exoesqueleto, no modelo matemático;
- θ_P : ângulo do exoesqueleto, no protótipo;

Os ensaios realizados com o protótipo comprovaram a validade do modelo, apesar de haver algumas diferenças nas curvas de ângulo do modelo e do protótipo. Desta forma, tem-se um modelo razoável para realização de simulações, contudo, ele não substitui os testes em protótipo.

4.4.1. Referência de corrente: onda senoidal

A Figura 33 apresenta o resultado do ensaio do modelo matemático em comparação com a planta, tendo como sinal de referência uma onda senoidal com

período de 10 s e amplitude máxima de 400^2 mA^2 (note que o sinal de referência passa por um bloco que extrai sua raiz quadrada, resultando na corrente máxima de acionamento de 400 mA). Em seguida, a Figura 34 mostra os resultados alterando-se a amplitude máxima do sinal de referência para 500^2 mA^2 .

Figura 33 – Referência de corrente: onda senoidal, 400 mA

Figura 34 – Referência de corrente: onda senoidal, 500 mA

4.4.2. Referência de corrente: onda quadrada

Neste segundo conjunto de ensaios, o sinal de referência utilizado foi uma onda quadrada com período de 2π . Novamente, as amplitudes máximas de corrente foram de 400 mA e 500 mA, conforme apresentado na Figura 35 e na Figura 36, respectivamente.

Figura 35 – Referência de corrente: onda quadrada, 400 mA

Figura 36 – Referência de corrente: onda quadrada, 500 mA

4.4.3. Referência de corrente: onda triangular

No último conjunto de ensaios realizados, o sinal de referência utilizado foi uma onda triangular assimétrica, também com período de 2π . Como nos casos anteriores, as amplitudes máximas de corrente foram de 400 mA e 500 mA, conforme mostrado na e na Figura 37 e na Figura 38, respectivamente.

Figura 37 - Referência de corrente: onda triangular, 400 mA

Figura 38 - Referência de corrente: onda triangular, 500 mA

5. CONTROLE

Este capítulo discute as técnicas de controle abordadas neste trabalho. Como dito anteriormente, tem-se o algoritmo de controle de impedância, utilizado no controle dos movimentos do exoesqueleto de maneira global. Além deste controlador, é necessário realizar o controle do atuador do exoesqueleto.

5.1. Controle de posição do atuador de SMA

O controle de posição do atuador foi implementado com a finalidade de avaliar o desempenho do protótipo construído, principalmente em termos de desempenho dinâmico (tempo de acionamento e de resfriamento do fio, resultando na largura de banda máxima; amplitude máxima de movimento).

5.1.1. Formulação

Para fazer a avaliação do protótipo em malha fechada, foi escolhido utilizar um controlador PID. A escolha se deu devido à facilidade de implementação e ajuste deste tipo de controlador, uma vez que o objetivo principal desta avaliação foi verificar o funcionamento do protótipo, e não propriamente seu controle preciso. A Figura 39 apresenta o modelo em Simulink utilizado para o controle de posição do protótipo.

Conforme feito anteriormente, foi utilizado um bloco que extrai a raiz quadrada do sinal de referência. Uma vez que a temperatura do fio depende do quadrado da corrente, a utilização deste bloco elimina uma das não linearidades da planta. A realimentação de posição necessita de um ajuste de ganho e *offset*, visto que este sinal é obtido de um potenciômetro instalado no protótipo.

Figura 39 – Modelo em Simulink utilizado para controle de posição do protótipo

A Figura 40 mostra o modelo interno do bloco “Planta (Protótipo)”, destacando os blocos que fazem a interface com o módulo de aquisição de dados NI USB-6008.

Figura 40 – Detalhe do bloco “Planta (Protótipo)”

5.1.2. Resultados experimentais

Para realização dos ensaios em malha fechada, o controlador PID utilizou como sinal de referência uma variação senoidal da posição, conforme mostrado na Equação (19), e três casos com frequências: $f = 0,05$ Hz, $f = 0,10$ Hz e $f = 0,15$ Hz.

$$\theta_{ref} = \frac{0,1}{2} \cdot \left[1 + \sin \left(2 \cdot \pi \cdot f \cdot t + \frac{3 \cdot \pi}{2} \right) \right] \quad (19)$$

O controlador PID foi ajustado por tentativa e erro. Os valores dos ganhos utilizado nas simulações que serão mostradas são listados a seguir: ganho proporcional $K_p = 50$, ganho integrativo $K_i = 2$ e ganho derivativo $K_d = 5$.

Primeiramente foi feito um ensaio com $f = 0,05$ Hz. Na Figura 41 é apresentada a curva da corrente que passa pelo atuador de SMA, ou seja, a raiz quadrada do sinal de saída do controlador PID (variável “Iref” do bloco “Controlador PID”). Já a Figura 42 mostra os ângulos de referência e do protótipo, além do erro de acompanhamento.

Figura 41 – Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,05$ Hz): corrente elétrica

Figura 42 – Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,05$ Hz): ângulos

Em seguida, a Figura 43 e a Figura 44 apresentam os resultados do ensaio com $f = 0,10$ Hz. Note que, neste caso, a volta do atuador para a posição inicial já é retardada, limitada pela taxa de resfriamento do fio que não está sendo controlada.

Figura 43 - Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,10$ Hz): corrente elétrica

Figura 44 - Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,10$ Hz): ângulos

No último ensaio, com $f = 0,15$ Hz, o retorno do protótipo para a posição 0 já bastante prejudicada pela taxa de resfriamento do atuador. Os resultados são mostrados na Figura 45 e na Figura 46.

Figura 45 - Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,15$ Hz): corrente elétrica

Figura 46 - Ensaio com controle PID de posição ($f = 0,15$ Hz): ângulos

5.2. Controle de força do atuador de SMA

No algoritmo de controle de impedância, é necessário que o atuador possua controle de força (ou torque). Portanto, foi utilizado um controlador liga-desliga de dois estágios, similar ao que foi desenvolvido por Grant e Hayward (2000). Este tipo de controlador tem a vantagem de ser robusto a variações paramétricas da planta e também ao problema de histerese, além da simplicidade de implementação.

5.2.1. Formulação

A saída do controlador liga-desliga de dois estágios pode assumir apenas três valores, sendo que a seleção deste valor é baseada no erro de força, definido como $F_{ref} - F_{SMA}$. O sinal de referência do controlador, I_{ref} , passa por um bloco que extrai sua raiz quadrada, e então é transmitido ao atuador. A força exercida pelo SMA realimenta a malha de controle.

Figura 47 – Modelo em Simulink para simulação do controlador de força

5.2.2. Resultados em simulação

Nas simulações que serão apresentadas a seguir, os valores de corrente permitidos são 0, 400 mA e 800 mA. e os limites para chaveamento do controlador, que foram obtidos empiricamente, são de 0,010 N e 0,011 N, ou seja, a saída do controlador pode ser modelado pela Equação (20), a seguir:

$$I_{ref} = \begin{cases} 0,00 & ; & F_{ref} - F_{SMA} \leq 0,010 \\ 0,16 & ; & 0,010 < F_{ref} - F_{SMA} \leq 0,011 \\ 0,64 & ; & F_{ref} - F_{SMA} > 0,011 \end{cases} \quad (20)$$

De forma semelhante às simulações do controlador de posição, o sinal de referência utilizado nas simulações é uma variação senoidal de força, conforme mostrado na Equação (21), e três casos com frequências: $f = 0,05$ Hz, $f = 0,10$ Hz e $f = 0,15$ Hz.

$$F_{ref} = \frac{0,2}{2} \cdot \left[1 + \sin \left(2 \cdot \pi \cdot f \cdot t + \frac{3 \cdot \pi}{2} \right) \right] \quad (21)$$

O primeiro caso simulado utilizou o sinal de referência com $f = 0,05$ Hz. A Figura 48 apresenta a curva da corrente que passa pelo atuador de SMA, ou seja, a raiz quadrada do sinal de saída do controlador liga-desliga (variável “Iref” do bloco “Controlador Liga-Desliga”). Já a Figura 49 mostra a referência de força, F_{ref} e a força exercida pelo atuador, F_{SMA} , além do erro de força ($F_{ref} - F_{SMA}$).

Figura 48 – Simulação do controlador de força ($f = 0,05$ Hz): corrente elétrica

Figura 49 - Simulação do controlador de força ($f = 0,05$ Hz): forças

No segundo caso, a simulação foi feita com $f = 0,10$ Hz, e os resultados são apresentados na Figura 50 e na Figura 51. Da mesma maneira que o obtido no controle de posição, a volta do atuador para a força inicial é limitada pela taxa de resfriamento do fio.

Figura 50 - Simulação do controlador de força ($f = 0,10$ Hz): corrente elétrica

Figura 51 - Simulação do controlador de força ($f = 0,10$ Hz): forças

Na última simulação desta série, com $f = 0,15$ Hz, a relaxação do atuador também é prejudicada pela baixa taxa de resfriamento do atuado, conforme pode ser verificado na Figura 52 e Figura 53.

Figura 52 - Simulação do controlador de força ($f = 0,15$ Hz): corrente elétrica

Figura 53 - Simulação do controlador de força ($f = 0,15$ Hz): forças

5.3. Controle de impedância

O algoritmo de controle de impedância apresentado neste trabalho foi desenvolvido tomando como base resultados obtidos por Hogan (1985) e Aguirre-Ollinger et al. (2007, 2009). O diagrama de blocos da arquitetura aqui proposta é apresentado na Figura 54, abaixo:

Figura 54 - Diagrama de blocos do algoritmo de controle de impedância

É importante notar que, embora neste trabalho esteja sendo estudado um atuador de SMA, a arquitetura proposta não depende diretamente do tipo de atuador, podendo ser utilizada para diversas aplicações que necessitem de controle de

impedância. A única exigência na escolha do atuador é que o ele deve contar com um sistema de controle de força (ou torque, dependendo da planta), visto que o bloco “Atuador” recebe como entrada uma força ou torque desejado e sua saída é a própria força ou torque do atuador em conjunto com o esforço do humano (ARAUJO et al., 2012). Adicionalmente, este controlador de impedância pode ser estendido a outros sistemas robóticos que requeiram este tipo de controle, não sendo exclusivamente adequado a exoesqueletos.

Para uso em exoesqueletos, o controlador de impedância pode desempenhar três funções. Primeiramente, neutralizar sua própria impedância, ou seja, atuar para que o usuário não precise de esforço adicional ao utilizar o equipamento. Em segundo lugar, o exoesqueleto pode atuar de maneira a aumentar o desempenho dinâmico, seja pelo aumento de força ou velocidade do movimento. Por último, o exoesqueleto pode ainda ser utilizado como instrumento para realização de exercícios físicos, atuando de maneira oposta ao movimento do usuário e, conseqüentemente, exigindo maior esforço. A seleção entre cada um dos três meios de funcionamento se dá pela escolha adequada dos parâmetros da impedância desejada, Z_d .

5.3.1. Formulação

Para modificar a impedância percebida pelo usuário, o exoesqueleto deve aplicar torques adequados, dependendo tanto da posição angular da junta, θ , como do torque aplicado pelo usuário, τ_h . Na prática, o controlador recebe como entrada a força de interação entre o exoesqueleto e o humano, ou seja, $\tau_h - \tau_{exo}$. Este sinal passa por um bloco que contém a função de transferência da dinâmica desejada – Equação (2) – ou seja, a impedância que o usuário deveria perceber quando utilizando o dispositivo. Então, este bloco fornece uma referência de posição que alimenta um controlador PID, com realimentação negativa da planta (ângulo da junta, θ). O controlador PID fornece, por sua vez, a referência de torque para o atuador. A saída do atuador, τ_{exo} , se soma ao torque do usuário, τ_h . Esta lógica é representada visualmente no diagrama da Figura 54, mostrada anteriormente.

Para avaliar a arquitetura de controle de impedância proposta, inicialmente foi utilizado o Simulink para realização de simulações. O controlador do humano também foi modelado como sendo um controlador PID, embora esta seja uma simplificação. Entretanto, esta simplificação foi utilizada visto que o objetivo principal das simulações foi avaliar o desempenho do controlador do exoesqueleto. Um possível modelo para o controlador humano é descrito por Lan et al. (2005). O modelo do Simulink utilizado nestas simulações é apresentado a seguir, na Figura 55. Foram considerados quatro casos, conforme será explicado mais adiante.

Figura 55 – Modelo em Simulink para simulação do controlador de impedância

As simulações foram feitas sem levar em consideração a dinâmica do atuador, a fim de se avaliar isoladamente o desempenho do controlador de impedância. O modelo aqui utilizado pode ser modificado posteriormente para se adequar a determinado tipo de atuador, lembrando que o atuador em questão deve possuir um controle de força ou torque integrado.

Os movimentos utilizados nas simulações foram obtidos por um sinal de referência de posição do tipo varredura em frequência, com frequência máxima de 2 Hz e amplitude variando de 0° a 40°. Os resultados das simulações são apresentados a seguir.

5.3.2. Simulações preliminares

Primeiramente, foi feita uma simulação com o controlador desligado, visando obter a resposta do controlador do humano sem a interferência do controlador de impedância. Posteriormente, o controle de impedância foi ativado e os parâmetros da impedância desejada são alterados para três cenários.

Os resultados da primeira simulação, com o controlador de impedância desligado, são apresentados na Figura 56 e na Figura 57. Este caso serve como parâmetro para as demais simulações que serão analisados em seguida.

Figura 56 – Controle de impedância desligado: ângulos

Figura 57 – Controle de impedância desligado: torques

No segundo caso, ativa-se o controlador de impedância e o parâmetro da impedância desejada é configurado para que seja menor que a impedância do humano. Os valores adotados foram: $J_d = J_h/4$, $B_d = B_h/4$ e $K_d = K_h/4$. Desta forma, o exoesqueleto atua em conjunto com o usuário para que a resposta dinâmica seja melhorada. Os dados mostrados na Figura 58 e na Figura 59 comprovam a expectativa.

Figura 58 - Impedância desejada menor que a real: ângulos

Figura 59 - Impedância desejada menor que a real: torques

Comparando-se o resultado do segundo caso com o primeiro, é possível verificar que, com o controle ligado, houve significativa redução do torque aplicado pelo humano, de cerca de 30%, enquanto a redução teórica seria de 25%.

No terceiro caso, a impedância desejada é igual à impedância do humano. Portanto, os parâmetros adotados foram: $J_d = J_h$, $B_d = B_h$ e $K_d = K_h$. Com este ajuste, o exoesqueleto também atua em conjunto com o usuário, porém o torque exercido pelo equipamento é menor quando comparado com o caso anterior. O resultado é apresentado na Figura 60 e na Figura 61.

Figura 60 – Impedância desejada igual à real: ângulos

Figura 61 – Impedância desejada igual à real: torques

Como pode ser observado, neste caso o exoesqueleto atua apenas o suficiente para que sua própria impedância seja neutralizada.

No ultimo caso desta série de simulações, a impedância desejada foi configurada para ser o dobro da impedância do humano ($J_d = 2.J_h$, $B_d = 2.B_h$ e $K_d = 2.K_h$). Desta forma, o exoesqueleto atuaria em oposição ao movimento do usuário. Os resultados são apresentados a seguir na Figura 62 e na Figura 63.

Figura 62 - Impedância desejada maior que a real: ângulos

Figura 63 - Impedância desejada maior que a real: torques

Como esperado, o exoesqueleto atuou no sentido oposto ao do humano, aumentando o esforço necessário para a realização do movimento.

A análise dos resultados, apresentados por meio dos gráficos anteriores, deu fortes indícios da viabilidade de implementação deste algoritmo de controle de

impedância. Entretanto, somente com os ensaios em protótipo seria possível confirmar se, de fato, o desempenho do usuário se alteraria de acordo com os parâmetros desejados, especialmente devido à simplificação utilizada no controlador humano utilizado nas simulações.

5.3.3. Resultados experimentais

Para realização dos ensaios práticos do controle de impedância, um novo programa em Simulink foi desenvolvido, conforme mostrado na Figura 64, abaixo. O bloco “Planta”, que é a interface entre o programa e o protótipo, é similar ao mostrado na Figura 40 – Detalhe do bloco “Planta (Protótipo)”. Já o bloco de controle de posição do exoesqueleto foi implementado utilizando-se apenas os parâmetros Proporcional e Derivativo, com ganhos de $K_P = 1,0$ e $K_D = 0,1$, obtidos empiricamente. Os experimentos foram conduzidos conforme a descrição apresentada no Capítulo 3, seção 3.7.

Figura 64 – Modelo em Simulink para controle de impedância no protótipo

O experimento realizado visava comprovar os resultados obtidos anteriormente das simulações. Para tanto, foram realizados 15 ensaios, variando-se parâmetros do controlador e condições de ensaios, conforme listado a seguir:

- Três casos de impedância desejada: controle de impedância desligado; redução de 25% na impedância do humano; redução de 50% na impedância do humano;
- Dois casos de faixa de movimento: uma mais estreita, de 15° a 30°; uma mais larga, de 10° a 40°;
- Três casos de frequência: 0,05 Hz; 0,10 Hz; 0,15 Hz.

A seguir, na Tabela 1, consta a relação de ensaios realizados e casos utilizados. A tabela foi subdividida em sete grupos, os quais correspondem a sete conjuntos de gráficos que serão apresentados e discutidos em seguida.

Tabela 1 - Relação de ensaios realizados para avaliação do controle de impedância

Ensaio	Impedância	Ângulo	Frequência
1	Controle desligado	15° - 30°	0.05 Hz
2	$Z_d = 1/2 * Z_h$	15° - 30°	0.05 Hz
3	Controle desligado	15° - 30°	0.10 Hz
4	$Z_d = 1/2 * Z_h$	15° - 30°	0.10 Hz
5	Controle desligado	15° - 30°	0.15 Hz
6	$Z_d = 1/2 * Z_h$	15° - 30°	0.15 Hz
7	Controle desligado	10° - 40°	0.05 Hz
8	$Z_d = 1/2 * Z_h$	10° - 40°	0.05 Hz
9	Controle desligado	10° - 40°	0.10 Hz
10	$Z_d = 1/2 * Z_h$	10° - 40°	0.10 Hz
11	Controle desligado	10° - 40°	0.15 Hz
12	$Z_d = 1/2 * Z_h$	10° - 40°	0.15 Hz
13	Controle desligado	10° - 40°	0.05 Hz
14	$Z_d = 3/4 * Z_h$	10° - 40°	0.05 Hz
15	$Z_d = 1/2 * Z_h$	10° - 40°	0.05 Hz

Para analisar os resultados obtidos dos ensaios no protótipo (em especial, a efetividade do controlador de impedância) um dos tipos de gráficos elaborado é o que mostra a relação entre a impedância percebida pelo usuário e a impedância real, estimada pelas medições de ângulo e torque. Na teoria a impedância percebida pelo

usuário seria igual à impedância desejada (ajustada pelos parâmetros do controlador: J_d , B_d , K_d ; porém, na prática, pode haver divergências causadas por imperfeições na construção do exoesqueleto (por exemplo, erros de modelagem como: desconsideração de atrito seco na articulação, erros de parâmetros como massa, dimensões, etc.) e limitações do atuador.

Esta análise da impedância percebida pelo usuário leva em consideração a simplificação de que o movimento, nos ensaios realizados, é muito lento, podendo-se desprezar os termos dinâmicos da equação de movimento do sistema em relação ao estático, conforme indicado na Equação (22).

$$\dot{\theta} \rightarrow 0 \Rightarrow J \cdot \ddot{\theta} + B \cdot \dot{\theta} \ll M \cdot d \cdot g \cdot \sin(\theta) \quad (22)$$

Com esta hipótese, e utilizando ainda a definição da Equação (1), estima-se então a impedância percebida pelo usuário, denominada impedância efetiva, $\widehat{Z}_e$, pela divisão dos dados medidos de torque por ângulo, para cada instante de tempo, quando o controlador está ligado, conforme apresentado na Equação (23).

$$\widehat{Z}_e(t) = \frac{\tau(t)}{\theta(t)} \quad ; \quad \text{para o controlador ativo} \quad (23)$$

Já a impedância real do sistema é calculada por uma fórmula semelhante à Equação (23), porém quando o controlador está desligado – Equação (24).

$$\widehat{Z}_r(t) = \frac{\tau(t)}{\theta(t)} \quad ; \quad \text{para o controlador inativo} \quad (24)$$

A seguir, na Figura 65, é apresentado o gráfico das impedâncias medidas nos ensaios 1 e 2. O ângulo do exoesqueleto é também apresentado para referência.

Figura 65 – Resultados dos ensaios 1 e 2 (ângulos e impedâncias)

Com estes resultados observa-se que, no ensaio com o controlador ativado, houve significativa redução da impedância percebida pelo humano. Como nos dois ensaios o objetivo era seguir a trajetória da referência de ângulo, admitindo-se que o erro é baixo em relação ao movimento (neste caso o erro máximo é quase sempre menor que 2° , em módulo), calcula-se então a razão de impedâncias, R_Z , adimensional, apresentada nos gráficos adiante, a qual é definida pela Equação (25), abaixo:

$$R_Z(t) = \frac{\widehat{Z}_e(t)}{\widehat{Z}_r(t)} \quad (25)$$

Continuando no primeiro caso, os gráficos da comparação dos ensaios 1 e 2 são apresentados na Figura 66. Nestes ensaios a faixa de ângulo é de 15° a 30° e a frequência do movimento é de 0,05 Hz. No ensaio 2, é possível ver a diminuição expressiva do torque realizado pelo humano em relação ao ensaio 1, onde o usuário realiza todo o esforço para mover a carga. Ainda, o controlador manteve a impedância efetiva próxima ao valor desejado (50%) durante todo o movimento do exoesqueleto.

Figura 66 – Resultados dos ensaios 1 e 2

Em seguida, na Figura 67, são apresentados os resultados dos ensaios 3 e 4, com movimentos a 0,10 Hz. Neste ensaio, observa-se que o desempenho do exoesqueleto já é

limitado pela lentidão no atuador durante o movimento de volta (de 30° para 15°), porém, isso é percebido como uma redução da impedância, visto que o usuário necessita fazer menos força para que o sistema volte à posição inicial.

Figura 67 – Resultados dos ensaios 3 e 4

Em seguida, a Figura 68 apresenta os resultados dos ensaios 5 e 6, aumentando para 0,15 Hz a frequência do movimento do exoesqueleto.

Figura 68 – Resultados dos ensaios 5 e 6

Com relação a estes dois últimos ensaios, verifica-se que, no ensaio 6, o desempenho do controlador não atendeu à expectativa. No movimento de subida (entre 15° e 30°), houve uma ligeira redução do torque do humano em relação ao ensaio 5. Ainda no ensaio 6, nota-se que o movimento de descida (entre 30° e 15°) é ainda mais comprometido em relação ao ensaio 4 (0,10 Hz). Neste caso, o usuário precisa realizar torque no sentido oposto ao do movimento para que o exoesqueleto acompanhe a trajetória ideal (no gráfico de torque, esta inversão fica evidenciada quando a curva cruza o zero e fica com sinal negativo).

Analizando agora os seis ensaios já mostrados, é importante notar que, nos ensaios com controle ativo, o primeiro ciclo de subida e descida deve ser desconsiderado, pois, no início de cada ensaio, o atuador está à temperatura ambiente; nos demais ciclos, o fio já se mantém aquecido, mais próximo da temperatura de trabalho.

A limitação do atuador parece ser um fator muito importante no desempenho do conjunto. Analisando os gráficos do sinal de corrente, para o ensaio 2 o controlador de força chaveia constantemente o acionamento da corrente elétrica. Já nos ensaios 4 e 6, onde os movimentos tem frequência de 0,10 Hz e 0,15 Hz, respectivamente, o atuador opera por longos períodos em saturação (tanto no máximo, quanto no mínimo). Este fato corrobora a tese de que o atuador não é suficientemente rápido para acionar o exoesqueleto adequadamente para estes dois casos de frequência.

Em seguida aos 6 primeiros ensaios, nos ensaios 7 a 12 foi investigada a influência da amplitude do movimento, ampliando a faixa para 10° a 40° . Conforme será verificado, o aumento da amplitude do movimento compromete ainda mais o funcionamento do exoesqueleto. Mais uma vez, a limitação do atuador prejudica o desempenho do exoesqueleto. Contudo, neste caso há uma limitação adicional ao problema de resfriamento, que é a faixa de movimento do atuador.

A Figura 69, a seguir, apresenta os gráficos obtidos dos ensaios 7 e 8, com faixa de movimento de 10° a 40° e frequência de 0,05 Hz. Nesta configuração, o exoesqueleto

conseguiu manter a impedância efetiva de acordo com a desejada apenas na fase de subida, até cerca de 30°; após, o sistema perde eficiência.

Figura 69 – Resultados dos ensaios 7 e 8

Nos ensaios 9 e 10 (Figura 70) aumenta-se a frequência do movimento para 0,10 Hz. A redução de torque é significativamente menor que no ensaio 8, e o aumento da frequência e da faixa de movimento já prejudicam o desempenho do exoesqueleto.

Figura 70 – Resultados dos ensaios 9 e 10

Finalizando está série, a Figura 71 apresenta os resultados dos ensaios 11 e 12, com frequência aumentada pra 0,15 Hz.

Figura 71 – Resultados dos ensaios 11 e 12

Na última série de ensaios, foi analisada a influência do ajuste de parâmetros da impedância desejada, considerando dois casos: redução de 25% e 50% na impedância efetiva. Os resultados destes ensaios, 13, 14 e 15, são mostrados abaixo na Figura 72.

Figura 72 – Resultados dos ensaios 13, 14 e 15

Diferentemente das anteriores, esta análise se concentrará em apenas um ciclo. No ensaio 14, com a impedância desejada 25% menor que a do humano, o controlador manteve a impedância efetiva próxima ao valor desejado, aproximadamente, entre os instantes de 20s (15°) a 26s (35°). Já entre 26s e 32,5s, o exoesqueleto perde a efetividade. Após 32,5s o movimento de descida é dificultado pela resistência do fio de SMA, demandando que o usuário aplique torque no sentido de diminuir o ângulo. Já no ensaio 15, com a impedância desejada 50% menor que a do humano, o controlador funciona de forma semelhante. Aproximadamente entre 20s (15°) e 28s (35°), o controlador mantém a razão de impedâncias próxima de 50%. Entre 28s e 31s, a impedância efetiva aumenta, posteriormente caindo quando o movimento inicia a descida. Novamente, a descida é dificultada pelo exoesqueleto e o usuário precisa aplicar torques negativos para retornar o membro à posição de 10°.

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Considerando os resultados apresentados nos capítulos anteriores, foi possível comprovar o funcionamento do controlador de impedância proposto, bem como do exoesqueleto como um todo. De fato, o protótipo atuou de forma colaborativa com o usuário graças ao controlador de impedância desenvolvido.

Embora o controlador de impedância tenha funcionado tanto nas simulações quanto no experimento, a escolha de atuador de SMA para esta aplicação traz uma série de obstáculos tecnológicos ainda a serem vencidos caso seja desejada a aplicação em exoesqueletos para humanos. As principais limitações do atuador, verificadas neste trabalho, foram:

- **Largura de banda pequena:** tanto nas simulações com nos ensaios experimentais, a frequência máxima de movimento que se alcançou, com funcionamento satisfatório do exoesqueleto, foi na faixa de 0,10 Hz. Acima disso, o resfriamento do atuador não é rápido o suficiente para acompanhar o movimento de descida do membro, consequentemente exigindo aumento de esforço por parte do usuário. Para uso em humanos, o sistema precisaria alcançar uma largura de banda da ordem de 1 Hz (NILSSON; THORSTENSSON, 1987).
- **Limitação na faixa de movimento:** como exposto desde a modelagem matemática (Capítulo 4), o fio de SMA apresenta contração de cerca de 4% de seu comprimento máximo de trabalho. Para que seja possível aumentar a faixa de movimento do atuador, é necessário aumentar o comprimento do fio, ou utilizar dispositivos de amplificação de movimento (como por exemplo, roldanas e engrenagens), sendo que estes últimos estão associados inevitavelmente há diminuição de força do atuador, proporcional à amplificação do movimento. Por outro lado, como a resistência do fio não é desprezível, da ordem de $29 \Omega/\text{m}$ (Introduction..., 2012), o aumento do comprimento vem acompanhado de um incremento

importante da resistência total do fio, que por sua vez implica na necessidade de maiores tensões elétricas para acionamento, considerando a mesma corrente no fio (ou seja, mais potência elétrica).

- **Dependência da temperatura:** o acionamento do atuador está baseado na mudança de temperatura do fio, portanto, depende da capacidade de corrente elétrica do *driver* e também das condições ambientais.

O controle da atuação dos fios de SMA também é complexo, devido às não linearidades entre entrada (corrente elétrica) e saída (contração do fio). Apesar de ter sido utilizada uma técnica de controle baseada nos resultados anteriormente obtidos por Grant e Hayward (1995; 2000), quando o controlador do SMA foi integrado ao controle de impedância o desempenho não foi tão preciso quanto às simulações do controlador de força isolado.

6.1. Desenvolvimentos futuros

Com relação ao atuador, para que o tempo de descida diminua, uma possível abordagem seria resfriar o fio para que a transformação de fase ocorra mais rapidamente. Diversas técnicas de resfriamento de atuadores baseados em SMA já foram exploradas, tais como utilização de pastilhas termoelétricas (ROMANO; TANNURI, 2009b), água (MASCARO; ASADA, 2003) e até um complexo sistema mecânico que acopla um dissipador ao fio apenas durante a fase de resfriamento (RUSSEL; GORBET, 1995).

Outro fator que limita o desempenho dinâmico do atuador é que, com a arquitetura escolhida, somente se pode atuar no movimento de subida, sendo que a descida depende do resfriamento do fio e da força gravitacional. Uma possível proposta para mitigar este problema seria a utilização de uma montagem antagônica de fios de SMA, controlando então tanto a subida quanto a descida da perna. Esta ideia foi abordada por Romano e Tannuri (2009a). Uma segunda ideia seria utilizar uma mola

para auxiliar o movimento de retorno, que apesar de melhorarem o tempo de descida, exigirão um atuador mais potente.

Com relação ao controle de força do atuador, os resultados obtidos em simulações se assemelham ao que foi obtido com o controlador de posição, em termos de frequência máxima útil do atuador. Também para este tipo de controle, a taxa de resfriamento do fio está limitando a largura de banda do atuador, em cerca de 0,10 Hz. Isto confirma a necessidade de se melhorar o tempo de resfriamento do fio ou a utilização de uma montagem antagônica.

Nota-se ainda que o controlador de força apresenta ruído de alta frequência quando o erro se aproxima do valor limite de chaveamento. Esta é uma característica dos controladores liga-desliga e ocorre devido ao chaveamento dos valores de saída do controlador (não contínuos). Contudo, durante os ensaios com o protótipo, não foram observados problemas relacionados a este fenômeno.

Em relação ao controlador de impedância, os resultados obtidos por meio de simulações já davam bons indícios da possibilidade de aplicação prática em exoesqueletos. O fato de os ensaios experimentais confirmarem o resultado numérico serve de validação desta arquitetura de controle de impedância proposta.

7. CONCLUSÃO

A revisão bibliográfica realizada, apesar de não ser extensa, trouxe muitos subsídios para a elaboração deste trabalho, tanto na questão da elaboração do modelo do atuador (incluindo seu controle) e do exoesqueleto, como na concepção da arquitetura de controle de impedância.

O atuador de SMA foi detalhado e sua modelagem matemática apresentada. Ensaio em malha aberta, realizados no protótipo, confirmaram os resultados esperados pelas simulações do modelo matemático, apesar de os parâmetros desconhecidos não terem sido estimados com precisão.

O aparato experimental, necessário na avaliação e validação dos resultados teóricos foi projetado e posto em funcionamento com sucesso, possibilitando a realização de ensaios, os quais foram controlados por programas desenvolvidos no MATLAB/Simulink, possibilitando coleta de dados para posterior análise.

Foi feito, com sucesso, o controle de posição do exoesqueleto, a fim de avaliar o desempenho dinâmico do atuador. Em seguida, o controle de força foi avaliado por meio de simulações, que mostraram resultados compatíveis com os obtidos na prática para o controle de posição, em especial o desempenho de acordo com cada frequência de acionamento.

O algoritmo de controle de impedância foi desenvolvido e avaliado por simulações, que mostraram boas perspectivas para sua aplicação em exoesqueletos. Em seguida, a realização de ensaios práticos confirmou o desempenho do controlador de impedância e a capacidade de interagir com o usuário de forma cooperativa, reduzindo o esforço necessário para a movimentação do pêndulo. No entanto, as limitações do atuador, já observadas anteriormente nos casos de controle de posição e de força, impactaram negativamente a aplicação, visto que seria necessário que o exoesqueleto fosse mais rápido para ser usado em humanos.

Apesar das dificuldades apontadas, não se pode descartar a possibilidade de utilização de atuadores de SMA em exoesqueletos para humanos. Os conceitos elaborados neste trabalho foram validados por simulações e ensaios práticos, portanto os próximos desafios se referem ao desenvolvimento e aprimoramento dos conceitos aqui apresentados. Melhorias no controle de impedância, controle do atuador e o próprio atuador se fazem necessárias para que seja possível a aplicação prática de exoesqueletos com atuadores de SMA.

REFERÊNCIAS ²

ABOLFATHI, P. P. **Development of an instrumented and powered exoskeleton for the rehabilitation of the hand**. Tese para obtenção do título de Doctor of Philosophy, School of Aerospace, Mechanical and Mechatronic Engineering, University of Sydney, Austrália, 2007.

ACVTIVELINK CO., LTD., **POWERLOADER light "PLL"**. Disponível em: <<http://psuf.panasonic.co.jp/alc/en/technologies/020-pll-power-loader-light.html>> Acesso em 2 de fevereiro de 2014

AGUIRRE-OLLINGER, G., COLGATE, J. E., PESHKIN, M. A., GOSWAMI, A. **A 1-DOF assistive exoskeleton with virtual negative damping: effects on the kinematic response of the lower limbs**. IEEE/RSJ International conference on intelligent robots and systems, pp. 1938-1944, San Diego, EUA, 2007. DOI: 10.1109/IROS.2007.4399147.

AGUIRRE-OLLINGER, G. **Active impedance control of a lower limb assistive exoskeleton**. Dissertação apresentada a Northwestern University, Evanston, EUA, 2009.

AMMAR, L. L., KADDOUH, B. Y., MOHANNA, M. K., Elhajj, I. H. **SAS: SMA Aiding Sleeve**. IEEE International conference on robotics and biomimetics, pp. 1596-1599, Tianjin, China, 2010. DOI: 10.1109/ROBIO.2010.5723568.

ARAL, F., AZUMA, D., NARUMI, K., Yamanishi, Y., Lin, Y.C. **Design and fabrication of a shape memory alloy actuated exoskeletal microarm**. International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science, pp. 339-343, Nagoya, Japão, 2007. DOI: 10.1109/MHS.2007.4420877.

ARAUJO, A. A. M., TANNURI, E. A., FORNER-CORDERO, A. **Simulation of model-based impedance control applied to a biomechatronic exoskeleton with shape memory alloy actuators**. 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), pp. 1567-1572, Roma, Itália, 2012. DOI: 10.1109/BioRob.2012.6290754.

AUTODESK. **Autodesk Education Community**. [Acesso em 7 de setembro de 2012]. Disponível em: <<http://students.autodesk.com/>>

BECCARI, G., STRAMIGIOLI, S., **Impedance control as merging mechanism for a behavior-based architecture**. IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol. 2, pp. 1429-1434, Leuven, PAIS, May, 1998. DOI: 10.1109/ROBOT.1998.677305

BERKELEY ROBOTICS & HUMAN ENGINEERING LABORATORY. **Exoskeleton**. Disponível em: <<http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/>> Acesso em 7 de setembro de 2012.

² Organizadas de acordo com a ABNT.

COLORADO, J., BARRIENTOS A., ROSSI C. **Músculos inteligentes en robots biológicamente inspirados: modelado, control y actuación**. Revista iberoamericana de automática e informática industrial, vol. 08, pp. 385-396, 2011.

CROWELL III, H. P., BOYNTON, A. C., MUNGIOLE, M. **Exoskeleton power and torque requirements based on human biomechanics**. Army Research Laboratory, Technical Report ARL-TR-2764, EUA, 2002.

CYBERDYNE. **Robot Suit HAL®**. 2012. [Acesso em 7 de setembro de 2012]. Disponível em: <<http://www.cyberdyne.jp/english/robotsuithal/>>

DAGA, L. **RT Blockset**. 2012. [Acesso em 7 de setembro de 2012]. Disponível em: <<http://leonardodaga.insiye.it/Simulink/RTBlockset.htm>>

DOLLAR, A. M., HERR, H., **Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art**. IEEE Transactions on Robotics, vol. 24, no. 1, pp. 144-158, 2008. DOI: 10.1109/TRO.2008.915453

DUTTA, S. M., GHORBEL, F. H. **Differential hysteresis modeling of a shape memory alloy wire actuator**. IEEE/ASME Mechatronics, vol. 10, pp. 189-197, 2005.

EKSO BIONICS. **Ekso Bionics – Exoskeleton, wearable robot for people with paralysis from SCI or stroke**. [Acesso em 1º de fevereiro de 2014]. Disponível em: <<http://eksobionics.com/ekso>>

ELAHINIA, H. M., ASHRAFIUON, H. **Nonlinear control of a shape memory alloy actuated manipulator**. ASME Journal of Vibration and Acoustics, vol. 124, pp. 566-575, 2002.

EXOSKELETON. **Information about the coming revolution of Exoskeleton Suits for wheelchair users – Interview with Prof. Daniel Ferris**. 2011. [Acesso em 7 de setembro de 2012]. Disponível em: <<http://www.exoskeleton-suit.com/FerrisInterview.html>>

FILIP, P. **Influence of work hardening and heat treatment on the substructure and deformation behaviour of TiNi shape memory alloys**. Scripta Metallurgica et Materialia, vol. 32, ed. 9, pp. 1375, 1995.

GRANT, D., HAYWARD, V. **Constrained force control of shape memory alloy actuators**. IEEE International conference on Robotics and automation, vol. 2, pp. 1314-1320, San Francisco, EUA, 2000. DOI: 10.1109/ROBOT.2000.844780.

GRANT, D., HAYWARD, V. **Design of shape memory alloy actuator with high strain and variable structure control**. Proceedings of the 1995 IEEE International conference on robotics and automation, vol. 3, pp. 2305-2312, Nagoya, Japão, 1995. DOI: 10.1109/ROBOT.1995.525605.

HOCOMA. **Lokomat® – Enhanced functional locomotion therapy**. Disponível em: <<http://www.hocoma.com/products/lokomat/>> Acesso em 18 de setembro de 2012.

HODER, K., VASINA, M., SOLC, F. **Shape memory alloy: unconventional actuators.** Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Industrial Technology, pp. 190-193, Maribor, Eslovênia, 2003. DOI: 10.1109/ICIT.2003.1290266.

HOGAN, N. **Impedance control: an approach to manipulation.** Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, vol. 107, pp. 1-24, 1985.

HOGAN, N. **Stable execution of contact tasks using impedance control.** Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol. 4, pp. 1047-1054, 1987. DOI: 10.1109/ROBOT.1987.1087854

HONDA. **Walking Assist Device with Bodyweight Support System.** [Acesso em 22 de setembro de 2012]. Disponível em: <<http://corporate.honda.com/innovation/walk-assist/>>

IANAGUI, A. S. S., TANNURI, E. A., **Modeling and control of an antagonistic shape memory alloy actuator.** 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, Natal, Brasil, 2011.

IKUTA, K., TSUKAMOTO, M., HIROSE, S. **Mathematical model and experimental verification of shape memory alloy for designing micro actuator.** IEEE Micro electro mechanical systems, an investigation of micro structures, sensors, actuators, machines and robots, pp. 103-108, Nara, 1991. DOI: 10.1109/MEMSYS.1991.114778.

Introduction To Nitinol. **Dynalloy, Inc. Makers of Dynamic Alloys,** Disponível em: <<http://www.dynalloy.com/AboutNitinol.php>> Acesso em 7 de setembro de 2012.

JARDIM, B., **Atuadores Elásticos em Série Aplicados no Desenvolvimento de um Exoesqueleto para Membros Inferiores,** Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, Brasil, 2009.

JARDIM, B., SIQUEIRA, A. A. G., **Development of Series Elastic Actuators for Impedance Control of an Active Ankle Foot Orthosis,** Proceedings of COBEM 2009 20th International Congress of Mechanical Engineering, Gramado, Brasil, 2009.

KIM, H. K., CARMENA, J. M., BIGGS, S. J., HANSON, T. L., NICOLELIS, M. A. L., SRINIVASAN, M. A., **The Muscle Activation Method: An Approach to Impedance Control of Brain-Machine Interfaces Through a Musculoskeletal Model of the Arm.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 20, no. 8, pp. 1520-1529, 2007. DOI: 10.1109/TBME.2007.900818

LAN, N., LI, Y., SUN, Y., YANG, F. S. **Reflex regulation of antagonist muscles for control of joint equilibrium position.** IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 13, pp. 60-71, 2005. DOI: 10.1109/TNSRE.2004.841882.

LU, A., GRANT, D., HAYWARD, V., **Design and Comparison of High Strain Shape Memory Alloy Actuators,** Proceedings of the IEEE International Conference on

Robotics and Automation, vol. 1, pp. 260-265, Albuquerque, EUA, 1997. DOI: 10.1109/ROBOT.1997.620048.

MASCARO, S. A., ASADA, H. H., **Wet shape memory alloy actuators for active vasculated robotic flesh**, Proceedings of the ICRA '03 IEEE International Conference on Robotics and Automation, v. 1, pp. 282-287, 2003. DOI: 10.1109/ROBOT.2003.1241609

MATHWORKS, **MathWorks** – MATLAB and Simulink for Technical Computing. Disponível em: <<http://www.mathworks.com/>> Acesso em 7 de setembro de 2012.

NILSSON, J., THORSTENSSON, A., **Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds**, Acta Physiologica Scandinavica, v. 129:, pp. 107-114. doi: 10.1111/j.1748-1716.1987.tb08045.x, 1987.

NISHIDA, M., TANAKA, K., WANG, H. Q. **Development and control of a micro biped walking robot using shape memory alloys**. IEEE Conference on robotics and automation, pp. 1604-1609, Orlando, EUA, 2006. DOI: 10.1109/ROBOT.2006.1641936.

NOVARM, **DipTrace – Schematic and PCB Design Software**. Disponível em: <<http://www.diptrace.com/>> Acesso em 7 de setembro de 2012.

OTSUKA, K., WAYMAN, C. M. **Shape Memory Materials**. Cambridge University Press, Cambridge, Reino Unido, 1999. ISBN 0-521-66384-9.

Panasonic produzirá armadura robótica em série. **Folha de São Paulo**. Disponível em: <<http://www1.folha.uol.com.br/tec/2014/01/1395834-panasonic-produzira-armadura-robotica-em-serie.shtml>> Acesso em 10 de janeiro de 2014

PARULEKAR, Y. M., REDDY, G. R. **Nonlinear Model of Pseudoelastic Shape Memory Alloy Damper Considering Residual Martensite Strain Effect**. Advances in Acoustics and Vibration, vol. 2012, 2012.

RAPARELLI, T., ZOBEL, P. B., DURANTE, F., **A Robot Actuated BR Shape Memory Alloy Wires**. Proceedings of the IEEE International Symposium on Industrial Electronics, vol. 2, pp. 420-423, 2002. DOI: 10.1109/ISIE.2002.1026323

ROMANO, R., TANNURI, E. A. **Comparison between single-wire and antagonistic shape memory alloy actuators**. Proceedings of the XIII International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics (DINAME 2009), Angra dos Reis, Brasil, 2009a.

ROMANO, R., TANNURI, E. A. **Modeling, control and experimental validation of a novel actuator based on shape memory alloys**. Mechatronics (Oxford), v. 19, pp. 1169-1177, 2009b.

RUSSEL, R. A., GORBET, R. B., **Improving the response of SMA actuators**, Proceedings of the 1995 IEEE International Conference on Robotics and Automation, v. 3, pp. 2299-2304, Nagoya, Japão, 1995. DOI: 10.1109/ROBOT.1995.525604

SANTORO, M., NICOLA, O. F., CANGIALOSI, T. J. **Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges.** American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, vol. 119, pp. 587-593, 2001.

SEED. **Seed Studio Bazaar** – DSO Nano v2. Disponível em: <<http://www.seedstudio.com/depot/dso-nano-v2-p-681.html>> Acesso em 7 de setembro de 2012.

TERAUCHI, M., ZENBA, K., SHIMADA A., FUJITA, M. **Controller design on the fingerspelling robot hand using shape memory alloy.** International joint conference SICE-ICASE, pp. 3480-3483, Busan, Coreia do Sul, 2006. DOI: 10.1109/SICE.2006.315168.

THEY SHALL WALK. **Paralyzed Man Walks Again: Thanks to LIFESUIT prototype 12 publications.** 2011. Disponível em: <<http://theyshallwalk.org/?p=415>> Acesso em 7 de setembro de 2012.

URATA, J., YOSHIKAI, T., MIZUUSHI, I., INABA, M. **Design of high D.O.F. mobile micro robot using electrical resistance control of shape memory alloy.** IEEE/RSJ International conference on intelligent robots and systems, pp. 3828-3833, San Diego, USA, Dec. 2007. DOI: 10.1109/IROS.2007.4399561.

VALENZUELA, W. A. V., LIMA, A. M. N., ROCHA NETO, J. S. **Robô bípede acionado com ligas de memória de forma.** X Simpósio brasileiro de automação inteligente, São João del Rei, Brasil, 2011.

VICENTIN, C. **Exército dos Estados Unidos cria "homens de ferro" da vida real.** Correio Braziliense. 2011. Disponível em: <http://www.correiobraziliense.com.br/app/noticia/tecnologia/2011/04/22/interna_tecnologia,249204/exercito-dos-estados-unidos-cria-homens-de-ferro-da-vida-real.shtml> Acesso em 7 de setembro de 2012.

WANG, S., LI, J., ZHANG, Y., WANG, J., **Active and Passive Control of an Exoskeleton with Cable Transmission for Hand Rehabilitation.** BMEI '09 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, pp. 1-5, Tianjin, China, 2009. DOI: 10.1109/BMEI.2009.5305113.

WIMBÖCK, T., GREBENSTEIN, M., CHALON, M., FRIEDL, W., OTT, CH., ALBU-SCHAEFFER, A., HIRZINGER, G., **From Actively Impedance Controlled Light-weight Robot Hands to Intrinsically Compliant Systems.** ICRA 2011 Workshop on Manipulation Under Uncertainty.

WU, S. K., WAYMAN, C. M. **Martensitic transformations and the shape memory effect in Ti50Ni10Au40 and Ti50Au50 alloys.** Metallography, v. 20, ed. 3, pp. 359-376, 1987.

ZHU, Y., BARTH, E. J., **Impedance Control of a Pneumatic Actuator for Contact Tasks,** Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 987-992, Barcelona, Espanha, 2005. DOI: 10.1109/ROBOT.2005.1570245.

APÊNDICE A – CÓDIGOS FONTE DOS PROGRAMAS DESENVOLVIDOS

Este apêndice apresenta os códigos fonte dos programas desenvolvidos durante o trabalho. Todos os programas foram escritos em linguagem MATLAB (MATHWORKS).

A.1. Transformação de fase de SMA

Esta seção apresenta o código do bloco “SMA Modelo de Transformação de Fase”. O bloco utilizado neste caso pode ser encontrado na biblioteca do Simulink pelo nome “Level-2 MATLAB S-Function”.

```
function transf_fase(block)
    setup(block);
end

function setup(block)
    block.NumDialogPrms = 4;

    %% Register number of input and output ports
    block.NumInputPorts = 2;
    block.NumOutputPorts = 1;

    %% Setup functional port properties to dynamically
    block.SetPreCompInpPortInfoToDynamic;
    block.SetPreCompOutPortInfoToDynamic;

    block.InputPort(1).DirectFeedthrough = false;
    block.InputPort(1).Dimensions = 1;

    block.InputPort(1).DirectFeedthrough = false;
    block.InputPort(1).Dimensions = 1;

    block.OutputPort(1).Dimensions = 1;
    %% Set block sample time to inherited
    block.SampleTimes = [-1 0];

    %% Set the block simStateCompliance to default (i.e., same as a built-in block)
    block.SimStateCompliance = 'DefaultSimState';

    %% Register methods
    block.RegBlockMethod('PostPropagationSetup', @DoPostPropSetup);
    block.RegBlockMethod('InitializeConditions', @InitConditions);
    block.RegBlockMethod('Outputs', @Output);
end
```



```

function DoPostPropSetup(block)
    %% Setup Dwork
    block.NumDworks = 2;

    block.Dwork(1).Name = 'Tp_ant';
    block.Dwork(1).Dimensions = 1;
    block.Dwork(1).DatatypeID = 0;
    block.Dwork(1).Complexity = 'Real';
    block.Dwork(1).UsedAsDiscState = true;

    block.Dwork(2).Name = 'xi_ant';
    block.Dwork(2).Dimensions = 1;
    block.Dwork(2).DatatypeID = 0;
    block.Dwork(2).Complexity = 'Real';
    block.Dwork(2).UsedAsDiscState = true;

end

function InitConditions(block)
    global Af As Mf Ms;

    %% Recupera parâmetros do bloco
    As = block.DialogPrm(1).Data;
    Af = block.DialogPrm(2).Data;
    Ms = block.DialogPrm(3).Data;
    Mf = block.DialogPrm(4).Data;

    %% Initialize Dwork
    block.Dwork(1).Data = -1; % Tp_ant
    block.Dwork(2).Data = 1; % xi

end

function Output(block)

    global T Tp xi xiM xiA Af As Mf Ms;

    T = block.InputPort(1).Data;
    Tp = block.InputPort(2).Data;

    Tp_ant = block.Dwork(1).Data;
    xi_ant = block.Dwork(2).Data;

    %% Atribuição de xiM e xiA
    if Tp >= 0 && Tp_ant < 0
        xiM = xi_ant;
    elseif Tp < 0 && Tp_ant >= 0
        xiA = xi_ant;
    end

    %% Transformação de fase
    if Tp >= 0
        xi = (xiM / (1 + exp(6.2 / (Af - As) * (T - (As + Af) / 2))));
    else % (u(2) < 0)

```

```

        xi = (xiA + (1-xiA)/(1+exp(6.2/(Ms-Mf)*(T-(Ms+Mf)/2))));
    end
    %% Saída de dados
    block.OutputPort(1).Data = xi;

    %% Armazenamento dos vetores para o próximo passo
    block.Dwork(1).Data = Tp;
    block.Dwork(2).Data = xi;

end

```

A.2. Controle de posição do atuador de SMA

Esta seção apresenta o programa que inicializa o ensaio do controle de posição do protótipo. A Figura 73 mostra o modelo em Simulink “SMApCP.mdl”, enquanto que a Figura 74 detalha o bloco “Planta (Protótipo)”.

```

%% SMApCP_init.m
clear; clc;

tsim    = 20;      % Tempo de simulação [s]
tsample = 0.0125; % período de amostragem [s](80 Hz)
t = 0:tsample:tsim;

f  = 0.15;
amp = 0.10;

sinewave    = amp/2*(1 + sin(2*pi*f*t + 3*pi/2));
squarewave  = amp/2*(1 + square(t));
sawtoothwave = amp/2*(1 + sawtooth(t, 0));

input = sinewave;
dataINmCP = [t' input'];

%% Modelo Térmico:
l  = 0.300;      % [l ]   = m
m  = 2e-4*l;     % [m ]   = kg
cp = 837;        % [cp]   = J/(kg.K)
R  = 12;         % [R ]   = Ohm
d  = 2e-4;       % [d ]   = m
A  = pi*d*l;     % [A]    = m²
h  = 135;        % [h]    = W/(m²°C)
Tamb = 20;       % [Tamb] = °C

%% Modelo de Transformação de Fase:
Asp = 55;        % [As]   = °C
Afp = 90;        % [Af]   = °C
Msp = 75;        % [Ms]   = °C
Mfp = 15;        % [Mf]   = °C

```

```

%% Modelo Mecânico
r = 0.010;          % [r ] = m
Ea = 170e6;         % [Ea] = Pa
At = pi*d^2/4;      % [At] = m²
l0 = l*(1-0.04);    % [l0] = m

B = 0.010;          % Amortecimento do rolamento
L = 0.250;          % Comprimento da barra
Mb = 0.060;         % Massa da barra
Me = 0.036;         % Massa do eixo
I = Me*r^2 + Mb*L^2/3;
%% Parâmetros do controlador
Kp = 50;
Ki = 2;
Kd = 5;

%% Teste no protótipo
open('SMApCP.mdl');
tic;
sim('SMApCP.mdl');
elapsed = toc

```

Figura 73 – Modelo em Simulink utilizado para controle de posição do protótipo

Figura 74 – Detalhe do bloco “Planta (Protótipo)”

A.3. Controle de força do atuador de SMA

Esta seção apresenta o programa que inicializa a simulação do controle de força do protótipo. A Figura 75 apresenta o modelo em Simulink “SMAmCF.mdl”.

```
%% SMAmCF_init.m
clear; clc;

tsim    = 30;           % Tempo de simulação [s]
tsample = 0.0125;      % período de amostragem [s](80 Hz)
t = 0:tsample:tsim;

f    = 0.15;
amp  = 0.2;

sinewave    = amp/2*(1 + sin(2*pi*f*t + 3*pi/2));
squarewave  = amp/2*(1 + square(t));
sawtoothwave = amp/2*(1 + sawtooth(t, 0));

input = sinewave;
dataINmCF = [t' input'];

%% Modelo Térmico:
l = 0.300;      % [l] = m
m = 2e-4*1;    % [m] = kg
cp = 837;      % [cp] = J/(kg.K)
R = 12;        % [R] = Ohm
d = 2e-4;      % [d] = m
A = pi*d*1;    % [A] = m²
h = 135;       % [h] = W/(m²°C)
Tamb = 20;     % [Tamb] = °C

%% Modelo de Transformação de Fase:
Asp = 55;      % [As] = °C
Afp = 90;      % [Af] = °C
Msp = 75;      % [Ms] = °C
Mfp = 15;      % [Mf] = °C
%% Modelo Mecânico
r = 0.010;     % [r] = m
Ea = 170e6;    % [Ea] = Pa
At = pi*d^2/4; % [At] = m²
l0 = 1*(1-0.04); % [l0] = m

B = 0.010;     % Amortecimento do rolamento
L = 0.250;     % Comprimento da barra
Mb = 0.060;    % Massa da barra
Me = 0.036;    % Massa do eixo
I = Me*r^2 + Mb*L^2/3;

%% Simulação
open('SMAmCF.mdl');
sim('SMAmCF.mdl');
```

Figura 75 – Modelo em Simulink para simulação do controlador de força

A.4. Controle de impedância

Aqui é apresentado o programa que inicializa a simulação do controle de impedância considerando um atuador ideal (com função de transferência unitária). O modelo em Simulink “controle_impedancia.mdl” é apresentado em seguida, na Figura 76.

```
% controle_impedancia_init.m
clear; clc;
g = 10.0;
d = 0.20;

% Parâmetros da perna:
Mh = 0.5;
Jh = Mh*(d/2)^2;
Bh = 0.1;
Kh = Mh*d*g;

% Parâmetros do exoesqueleto:
Mexo = Mh*0.1;
Jexo = Jh*0.1;
Bexo = Bh*0.1;
Kexo = Kh*0.1;
% Parâmetros do sistema:
J = Jh + Jexo;
B = Bh + Bexo;
K = Kh + Kexo;
% Parâmetros desejados:
Jd = 1/4*Jh;
Bd = 1/4*Bh;
Kd = 1/4*Kh;

% Ganhos do controlador PID (humano)
Kph = 10;
Kih = 20;
Kdh = 0.05;
```

```
% Ganhos do controlador PID (exoesqueleto)
Kph = 10;
Kih = 10;
Kdh = 5;
tsim = 20;
sim_step = 5e-3;
```

```
% Execução da simulação
run('controle_impedancia');
sim('controle_impedancia');
```

Figura 76 – Modelo em Simulink para simulação do controlador de impedância

Aqui é apresentado o programa que inicializa o ensaio do controle de impedância no protótipo. O modelo em Simulink “controle_impedancia_exo_real.mdl” é apresentado em seguida, na .

```
% controle_impedancia_exo_init.m
clear; clc;

% Parâmetros do Controle de Impedância
g = 10.0;
l = 0.15;

% Parâmetros da perna:
Mh = .12;
Jh = Mh*(1/2)^2;
Bh = 0.1;
Kh = Mh*1*g;
```

```

% Parâmetros do exoesqueleto:
Mexo = Mh*0.1;
Jexo = Jh*0.1;
Bexo = Bh*0.1;
Kexo = Kh*0.1;

% Parâmetros do sistema:
J = Jh + Jexo;
B = Bh + Bexo;
K = Kh + Kexo;

% Parâmetros desejados:
Jd = 3/4*Jh;
Bd = 3/4*Bh;
Kd = 3/4*Kh;

% Ganhos do controlador PID (exoesqueleto)
Kp = 1;
Ki = 0;
Kd = 0.1;

%% Teste no protótipo
tsim    = 60;                % Tempo de simulação [s]
tsample = 0.0125;           % período de amostragem [s](80 Hz)
t = 0:tsample:tsim;
amp = 30; min = 10;
offset = min + amp/2;
f = 0.05;
ref = pi/180*(offset + amp/2*sind(360*f*t - 90));
simin = [t' ref'];
active = 1;
open('controle_impedancia_exo_real.mdl');

```

Figura 77 – Modelo em Simulink para controle de impedância no protótipo

APÊNDICE B – DESENHOS DE FABRICAÇÃO DO PROTÓTIPO

Este apêndice apresenta os desenhos de fabricação do protótipo que está sendo utilizado para realização de ensaios deste trabalho. O projeto e desenhos de fabricação do protótipo foram feitos utilizando o software Inventor 2012 (AUTODESK).