

Sistema de articulação atuado por meio da liga com memória de forma

Walter Andrés Vermehren Valenzuela

Dissertação de Mestrado submetida à Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande - Campus de Campina Grande como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências no Domínio da Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Instrumentação elétrica

José Sérgio da Rocha Neto, D.Sc.

Orientador

Antonio Marcus Nogueira Lima, Dr.

Orientador

Campina Grande, Paraíba, Brasil

©Walter Andrés Vermehren Valenzuela, setembro de 2005

Sistema de articulação atuado por meio da liga com memória de forma

Walter Andrés Vermehren Valenzuela

Dissertação de Mestrado apresentada em setembro de 2005

José Sérgio da Rocha Neto, D.Sc.

Orientador

Antonio Marcus Nogueira Lima, Dr.

Orientador

Péricles Rezende Barros, Ph.D.

Componente da Banca

Carlos José de Araújo, Dr.

Componente da Banca

Campina Grande, Paraíba, Brasil, setembro de 2005

UFCG BIBLIOTECA

UFCG - BIBLIOTECA - CAMPUS I	
031	08-02-06

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCG

V161s Valenzuela, Walter Andrés Vermehren
2005 Sistema de articulação atuado por meio da liga com memória de forma / Walter Andrés Vermehren Valenzuela. – Campina Grande, 2005.
92f. : il.

Inclui bibliografia.
Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia.
Orientadores: Prof. José Sérgio da Rocha Neto e Prof. Antonio Marcus Nogueira Lima.

1 – Atuador artificial 2 – Liga com memória de forma 1 – Título

CDU 620.1.051

**SISTEMA DE ARTICULAÇÃO INTELIGENTE POR MEIO DA LIGA COM
MEMÓRIA DE FORMA**

WALTER ANDRÉS VERMEHREN VALENZUELA

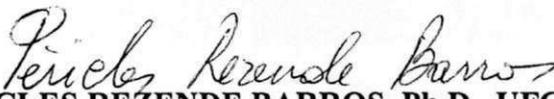
Dissertação Aprovada em 02.09.2005



JOSÉ SÉRGIO DA ROCHA NETO, Dr., UFCG
Orientador



ANTONIO MARCUS NOGUEIRA LIMA, Dr., UFCG
Orientador



PÉRICLES REZENDE BARROS, Ph.D., UFCG
Componente da Banca



CARLOS JOSÉ DE ARAÚJO
Componente da Banca

CAMPINA GRANDE - PB
Setembro - 2005

Dedicatória

Aos meus pais, pelas angústias e preocupações que passavam por minha causa, por terem dedicado suas vidas a mim, pelo amor, carinho e estímulo que me ofereceram e pelo exemplo de vida, dedico-lhes esta conquista como gratidão. Este trabalho é dedicado especialmente a meu pai Roland Wilhem Vermehren Stevenson, a minha mãe Sílvia Del Carmen Valenzuela San Martin, sempre presentes nos momentos mais difíceis, colaboradores e incentivadores, minha grande fonte de alegria.

Agradecimentos

- À Deus que é esperança, Paz, Harmonia, a Verdadeira Força, que nos faz e nos dá tudo que temos e somos;
- Aos meus pais Silvia Del Carmen Valenzuela San Martin e Roland Wilhelm Vermehren Stevenson, grandes timoneiros que sempre me guiaram pelos ditames do amor, carinho, otimismo, perseverança, honestidade, a quem sem dúvida alguma, devo tudo que tenho e sou;
- Aos meus grandes amigos do mestrado e os conquistados no laboratório de elétrica e tantos outros, pelo o apoio, incentivo e sobretudo, por estarem sempre presentes diante da menor solicitação de suas presenças, em especial ao aluno de mestrado Jadsonlee da Silva Sá;
- Aos meus orientadores José Sérgio da Rocha Neto e Antônio Marcus Nogueira Lima pela paciência que sempre souberam me encaminhar nos estudos;
- Aos companheiros do LIEC pela alegria e convivência fraterna;
- Ao Instituto de Tecnologia do Amazonas - UTAM juntamente com a Universidade do Estado do Amazonas - UEA por terem me dado esta oportunidade a Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado do Amazonas-FAPEAM.

Agradecimento Especial

Ao Professor Carlos José de Araújo, do Departamento de Engenharia Mecânica da UFCG, por sua contribuição na elaboração do protótipo experimental, sem o qual este trabalho não seria possível, e pelas inúmeras dúvidas esclarecidas.

Resumo

Nesta dissertação estuda-se a caracterização do comportamento de um sistema articulado sob um carregamento constante, que utiliza como atuador uma liga com memória de forma com composição química principal de níquel e titânio. Uma plataforma de testes foi desenvolvida e implementada para submeter esses fios à ciclos de aquecimento e resfriamento.

Foi elaborada uma interface elétrica a qual utiliza a ferramenta de desenvolvimento TMS320LF2407A eZdsp Starter Kit (DSK), com o Processador Digital de Sinais da família TMS320C24x, com o suporte dos programas eXpressDSPTM que inclui o ambiente integrado de desenvolvimento *Code Composer Studio*TM, DSP/BIOS programa *kernel* em tempo real. Utilizou-se essa interface para estimular o acionamento de sistemas de controle elétrico e de posição angular da articulação.

Testes demonstraram que a posição final da articulação pode ser controlada por intermédio da corrente que circula pelo fio, ocorrendo maior ou menor aquecimento do fio de liga metálica com memória de forma.

As principais contribuições do presente projeto de pesquisa tratam da aplicação de um músculo artificial para substituir o natural e/ou treinamento de incapacitados destinado a restabelecer-lhes o uso das faculdades físicas, permitindo a reintegração do indivíduo as suas atividades sociais.

Abstract

In this dissertation is studied the characterization of the one behavior of a system articulated under a constant load, that it uses as actuator a alloy with memory of form with main chemical composition main of nickel and titanium. A platform of tests was developed and implemented to submit these wires to the heating cycles and cooling.

An electric interface was elaborated which uses the development tool TMS320LF2407A eZdsp Starter Kit (DSK), with the Digital Processor of Signals of the family TMS320C24x, with the support of the programs eXpressDSP that it includes the development environment integrated Code Composer, DSP/BIOS programs in real time. This interface was used to stimulate drive systems of electric control and angular position of the joint.

Tests had demonstrated that the final position of the joint can be controlled by means of the current that circulates for the wire, occurring bigger or lesser heating of the wire of metallic shape memory alloy.

The main contributions of the present project of research deals with the application of an artificial muscle to substitute the natural one and to rehabilitate special carriers of necessities the social activities, allowing the reintegration of individual its social activities.

Sumário

Introdução	1
1 Atuador natural	4
1.1 Marcha humana	7
1.2 Aquisição de dados antropomórficos	8
1.3 Determinação dos parâmetros antropométricos	9
1.3.1 Método do modelo matemático	10
1.4 Parâmetros dos segmentos do corpo	11
1.5 Aquisição de dados cinemáticos	13
1.6 Conclusão	15
2 Atuadores artificiais	16
2.1 Introdução	16
2.2 Ligas com memória de forma	17
2.2.1 Características termomecânicas do SMA	18
2.2.2 Características físicas e mecânicas	21
2.2.3 Tratamento térmico	24
2.2.4 Atuador artificial x natural	24
2.2.5 Aplicações em articulações	25
2.3 Conclusão	27
3 Projeto da plataforma de testes	28
3.1 Descrição da conjunto mecânico articulado e material disponível	28
3.1.1 Base	29
3.1.2 Coluna	31
3.1.3 Articulação	31
3.1.4 Alavanca	32
3.1.5 Músculo artificial	32
3.2 Implementação elétrica para o funcionamento da plataforma de testes . . .	32
3.2.1 Circuito elétrico da interface de controle	34

3.3	Conclusão	35
4	Resultados experimentais	37
4.1	Preparação do fio de NiTiNOL	37
4.1.1	Tratamento térmico	38
4.1.2	Avaliação da resistência elétrica	41
4.1.3	Treinamento da alavanca na horizontal	43
4.1.4	Modelo do sistema de controle de posição do atuador	46
4.1.5	Avaliação da alavanca na horizontal	47
4.1.6	Funcionamento em modo atuador diferencial	48
4.2	Controle do conjunto mecânico articulado	50
4.2.1	Sistema em malha aberta	51
4.2.2	Sistema em malha fechada	54
4.2.3	Sistema em malha fechada com controle da corrente	55
4.2.4	Sistema em malha fechada com controle da posição da alavanca	59
4.3	Conclusão	60
5	Conclusões	62
5.1	Sugestões para trabalhos futuros	63
A	Equação do Movimento do membro inferior humano	64
A.1	Movimento cinemático e dinâmico	65
A.2	Equações iterativas da dinâmica de Newton-Euler	69
A.2.1	Equações recursivas para o membro inferior	70
A.2.2	Simulação dinâmica	78
B	Programas do sistema e controle	79
	Referências Bibliográficas	89

Lista de Símbolos e Abreviaturas

τ	Matriz momento generalizado da articulação	[Nm]
τ_i	Torque nas articulações	[Nm]
${}^i f_i$	Força exercida no segmento i pelo segmento i-1	[N]
${}^i n_i$	Torque exercido no segmento i pelo segmento i-1	[Nm]
${}^{i+1} \dot{\omega}_{i+1}$	Aceleração angular	[rad/s ²]
${}^{i+1} \dot{v}_{C_{i+1}}$	Aceleração linear do centro de massa	[m/s ²]
${}^{i+1} \dot{v}_{i+1}$	Aceleração linear	[m/s ²]
${}^{i+1} \omega_{i+1}$	Velocidade angular	[rad/s]
${}^{i+1} F_{i+1}$	Força atuando no centro de massa	[N]
${}^{i+1} N_{i+1}$	Torque atuando no centro de massa	[Nm]
A_s	Segmentos antropométricos	[cm]
$F(\Theta, \dot{\Theta})$	Força de atrito generalizado da articulação	[N]
F_G	Força de reação do solo	[N]
F_J	Resultante forças nas articulações e momentos	[N]
$G(\Theta)$	Vetor de termos da gravidade	[Nm]
$M(\Theta)$	Matriz da massa ou de inércia	[Nm ²]
$V(\Theta, \dot{\Theta})$	Vetor de termos centrífugos e de Coriolis	[m/s]
A_f	Início da fase austenítica	
A_s	Final da fase austenítica	
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas	
ADC	<i>Analogic Digital Converter</i> (Conversor Analógico Digital)	
BSPs	<i>Body Segment Parameters</i>	
CAD	Desenho auxiliado por computador	
DPA	<i>Dual photon absorptiometry</i>	

DSP	<i>Digital Signal Processing</i> (Processador Digital de Sinais)
EMF	Efeitos de memória de forma
gdl	Graus de liberdade
M_f	Final da fase martensítica
M_s	Início da fase martensítica
MRI	<i>Magnetic resonance imaging</i>
NiTiNOL	Níquel Titânio Naval Ordnance Laboratory
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modulação por Largura de Pulso)
SMA	<i>Shape Memory Alloys</i> (ligas com memória de forma)
TC	Tomografia Computadorizada

Lista de Tabelas

1.1	Dados antropométricos requeridos para predição dos parâmetros dos segmentos do corpo para um homem normal(CHANDLER et al., 1975)	11
1.2	Cinemática angular (ângulos anatômicoa das articulações, velocidade angular dos segmentos e acelerações) para um homem normal	14
2.1	Estimativas mecânicas da liga de NiTiNOL.	21
2.2	Estimativa das temperaturas de transformação e tensão da liga de NiTiNOL.	22
2.3	Estimativas físicas da liga de NiTiNOL.	22
2.4	Tabela comparativa entre o músculo e o SMA	25
4.1	Dados gerais dos fios de SMA utilizados e testados.	37
A.1	Parâmetros Denavit-Hartenberg para o modelo do membro inferior humano.	67

Lista de Figuras

1.1	Menor unidade motora controlável.	5
1.2	Fisiologia muscular humana.	5
1.3	Representação esquemática da posição dos membros inferiores durante o ciclo completo do andar.	7
1.4	Medidas antropométricas.	10
1.5	Dinâmica inversa do corpo rígido, adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (2000).	12
1.6	Aproximação inversa da dinâmica do corpo rígido, adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (2000).	12
2.1	Fase da transformação da SMA (1) aquecendo-se, (2) resfriado com uma força aplicada, e (3) resfriando sem uma força aplicada.	19
2.2	Gráfico tensão-alongamento-temperatura do material de SMA.	20
2.3	Curva de temperatura-resistividade para uma fase de transformação completa (LAFONTAINE; HUNTER, 1998).	23
2.4	Configuração das juntas usando SMA com retorno por mola.	26
2.5	Configuração das juntas com atuação diferencial por SMA.	27
3.1	Desenho de conjunto em vista isométrica do conjunto mecânico articulado.	29
3.2	Desenho de conjunto do conjunto mecânico articulado em vistas ortogonais.	30
3.3	Lista de material para os itens constantes no desenho de conjunto.	30
3.4	Desenho da articulação do conjunto mecânico articulado.	31
3.5	Diagrama representativo da interface de controle.	33
3.6	Diagrama de blocos da interface elétrica de controle.	33
3.7	Sinais x e y medidos com um osciloscópio digital, do sinal modulado e filtrado nos feixes de fios de extensão.	35
3.8	Sinais x e y medidos com um osciloscópio digital, do sinal modulado e filtrado nos feixes de fios de flexão.	35
3.9	Circuito de interface de controle utilizada para teste do conjunto mecânico articulado.	36

4.1	Esquema ilustrativo da atuação do SMA com aplicação de corrente variável e carga constante.	38
4.2	Curvas características corrente x deslocamento do fio TiNi liga tipo M. . .	39
4.3	Curvas características corrente x deslocamento dos fios Flexinol e TiNiCu. . .	40
4.4	Curvas de efeito memória de forma sob carga em função da carga aplicada aos fios em tração uniaxial.	40
4.5	Diagrama de blocos do processo de medição da resistência elétrica.	41
4.6	Curva resistência elétrica - temperatura, do fio usado na plataforma desenvolvida.	42
4.7	Medição do esforço para início do acionamento da alavanca.	43
4.8	Desenho do conjunto mecânico articulado com alavanca posicionada horizontalmente.	44
4.9	Conjunto mecânico articulado com alavanca móvel posicionada horizontalmente (início do funcionamento).	45
4.10	Conjunto mecânico articulado com alavanca móvel posicionada horizontalmente (final do funcionamento).	45
4.11	Curva correspondente a variação da corrente e o ângulo alcançado com a contração do feixe de fios.	48
4.12	desenho ilustrativo.	49
4.13	Posição inicial.	49
4.14	Comportamento dos sinais modulados ao longo do tempo, do ciclo para simular a marcha humana, para flexão e extensão.	50
4.15	Curvas correspondentes a variação da posição da alavanca.	51
4.16	Diagrama em bloco do sistema em malha aberta.	52
4.17	Curva de corrente x tempo para o feixe de fios na extensão em sistema de malha aberta.	52
4.18	Curva de corrente x tempo para o feixe de fios na flexão em sistema de malha aberta.	52
4.19	Curva de ângulo x tempo quando o feixe de fios de flexão está sendo contraído.	53
4.20	Curva de ângulo x tempo quando o feixe de fios de extensão está sendo contraído.	53
4.21	Sistema de controle em diagrama de blocos do sistema malha fechada. . . .	54
4.22	Fluxograma do sistema em malha fechada.	55
4.23	Diagrama de blocos do sistema em malha fechada com controle da corrente. . .	56
4.24	Curva de corrente x tempo do sistema de controle em malha fechada com sinal de referência na forma de degrau constante, ao atuar o feixe de fios de extensão.	57

4.25	Curva de corrente x tempo do sistema de controle em malha fechada com sinal de referência na forma de degrau constante, ao atuar o feixe de fios de flexão.	57
4.26	Curva de corrente x tempo para o feixe de fios na atuando na extensão com controle em sistema de malha fechada com sinal em degrau variável.	58
4.27	Curva de corrente x tempo para o feixe de fios na atuando na flexão com controle em sistema de malha fechada com sinal em degrau variável.	58
4.28	Curva de posição da alavanca x tempo com controle de ângulo do sistema de controle em malha fechada quando o feixe de fios de flexão está sendo contraído.	59
4.29	Curva de posição da alavanca x tempo com controle de ângulo do sistema de controle em malha fechada quando o feixe de fios de extensão está sendo contraído.	60
A.1	Fases da marcha humana, as fases do apóio duplo e apóio simples.	65
A.2	Modelo do membro inferior humano com um sistema de coordenadas com três articulações.	66

Introdução

O ser humano procura ajustar o organismo quando existem deficiências físicas provenientes da genética ou causadas durante ou após seu nascimento, por meio de ferramentas e/ou equipamentos na tentativa de imitar ou suprir o funcionamento do órgão problemático ou ausente.

O presente trabalho tem por objeto desenvolver um sistema articulado usando como atuador artificial nominado na literatura de "músculo eletrônico" ou "músculo de arame" que pertence à classe de metais conhecida como *Shape Memory Alloys* (ligas com memória de forma) ou, abreviado SMA,. Desenvolvido em 1963, no laboratório *US Naval Ordinance*, uma liga comercial de Níquel e Titânio e tem uma estrutura cristalina que pode assumir diferentes formas a distintas temperaturas, chamado de NiTiNOL (um acrônimo para Níquel Titânio *Naval Ordinance Laboratory*).

Neste contexto, o desenvolvimento de próteses antropomórficas para substituição de membros inferiores, como também aparelhos ortopédicos para auxílio na reeducação motora, para uso dos músculos em novas funções e/ou para o restabelecimento de uma função perdida ou diminuída, constitui-se de um tema de relevância social que enseja vários desafios científicos e tecnológicos. A idéia de o homem substituir ou complementar membros por artefatos mecânicos, vem de tempos remotos, havendo evidências de tentativas no período helênico e heneidico, sendo a referência mais antiga a próteses. O primeiro artefato que se poderia chamar de prótese artificial de um membro real, foi construído em madeira e bronze pelos romanos em 300 A.C. (EDELSTEIN, 1993).

O desenvolvimento de modelos de atuadores que imitem com certa perfeição os movimentos executados pelos músculos humanos constitui um grande desafio, pois, apesar do grande número de técnicas de modelagem matemática e de simulação hoje disponíveis, ainda não se tem conhecimento de sistemas que apresentem nível de funcionamento equivalente aos sistemas naturais (HERMINI; BALTHAZAR, 2004), não permitindo, portanto, uma perfeita mímica entre o artificial e o orgânico.

Com essa idéia, o presente trabalho pretende fundamentar-se na engenharia elétrica e mecânica aplicando na bioengenharia, adaptando equipamentos às necessidades dos seres humanos e criando aparelhagem para substituir ou complementar, temporária ou

permanentemente, a função de um órgão.

Motivação

O que motivou o processo de estudo deste trabalho foram:

- O princípio de que desenvolver novos produtos com a participação da universidade pode contribuir com as tecnologias atuais como as futuras e, ainda, melhorar a vida da população menos afortunada;
- De acordo com o censo realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística IBGE (2000), 24,6 milhões de brasileiros são portadores de algum tipo de deficiência, entre física, mental ou com dificuldades para enxergar, ouvir e locomover-se;
- A constituição brasileira garante aos portadores de deficiência, além da assistência de profissionais de saúde, a distribuição de órteses (para pacientes com paralisia de membros) e próteses (para amputação de membros), como cadeira de rodas, bengalas, andadores, próteses de membro inferior e superior, aparelhos auditivos e óculos;
- A existência de materiais que podem ser usados como atuadores, com características de "memória de forma" e "superelasticidade" (pseudo-elasticidade), com vantagens sobre os convencionalmente utilizados, como motores e solenóides, onde aqueles ocupam pouco espaço físico, de baixo peso, quando são atuados podem manejar um peso considerável e podem fornecer movimentos lineares suaves com uma contração em torno de 8% do seu comprimento podendo ser usados em alavancas.

Objetivos e contribuições

No presente trabalho apresenta-se o desenvolvimento de uma articulação que auxilie a marcha humana e equipamentos fisioterápicos, que serão utilizados, quando houver a amputação do membro inferior acima do joelho (amputação transfemural). Esta articulação foi projetada, utilizando um atuador do tipo SMA, para simular uma movimentação semelhante à do membro natural que ela substitui, para preservar um compromisso de melhorar o aspecto físico e minimizar seu custo, volume e peso. O emprego do material de SMA em atuadores termomecânicos permite eliminar as uniões e transmissões mecânicas e, conseqüentemente, concebe uma prótese cuja movimentação seja mais aproximada do movimento do membro natural que ela irá substituir.

São metas do presente projeto de pesquisa no desenvolvimento de uma estrutura articulada:

- Conceituar o músculo natural e aquisição das dimensões segmentais do membro inferior;
- Conceituar o músculo artificial e suas características bem como seu comportamento;
- O dimensionamento de uma plataforma de testes e sua implementação em laboratório.

As principais contribuições do presente projeto de pesquisa tratam da implementação e aplicação de músculo artificial utilizando o material de SMA e do projeto de uma estrutura mecânica articulada para simulação do joelho humano.

Sinopse dos capítulos

O conteúdo do presente trabalho está dividido em capítulos, apresentando os atuadores naturais e artificiais e comparando-os, culminando em uma implementação da teoria com um protótipo.

Apresenta-se, no Capítulo 1, um atuador natural com seu funcionamento intrínseco, em um primeiro momento, na intenção de introduzir a análise da marcha humana, mas não prover um guia amplo. Discutindo os fundamentos da marcha de cunho teórico e biomecânico.

No Capítulo 2 descreve-se os atuadores artificiais justificando a aplicação no presente trabalho na articulação acionada pelo material de SMA com suas características físicas na utilização como músculos.

E no Capítulo 3 elabora-se uma plataforma de testes, gerando um protótipo, o qual será implementada as características físicas funcionais do movimento relativo ao joelho, que será acionada por sinais de controle gerados por um sistema de controle microprocessado.

E no Capítulo 4 apresenta-se os testes com o fio de NiTiNOL instalado no protótipo executado e em seguida serão apresentados os resultados práticos para validação da teoria empregada neste trabalho.

Finalmente, no Capítulo 5 apresenta-se as discussões finais e resume-se as principais conclusões e contribuições obtidas a partir dos resultados obtidos no estudo. Aqui, são sugeridas algumas futuras investigações que dariam prosseguimento aos estudos do comportamento e da modelagem da articulação atuada por meio dos fios com memória de forma.

Capítulo 1

Atuador natural

No sistema de marcha humana, os elementos atuadores são constituídos pelos tecidos musculares, que unidos aos ossos por meio de tendões, são atuados eletricamente, comandados pelo sistema nervoso, de modo que, quando recebem um estímulo se contraem linearmente, gerando uma ação sob uma determinada articulação. O comando é feito por uma unidade motora, ilustrada na Figura 1.1, que é o termo utilizado para descrever a menor unidade muscular controlável. Uma unidade motora é constituída por um neurônio motor, suas junções neuromusculares e as fibras musculares enervadas por este neurônio (BELTRAMINI, 1999).

O atuador natural é constituído pelo tecido muscular e é composto por um feixe de fibras unidas pelo tecido conjuntivo, como o ilustrado na Figura 1.2. Cada fibra consiste num feixe de fibras menores, as miofibrilas (fibrilas contráteis), e estas, por sua vez, são constituídas por estruturas ainda menores, os miofilamentos. Estes são compostos por pequenas fibras chamadas sarcômeros. Cada fibra é uma célula muscular que possui uma micro-estrutura fibrosa formada por filamentos grossos e delgados constituindo unidades, que recebendo estímulos nervosos se contraem conforme a intensidade do estímulo. É assim o funcionamento e composição do músculo, o atuador natural.

Músculos são excepcionais por sua larga distensão de movimento (aproximadamente 15% do comprimento do seu corpo) e vida muito longa (acima de 2,5 bilhões de ciclos). Mesmo que a eficiência da conversão de energia química para mecânica é moderadamente baixa (35%), como são, também, a força por unidade de área (350 kpa), a relação de potência por massa (50 W/kg, 200 W/kg de pico) e a largura de faixa (10 a 20 Hz) (LAFONTAINE; HUNTER, 1998).

Os músculos são escalonáveis na sua forma, podendo obter-se mais força ou deslocamento pela adição de fibras musculares em paralelo ou em série. Os músculos têm uma energia armazenada cerca de 35 contrações completas, desta forma um suplemento de energia externa não necessita ser provido para uma alta velocidade de resposta com

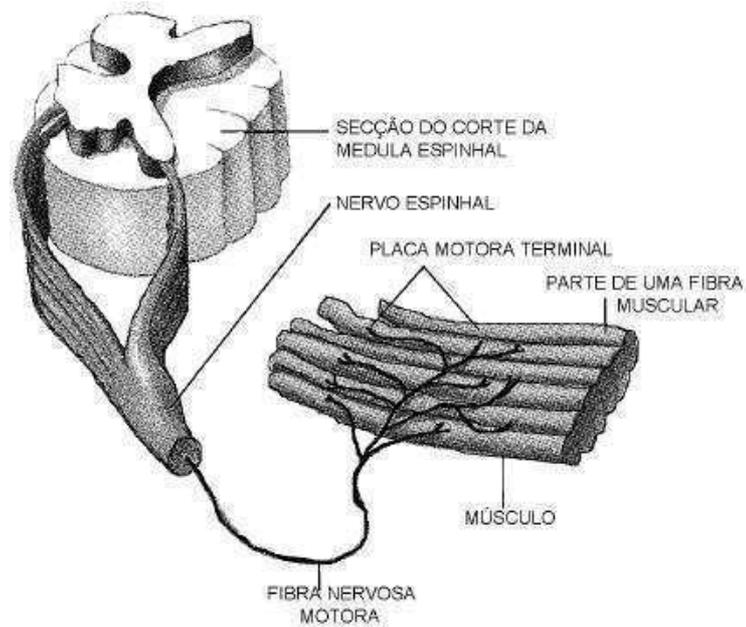


Figura 1.1: Menor unidade motora controlável.

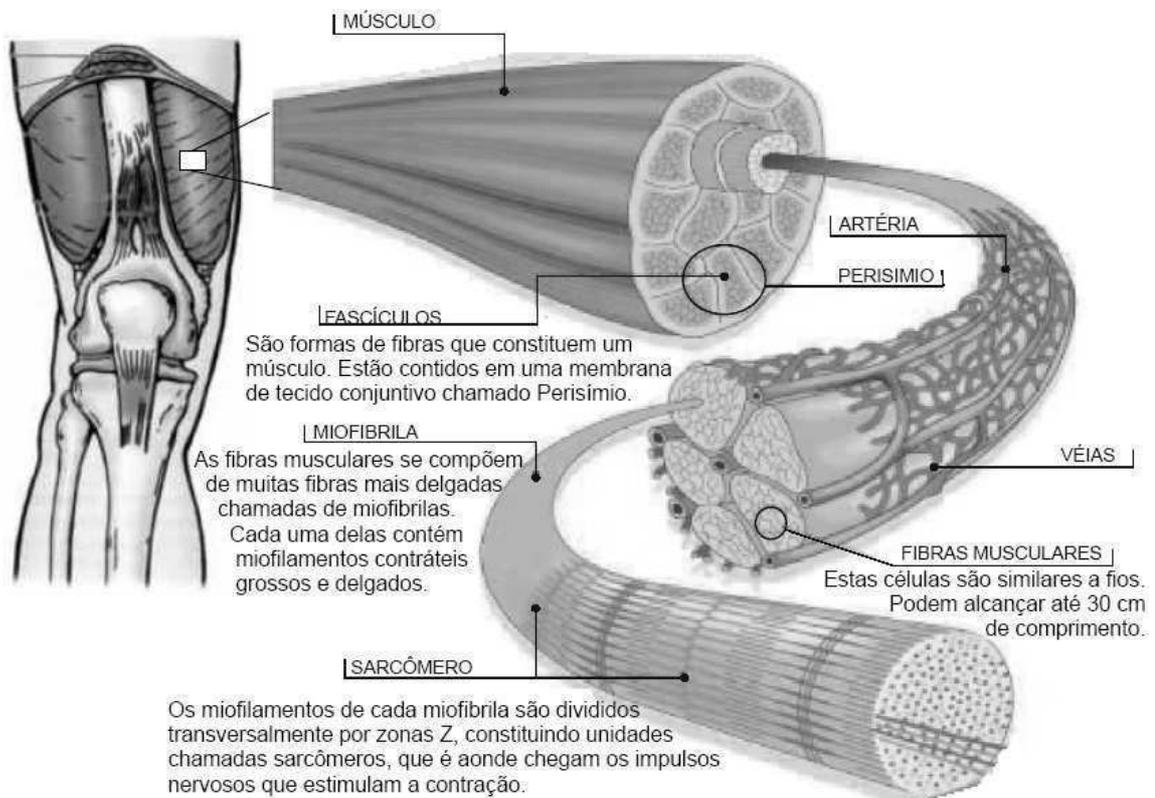


Figura 1.2: Fisiologia muscular humana.

baixo atraso muscular. Músculos não podem ser usados como um gerador para recuperar energia do trabalho mecânico (LAFONTAINE; HUNTER, 1998).

Os músculos dos membros inferiores estão envolvidos com as funções de:

- Suportar o peso do corpo;
- Manter as posturas frente à ação da gravidade;
- Possibilitar locomoção.

Para o estudo a seguir utiliza-se a biomecânica que corresponde a aplicação dos princípios da mecânica aos seres vivos. A biomecânica interna preocupa-se com as forças internas, com as forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo tais como forças musculares, forças exercidas sobre os tendões, ligamentos, fâscias, ossos, cápsulas e cartilagens articulares (AMADIO; DUARTE, 1996).

Já a biomecânica externa representa aqueles parâmetros de determinação quantitativa e/ou qualitativa referente as mudanças de lugar e posição do corpo humano, com auxílio de medidas descritivas cinemáticas e dinâmicas (trajetória, velocidade, aceleração, força, etc...). Ou seja, referem-se às características observáveis exteriormente na estrutura do movimento (AMADIO; DUARTE, 1996).

Pode-se, também, destacar a antropometria que preocupa-se em determinar características físicas do corpo humano, tais como as dimensões, formas geométricas de segmentos, distribuição de massa, braços de alavanca, posicionamento de eixos articulares, etc., definindo um modelo antropométrico, contendo parâmetros necessários para a construção de um modelo biomecânico da estrutura analisada.

Essa área de estudo auxilia na descrição e análise do movimento, apoiando-se na construção de modelos antropométricos do corpo humano, tendo por base leis matemáticas e físicas, procurando a otimização do rendimento (AMADIO, 1989).

Os métodos de investigação já usados para a determinação das características e propriedades da massa corporal humana, podem dividir-se nas seguintes categorias segundo Zatsiorsky e Seluyanov (1983) (in: Amadio e Duarte (1996)):

1. investigação em cadáveres;
2. investigação in vivo;
3. investigação analítica indireta.

As investigações com cadáveres consistem na determinação das características e propriedades da massa corporal, após o desmembramento dos segmentos do corpo. Um dos

estudos deste tipo mais citado é o de Dempster (1955), o qual utilizou cadáveres de sujeitos entre os 52 e os 83 anos com pesos que variaram entre 49 e 72 Kg.

As investigações antropométricas in vivo, consistem em caracterizar e determinar as propriedades da massa em corpos vivos através de diversos métodos, como por exemplo, a pesagem hidrostática (imersão), a fotogrametria ou o pêndulo físico.

Finalmente, as investigações analíticas indiretas têm por base procedimentos analíticos para o cálculo das características e propriedades inerciais da massa corporal. Estes modelos são construídos com base em corpos rígidos e articulados. Esses modelos caracterizam-se por serem:

1. sólidos de densidade uniforme;
2. com formas geométricas simples;
3. com os eixos articulares fixos substituídos por móveis, para que simulassem posições e movimentos humanos.

1.1 Marcha humana

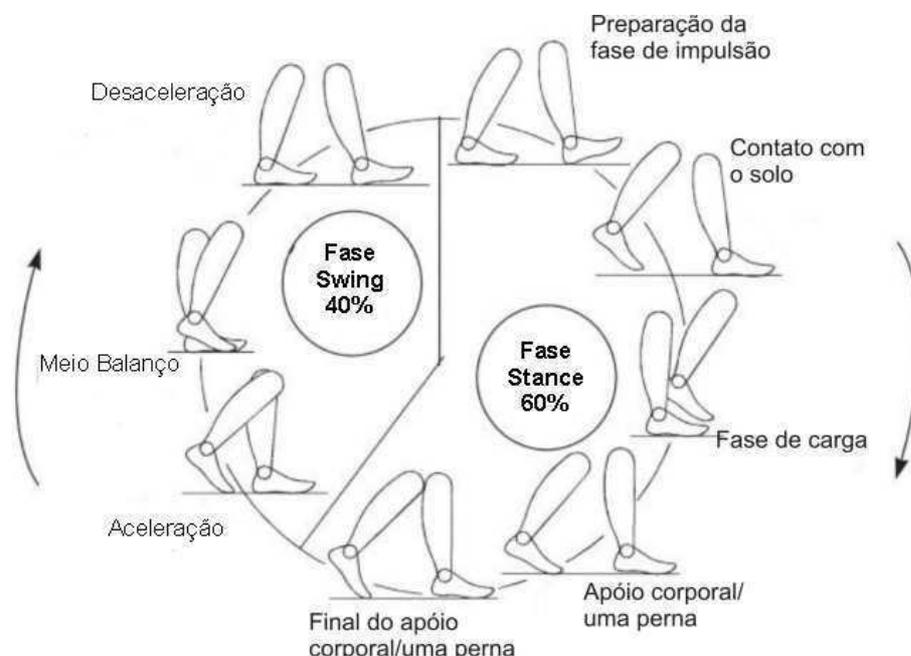


Figura 1.3: Representação esquemática da posição dos membros inferiores durante o ciclo completo do andar.

Existem duas principais fases do ciclo completo de andar a fase *stance* e a fase *swing*, como ilustra-se na Figura 1.3.

Tradicionalmente o ciclo de andar tem sido dividido em oito eventos ou períodos, cinco durante a fase *stance* e três durante a *swing*. Os nomes desses eventos são auto descritivos e são baseados no movimento do pé (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 2000). Na nomenclatura tradicional, os eventos da fase *stance* são os seguintes:

Preparação para a fase de impulsão: com o calcanhar apontado para o chão e tocando-o, inicia o ciclo de andar e representa o ponto para o qual o centro de gravidade do corpo está em sua posição mais baixa;

Contato com o solo: com o pé na horizontal é o momento quando a superfície plantar do pé toca o chão;

Fase de carga: ocorre quando o pé em balanço passa o pé de sustentação e o centro de gravidade do corpo está em sua mais alta posição;

Apóio corporal por meio de uma perna: Ocorre quando o calcanhar perde o contato com o chão e o impulso é inicializado via o músculo tríceps, com o plantar flexionando o tornozelo. O tornozelo do pé que se mantém fixo serve como ponto de rotação;

Final do apoio corporal: tocando com a ponta dos pés termina a fase *stance* com o pé deixando o chão. O joelho se encontra estendido e começa a flexionar, como resultado da introdução à fase de impulsão. Esta fase é uma das mais interessantes do ciclo da marcha.

Os eventos da fase *swing* são os seguintes:

Aceleração: inicia assim que o pé deixa o chão e o músculo do quadril é ativado para iniciar a aceleração do membro inferior para frente;

Meio Balanço: ocorre quando o pé passa por de baixo do corpo coincidindo com a fase de carga do outro pé;

Desaceleração: descreve a ação em que há desaceleração dos músculos. A parte final começa no momento em que a perna se encontra em posição vertical e termina quando o pé toca o solo. Tanto o joelho como a cadeira continuam o movimento da última fase.

1.2 Aquisição de dados antropomórficos

Os parâmetros dos segmentos do corpo ou como é mais conhecido na literatura *Body Segment Parameters-BSPs*, ou, ainda, como parâmetros inerciais são requeridos na análise

dinâmica e para prover os meios necessários à determinação das características físicas dos segmentos ou corpo. A precisa determinação dos BSPs é fundamental para a confiança do modelo. Porém, devido a inerentes diferenças de morfologia, os parâmetros inerciais variaram muito de segmento para segmento. Observa-se que esses parâmetros variarão para um simples segmento toda vez que houver a circulação do sangue, contração do músculo, deformação da camada de tecido devido a forças externas e outros fatores. Infelizmente, a determinação desses parâmetros é uma tarefa difícil. Ainda que existam inúmeros métodos atualmente avaliáveis, não existe um método provendo um simples e confiável recurso para medi-los. Vaughan, Davis e O'Connor (2000) apresentaram dados antropométricos requeridos, ilustrado na Tabela 1.1, para a predição de parâmetros dos segmentos dos membros inferiores humanos, para um homem com massa corporal de 64,9 kg.

O explícito conhecimento a respeito da posição, tipo e composição de segmento é usado na determinação dos parâmetros inerciais. Alguns métodos avaliáveis para determinar os BSPs, são:

- a antropometria, com seus vários métodos, existindo equações podem ser usadas para calcular os BSPs quando um específico conjunto de medidas são feitas (BUCKLEY et al., 1987; CHUMLEA; BAUMGARTNER, 1989; CONTINI, 1972; DRILLIS; CONTINI, 1966; HINRICHS, 1985, 1990; JENSEN, 1986; MCCONVILLE et al., 1980; PREUSS; BOLIN, 1988; YOUNG et al., 1985);
- a imersão que usa o princípio de Arquimedes para determinar o volume de um segmento submerso, pela sua simplicidade tem sido a base para numerosos estudos e tem sido usado para a verificação de novos métodos (DEMPSTER, 1955; DRILLIS; CONTINI, 1966; IVANITSKIY, 1956; PREUSS; BOLIN, 1988; SALZGEBER, 1949);
- o método do pêndulo que envolve a oscilação de um segmento a cerca de um eixo (essa técnica não é muito usual para referências vivas, devido a interferências ao redor dos músculos com oscilação livre causando erros (BROWN, 1987)); e
- os mais novos com processamento de imagens como a tomografia computadorizada (TC) que usa a radiação ionizada, Imagem por Ressonância Magnética (MRI) usando um campo magnético e o Método absorciometria de feixe duplo de energia (*Dual photon absorptiometry*- DPA) onde o segmento é irradiado com fótons.

1.3 Determinação dos parâmetros antropométricos

Uma vez descrita a dinâmica das fases de andar é necessária a determinação dos parâmetros de corpo rígido e da geometria do sistema do atuador humano. A estimação dos

parâmetros dos segmentos do corpo é uma técnica com as seguintes características:

- Personalizada para os indivíduos;
- Tempo curto requerido para fazer as medições;
- De baixo custo e seguro;
- Razoavelmente preciso.

Pode ser descrita uma técnica que reúne estes critérios. Não surpreendentemente está baseado na antropometria. Na Figura 1.4 ilustra-se as medições que precisam ser feitas para um homem normal. Essas medições antropométricas foram estudadas e apresentadas por Chandler et al. (1975) e alguns valores são condensados na Tabela 1.1. Estes valores por conterem medidas mínimas e máximas, podem também ser aplicados a população brasileira, visto ser de características antropométricas muito diversificada devido a mistura de raças.



Figura 1.4: Medidas antropométricas.

1.3.1 Método do modelo matemático

Existem muitos problemas metodológicos na medição direta das forças e momentos transmitidos pelas articulações humanas, a tensão em um grupo de músculos e a ativação do sistema nervoso central e do periférico. Isso é causado na análise do modo de andar que adota a aproximação indireta ou a inversa. A inversa é ilustrada no fluxograma

Tabela 1.1: Dados antropométricos requeridos para predição dos parâmetros dos segmentos do corpo para um homem normal(CHANDLER et al., 1975)

item	Medida Antropométrica A_s	valor (cm)
1	Altura iliacos espinhal superiores anteriores	90,8-102,9
2	Comprimento da coxa	42,9-49,2
3	Circunferência média da coxa	33,8-54,0
4	Comprimento da perna	40,8-49,2
5	Circunferência da perna	27,4-38,8
6	Circunferência do joelho	34,4-39,7
7	Comprimento do pé	22,8-26,3
8	Altura Lateral do maleolus	4,9-7,1
9	Circunferência do tornozelo	19,4-22,6
10	Largura do stylium-metacarpale III	7,6-9,2
11	Circunferência da rótula	23,8-28,1
12	Circunferência do calcânhar	20,8-25,9
13	Circunferência da canela	27,4-38,8
14	Largura do joelho	10,0-12,0
15	Circunferência superior da coxa	41,1-58,5

das Figuras 1.5 e 1.6. Note que quatro dos componentes do ciclo de movimento podem ser medidas antes da análise pelo analista do modo de andar o 3 (eletromiografia), 5 (antropometria), 6 (deslocamento dos segmentos) e 7 (forças de reação do solo). No sentido estrito, eletromiografia não mede a tensão em músculos, mas pode nos dar a percepção dos padrões de ativação do músculo. Na Figura 1.6, conhecendo os segmentos antropométricos A_s encontra-se a massa dos segmentos m_i e os momentos de inércia, considerando o deslocamento dos segmentos P_i que derivando sucessivamente obtêm-se as velocidades v_i e as acelerações \dot{v}_i . As forças de reação do solo F_G são usados com as massas dos segmentos e acelerações nas equações do movimento dará a resultante forças nas articulações e momentos F_J .

1.4 Parâmetros dos segmentos do corpo

Para os parâmetros dos segmentos do corpo são apresentados medidas antropométricas simples, como a massa total do corpo e comprimentos dos segmentos do membro inferior. Esses dados podem ser utilizadas em equações de regressão para predizer as massas e momentos de inércia dos segmentos dos membros inferiores. A maior parte das equações

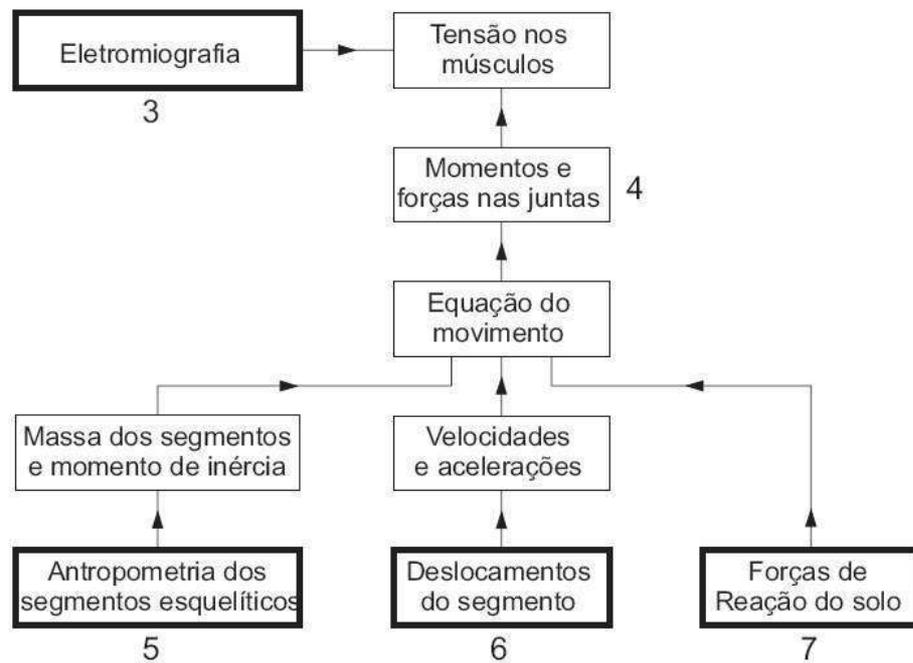


Figura 1.5: Dinâmica inversa do corpo rígido, adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (2000).

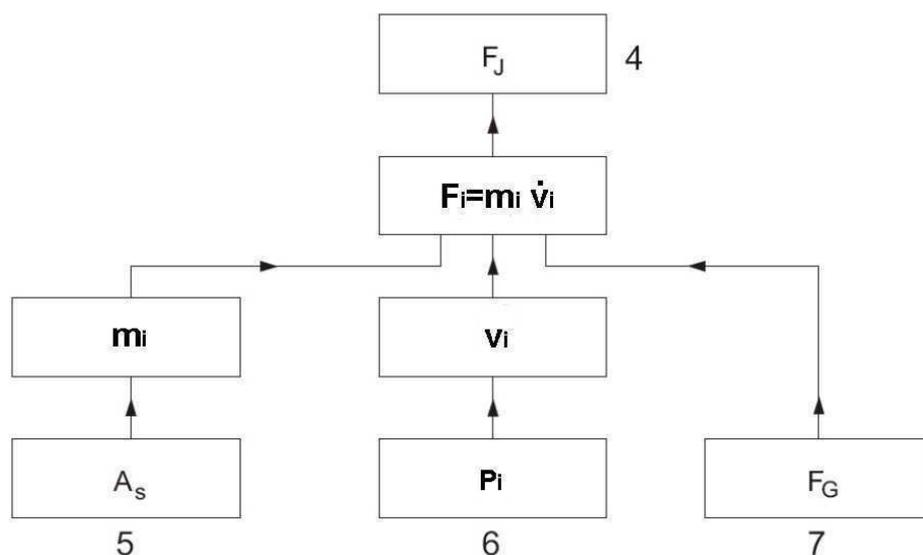


Figura 1.6: Aproximação inversa da dinâmica do corpo rígido, adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (2000).

utilizadas se baseiam em trabalhos posteriores ao de Chandler et al. (1975), que dissecou seis cadáveres de indivíduos adultos do sexo masculino. Divididos em 14 partes, para cada segmento destes cadáveres foram estimados, a partir de análise de movimento pendular, os momentos principais de inércia. Foram medidos também perímetros, comprimentos e larguras desses segmentos, sendo estabelecidas equações de regressão entre estes últimos parâmetros e os momentos de inércia.

A preocupação principal é personalizar os parâmetros dos segmentos do corpo separadamente, isto significa dizer:

- Massa dos segmentos individualmente (por exemplo, coxa, perna , pé);
- Localizar o centro de gravidade dos segmentos individualmente, relativo a alguns marcos anatômicos (por exemplo, proximal e articulações de distal); e
- Momentos de inércia dos segmentos com respeito aos três eixos ortogonais que passem pelo centro de gravidade do segmento.

A análise dinâmica do movimento envolve a integração da cinemática, cinética e dados antropomórficos para determinar a equação do movimento de um corpo envolvido em uma atividade física. Os dados típicos requeridos de um modelo, em biomecânica, são as forças e torques nas articulações dos segmentos. A análise do movimento pode ser aplicada para um largo campo de atividades dependendo do exato modelo criado e o equipamento de coleta dos dados necessários.

Outra preocupação é a seleção de segmentos individualmente. Foram escolhidos seis segmentos: coxa, perna e pé (dos membros inferiores esquerdo e direito). Supondo que estes são segmentos rígidos cujas dimensões, e assim os parâmetros dos segmentos, não mudam durante o movimento. Porém, sabe-se que, por exemplo, o pé não é um segmento rígido e assim deve-se estar atento, visto que, qualquer modelo tem algumas limitações.

1.5 Aquisição de dados cinemáticos

A aquisição de dados cinemáticos requeridos para o movimento dinâmico são o histórico das posições, velocidades e acelerações de cada segmento do corpo. São encontradas várias maneiras de coleta desses dados como as técnicas de fotogrametria utilizadas para aquisição da informação da posição e aplicando sucessivas diferenciações obtém-se as informações das velocidades e acelerações.

Um método fotogramétrico normalmente utilizado usa câmeras fotoelétricas sensitivas para posições em duas dimensões (2D) com diodos (LEDs), que são montados nos segmentos do corpo em questão. Outros métodos utilizam goniômetros para medir o ângulo

relativo das articulações, também, são usados acelerômetros para medir a aceleração da translação e angular do segmento. Esse método requer conhecimento de orientação dos acelerômetros para cancelar os efeitos externos da gravidade. No entanto, muitas pesquisas tem empregado apenas um dos métodos. Ladin, Flowers e Messner (1989) sugerem que é necessário o uso da acelerometria para assegurar a precisão do processo de diferenciação usado na fotogrametria.

O conhecimento a cerca dos parâmetros de inércia dos segmentos do corpo como: massa, centro de gravidade, momento de inércia com respeito ao centro de gravidade e a derivada da posição com relação ao tempo do centro de gravidade são necessárias para resolver as equações do movimento.

Na aquisição dos dados cinemáticos lineares o método da fotogrametria utiliza marcadores fixos nos membros inferiores para determinar os eixos ortogonais que irão descrever o movimento linear de cada segmento. Feito isso, calcula-se um sistema de referência para cada segmento do corpo, que irão predizer as posições dos centros das juntas e as extremidades dos segmentos. Com o centro das juntas e os marcadores gera-se os quadros do sistema de referência do segmento (x,y,z), que são embutidos no centro de gravidade de cada segmento.

Usando o método da fotogrametria Vaughan, Davis e O'Connor (2000), com os parâmetros recursivos estimados de Dempster (1955) e Chandler et al. (1975) e os dados do programa *GaitLab* chega-se na Tabela 1.2 (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 2000), onde as três primeiras colunas são os dados anatômicos dos ângulos das articulações de flexão e extensão (Fl/Ex), abdução e adução (Ab/Ad), interna e externa (In/Ex) rotações. As três colunas intermediárias são as velocidades angulares das rotações dos segmentos anatômicos, $\dot{\theta}_1$, $\dot{\theta}_2$ e $\dot{\theta}_3$ e as três últimas colunas são as acelerações angulares dos segmentos anatômicos, $\ddot{\theta}_1$, $\ddot{\theta}_2$ e $\ddot{\theta}_3$, derivadas de equações cinemáticas de ângulos Euler relativos a os sistemas de referências dos segmentos.

junta/segmento	Fl/Ex	Ab/Ad	In/Ex	$\dot{\theta}_1$	$\dot{\theta}_2$	$\dot{\theta}_3$	$\ddot{\theta}_1$	$\ddot{\theta}_2$	$\ddot{\theta}_3$
Quadril D./coxa	18,9	-5,0	-3,7	0,15	0,11	-0,08	9,3	6,5	-0,3
Quadril E./coxa	-21,8	2,1	-13,3	0,61	-0,02	0,48	3,2	15,5	5,1
Joelho D./perna	10,4	4,1	-1,7	-0,15	0,95	0,88	5,2	82,8	12,7
Joelho E./perna	18,9	5,1	9,0	-0,19	0,60	-1,25	21,0	-9,4	-20,3
Tornozelo D./pé	-7,6	-6,8	-16,8	0,03	0,40	2,57	-0,7	3,1	-1,9
Tornozelo E./pé	-9,7	-8,3	-19,0	-1,18	-1,18	2,16	7,3	-16,6	38,4

Tabela 1.2: Cinemática angular (ângulos anatômicoa das articulações, velocidade angular dos segmentos e acelerações) para um homem normal

1.6 Conclusão

Com os dados apresentados pode-se obter um modelo dinâmico de um sistema mecânico permitindo relacionar a evolução temporal da posição, velocidade e aceleração, com as forças e momentos que nele atuam. Também, é possível dimensionar uma estrutura mecânica de um sistema articulado de dimensões com os parâmetros definidos para um membro inferior humano, bem como a aquisição de dados cinemáticos requeridos na marcha humana, tanto das articulações como do segmento que são usados na simulação realizadas e descritas no Capítulo A.

Capítulo 2

Atuadores artificiais

Neste capítulo descreve-se um atuador artificial que com as suas características físicas tem funcionamento semelhante a um dos componentes musculares, as miofibrilas, descritas no Capítulo 1 fornecendo suas características e justificativa para o uso em atuadores musculares.

2.1 Introdução

Ao longo do tempo a natureza proveu soluções adaptáveis que foram enfrentadas pelos animais. Assim como existem áreas de estudo tipo a bioengenharia que tenta imitar uma aproximação com a natureza por meio de modelos inspirando seres humanos a adaptá-los.

O ser humano tenta se adaptar quando existem deficiências físicas provenientes da genética ou causadas durante ou após seu nascimento, por meio de ferramentas e/ou equipamentos, na tentativa de imitar o funcionamento ótimo do órgão problemático ou ausente.

Na tentativa de se chegar ao antropóide, são usados vários atuadores artificiais para conversão de energia, os mais utilizados são:

- De energia elétrica em mecânica:
 - Motor elétrico;
 - Solenóides; e
 - Polímeros com memória de forma eletroativos.
- Energia do ar comprimido em mecânica:
 - músculo pneumático.
- Energia térmica em mecânica:

- ligas metálicas com memória de forma.

O desenvolvimento de modelos de atuadores que imitem com certa perfeição os movimentos executados pelos músculos humanos constitui um grande desafio, pois, apesar do grande número de técnicas de modelagem matemática e de simulação hoje disponíveis, ainda não se tem conhecimento de sistemas que apresentem nível de funcionamento equivalente aos sistemas naturais (HERMINI; BALHAZAR, 2004), não permitindo, portanto, uma perfeita mímica entre o artificial e o orgânico, permitindo apenas se assemelhar ao aparelho atuador humano.

2.2 Ligas com memória de forma

Dos atuadores artificiais enumerados o que será abordado no presente trabalho são os conhecidos como "músculo eletrônico" ou "músculo de arame" que pertencem à classe de metais denominados *Shape Memory Alloys* (ligas com memória de forma), ou abreviado SMA. Desenvolvido em 1963, uma liga de Níquel e Titânio, no laboratório "US Naval Ordinance", chamado de NiTiNOL (um acrônimo para Níquel Titânio Naval Ordinance Laboratory), esta liga possui uma estrutura cristalina que pode assumir diferentes formas a distintas temperaturas, demonstrando também alta relação entre potência e massa e a força por unidade de área (LAFONTAINE; HUNTER, 1998).

As SMA constituem uma classe de compostos metálicos que possuem a capacidade de desenvolver e recuperar deformações relativamente grandes podendo alcançar em torno de 8% sem apresentar deformações plásticas. Esta característica é devido, em grande parte, à capacidade que estes materiais possuem de desenvolver transformações de fase na presença de tensões mecânicas aplicadas e/ou variações de temperatura. Estas transformações são da fase austenítica¹, no estado livre de tensões e altas temperaturas, para diversas variantes da fase martensítica² a temperaturas mais baixas que a da fase austenítica. Embora estes materiais possam ser considerados como uma tecnologia emergente, vários deles já são comercialmente disponíveis na forma de fios, tubos, chapas e barras e têm sido usados em aplicações diversas na engenharia e biomédica.

Os fios de NiTiNOL e suas outras formas tem sido utilizados como músculos artificiais por causa das propriedades favoráveis do material, dentre as principais estão o baixo nível de toxicidade e a bio-compatibilidade.

¹chamada assim pelo metalúrgico que primeiramente observou essa fase William C. Austen.

²chamada assim pelo metalógrafo que primeiro estudou essa fase Adolf Martens.

2.2.1 Características termomecânicas do SMA

Dois importantes fenômenos apresentados pelos materiais de SMA são os efeitos de memória de forma (EMF) e o efeito pseudo-elástico. No EMF, a liga exibe uma deformação residual larga e completa recuperação durante a fase de transformação iniciada pela ação da temperatura. Enquanto que, no efeito pseudo-elástico, a liga exibe uma tensão residual larga e completa recuperação em descarregamento em um laço de histerese. A habilidade dos materiais de SMA de recuperação em deformações plásticas é devido a fase de transformação martensítica inicializada por certas condições de alongamento e temperatura. Para os materiais de SMA, um tensão zero e alta temperatura existe a fase de transformação Austenítica, esta é de estrutura de corpo cúbico centrado.

Na diminuição da temperatura, o material passa por uma auto acomodação da estrutura cristalina dentro da fase martensítica (normalmente uma estrutura face cúbico centrado). As temperaturas de transformação no estado de deformação zero de um material de SMA são o final da martensítica (M_f), início da martensítica (M_s), início da austenítica (A_s) e final da austenítica (A_f).

No resfriamento, a transformação para a fase martensítica inicia-se em M_s e completa na temperatura M_f . Enquanto que, no aquecimento a transformação para a fase austenítica inicia-se em A_s e se completa em A_f . Embora existam exceções, ao descrito acima, muitos materiais de SMA tem a seguinte propriedades $M_f < M_s < A_s < A_f$, ou seja, a temperatura de transformação é maior para A_f e menor para M_f , conforme ilustrado na Figura 2.1. Dada a temperatura de transformação e o conceito de auto acomodação a seguir considera-se um material de SMA transformado-se da fase austenítica em uma deformação zero pelo resfriamento através das temperaturas M_s e M_f . Este material tem múltiplas variantes e combinações, todas com equivalente cristalografia mas com diferentes orientações (SAFAK; ADAMS, 2002).

Quando a fase martensítica é induzida por tensão mecânica, ou tensão e temperatura, ocorre a formação de fase martensítica orientada, esse processo é chamado de "detwinning". Na Figura 2.1 ilustra-se o efeito "detwinning" e a transformação martensítica. Quando a fase martensítica é formada somente com variação de temperatura, ela é denominada de fase martensítica randômica(formada aleatoriamente, sem orientação preferencial).

Estas transformações ocorrem quando a liga está submetida a um determinado quadro de tensão e temperatura. Quando o material se encontra livre de tensões, as transformações de fase ocorrem com a variação de temperatura. Assim, para se converter um material de SMA da fase martensítica para austenítica, variando-se apenas a temperatura, ela deve ser aquecida a uma temperatura superior à A_s , que é a temperatura de início de transformação da fase martensítica para austenítica. Quando a liga atingir a tempera-

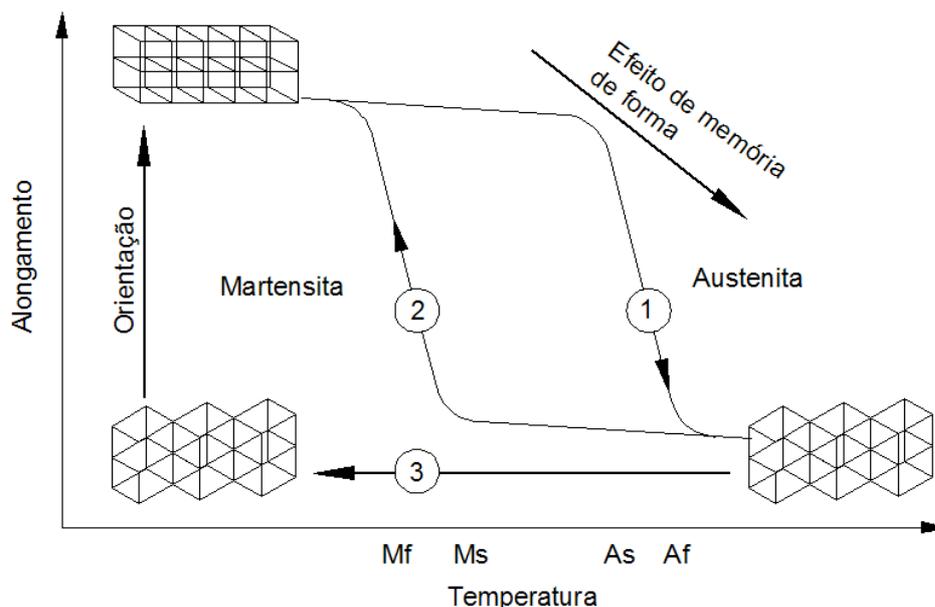


Figura 2.1: Fase da transformação da SMA (1) aquecendo-se, (2) resfriado com uma força aplicada, e (3) resfriando sem uma força aplicada.

tura A_f , ela estará 100% na fase austenítica. Quando resfriada ao atingir a temperatura M_s a liga começa a se transformar em martensita. Continuando o resfriamento, ao atingir a temperatura M_f , ela estará 100% na fase martensítica (LAFONTAINE; HUNTER, 1998).

Quando um material de SMA estiver em sua fase martensítica, pode ser deformado facilmente modificando a estrutura interna pela força aplicada. Entretanto, quando a liga for aquecida nas suas temperaturas da transformação, muda para a fase austenítica e recupera sua forma precedente gerando um esforço mecânico considerável. Este fenômeno é conhecido como efeito de memória de forma, ilustrado na Figura 2.1.

O efeito da pseudo-elasticidade pode ser descrito considerando um material de SMA inteiramente na fase austenítica à uma temperatura $T > A_f$, como ilustrado no gráfico da Figura 2.2 (IYER; HADDAD, 1994). Em uma temperatura constante existe um nível de tensão crítica que inicia a transformação da fase austenítica para a fase martensítica. Nesse nível de tensão a transformação de fase será de uma simples variante com uma completamente martensita orientada pela carga aplicada. Porém, se a liga é descarregada em uma temperatura $T = A_f$, a martensita orientada retorna a transformação dentro da fase austenítica por causa da instabilidade da fase martensítica formada nessa temperatura (SAFAK; ADAMS, 2002). Grandes aumentos da deformação elásticas recuperam-se devido ao efeito da pseudo-elasticidade resultando em uma curva de histerese característica.

O gráfico da Figura 2.2 ilustra a deformação mecânica e o ciclo térmico do material de SMA. Na ilustração o SMA é mecânicamente deformado (alongado) por uma deformação plástica de B% e a carga é, então, removida (curva OAB). Para recuperar novamente

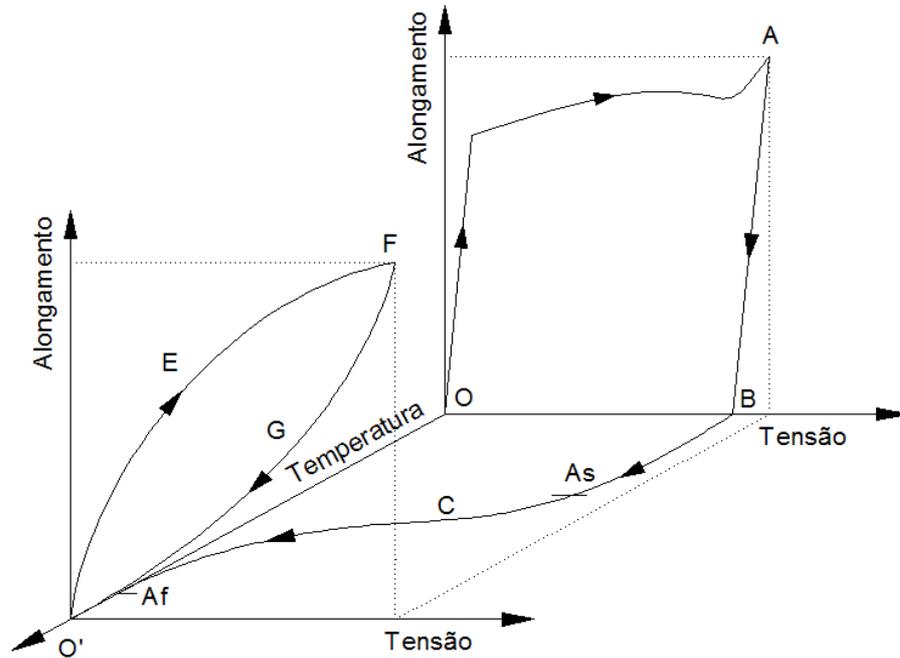


Figura 2.2: Gráfico tensão-alongamento-temperatura do material de SMA.

a forma original a liga é aquecida acima da temperatura de transformação A_s , curva BCO'. A deformação plástica B% é restabelecida entre as temperaturas de início e fim da transformação austenítica, A_s e A_f , respectivamente.

Se a liga é tensionada a uma temperatura acima da A_f o SMA desenvolverá um laço pseudo-elástico O'EFGO' como ilustrado na Figura 2.2, significando que a deformação B% é recuperada completamente removendo a carga e o material comporta-se como perfeitamente elástico.

Não obstante, o EMF tem sido considerado apenas com o efeito de "one way", onde o material de SMA, deformado abaixo da temperatura final da transformação martensítica M_f , pode recuperar novamente sua forma original quando aquecido para uma temperatura acima da A_f . Porém, quando resfriado novamente a temperatura de transformação martensítica inicial M_s a forma original do SMA permanece e o material não assume a forma deformada. Este é o efeito de memória de forma "one way".

Existe, também, o efeito de memória de forma "two way", neste caso, o material de SMA deformado abaixo da temperatura M_f ganha novamente sua configuração não deformado quando aquecido a uma temperatura acima da temperatura da transformação da fase final austenítica A_f . Porém, a configuração não deformada atinge espontaneamente a sua forma deformada quando esfriado abaixo da temperatura M_f . A liga pode, no entanto, recuperar esta configuração de não deformação se aquecido a temperatura acima da A_f . Então é possível produzir duas configurações geométricas do material submetendo-o a um ciclo térmico. Este é o efeito de memória de forma "two way" (IYER; HADDAD,

1994).

Sendo esta característica de efeito de memória de forma muito interessante pois a partir da temperatura onde se encontra a fase austenítica pode-se alongar ou contrair com características de uma mola, ou seja, pode ser utilizado independente do uso de molas para um acionador mecânico como o músculo artificial no modo diferencial como pretendido neste trabalho.

2.2.2 Características físicas e mecânicas

Para melhor caracterização dos materiais de SMA, a seguir, apresenta-se as estimativas das temperaturas e deformações de transformação, algumas propriedades físicas e mecânicas, apresentadas por um dos fabricantes do NiTiNOL, a empresa alemã Memory-Metalle GmbH (MEMORY-METALLE, 2005), onde algumas serão utilizadas na avaliação prática com a plataforma de teste. Os valores apresentados nas Tabelas 2.1, 2.2 e 2.3 são propriedades médias aproximadas que podem ser alcançadas com um especial tratamento térmico ou uma pequena diferença na composição química, adicionais características podem ser alcançadas.

Propriedades Mecânicas:	valor	unidade
Módulo de Young da austenita	70 ~ 80	GPa
Módulo de Young da martenita	23 ~ 41	GPa
Limite de elasticidade (trabalho a frio)	até 1.900	MPa
Limite de elasticidade (temperada)	900	MPa
Patamar de alongamento (Pseudo-elasticidade)	70 ~ 200	MPa
Patamar de alongamento austenita	200 ~ 650	MPa
Convencional campo de alongamento	550 ~ 700	MPa
Fator de contração transversal	0,33	
Tensão (temperado)	20 ~ 60	%
Tensão (trabalho à frio)	5 ~ 20	%
Trabalhabilidade à quente	razoável	
Trabalhabilidade à frio	difícil (endurecido)	
Maquinabilidade	muito pobre	

Tabela 2.1: Estimativas mecânicas da liga de NiTiNOL.

Na Figura 2.3 ilustra-se a mudança da resistividade elétrica do NiTiNOL com a temperatura. A resistividade é uma função da transformação de fase por consequência da variação da temperatura. Em temperaturas abaixo de 20°C a resistividade não é mais uma simples função linear e unívoca de temperatura, existe uma não apreciável troca de

Temperaturas e deformação de transformação:	valor	unidade
Campo de transformação	-200 ~ + 110	°C
Entalpia de transformação	0,47 ~ 0,62	kJ/Kg K
Deformação de transformação até 1 ciclo	até 8	%
até 100 ciclos	até 5	%
até 100.000 ciclos	até 3	%
acima de 100.000 ciclos	cerca de 2	%
Histerese térmica	30 ~ 80	°C

Tabela 2.2: Estimativa das temperaturas de transformação e tensão da liga de NiTiNOL.

propriedades físicas:	valor	unidade
Ponto de fusão	1310	°C
Densidade	6,45	kg/dm ³
Condutividade térmica da martensita	9	W/m K
Condutividade térmica da austenita	18	W/m K
Resistividade elétrica	50 ~ 110	$\mu\Omega\text{cm}$
Lim. fator de expansão térmica α da martensita	$6,7 \times 10^{-6}$	1/K
Lim. fator de expansão térmica α da austenita	$10 \sim 11 \times 10^{-6}$	1/K
Biocompatibilidade e propriedade da corrosão		excelente
Permeabilidade magnética	<1,002	
Suscetibilidade magnética	$3,0 \times 10^6$	

Tabela 2.3: Estimativas físicas da liga de NiTiNOL.

comprimento. Quando uma tensão é aplicada ao material o diâmetro e o comprimento da fibra mudam, bem como uma pequena mudança de volume pode ocorrer com as transformações de fase. Tudo isto deve ser levado em consideração quando da conversão da medida da resistência elétrica para a medida da resistividade. Esta assim obtida pode indicar a relação com a transformação de fase.

O fio de NiTiNOL é fornecido em uma ampla gama de diferentes composições químicas, tipos, condições e superfícies. São basicamente distinguidas por letras inseridas no final do tipo da liga adotadas pelo fabricante Memory-Metalle GmbH, (MEMORY-METALLE, 2005), com as especificações a seguir:

1. liga tipo N (liga padrão superelástica) com uma temperatura A_f em torno de -10 a -15°C. Esta liga é extensamente usada, por exemplo, nos fios guia, instrumentos e implantes médicos. É muito sensível aos efeitos de tratamentos termo-mecânicos. A média composicional medida é ao redor 51,0 % de Ni;

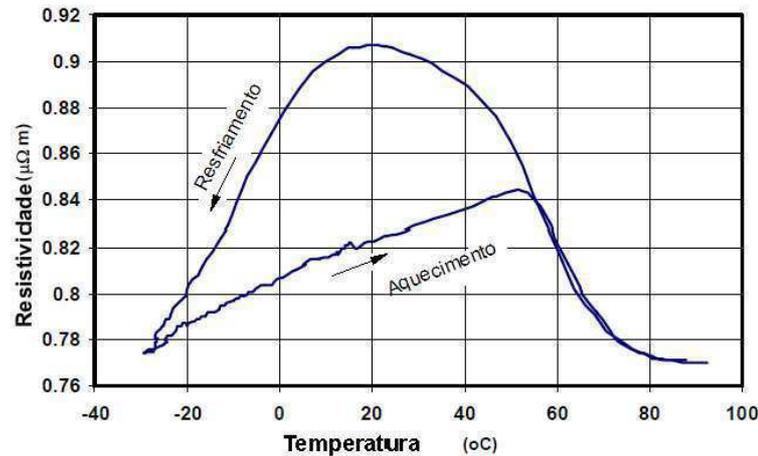


Figura 2.3: Curva de temperatura-resistividade para uma fase de transformação completa (LAFONTAINE; HUNTER, 1998).

2. liga tipo S (liga padrão superelástica) com uma temperatura A_f em torno de 0°C (levemente mais alta que a liga N). Esta liga é extensamente usada em instrumentos e implantes médicos. A média composicional é ao redor de 50,8 % de Ni;
3. liga tipo C (liga superelástica Cr-cr-doped) com uma temperatura A_f em torno de -10 a -20°C . Esta liga é usada para as aplicações onde uma rigidez ligeiramente mais elevada ou quando é necessário uma torqueabilidade, como fios guia e outros instrumentos ou implantes médicos;
4. liga tipo B (liga padrão para aplicações do efeito de memória de forma na temperatura de corpo humano) com uma temperatura A_f em torno de $+25$ a $+35^\circ\text{C}$. Esta liga é usada nas aplicações, onde há mudança forma devido às alterações nas temperaturas em torno da temperatura de corpo é requerida. a média composicional é ao redor 50,2 a 50,4 % de Ni;
5. liga tipo M (liga padrão para a atuação em temperaturas intermediárias) com uma temperatura A_f ao redor de $+55$ a $+65^\circ\text{C}$. Esta liga é usada nas aplicações, onde uma mudança da forma devido às alterações nas temperaturas é requerida. A média composicional é ao redor de 50,0 a 49,8 % de Ni;
6. liga tipo H (liga padrão para a atuação em temperaturas mais elevadas) com uma temperatura A_f ao redor de $+95$ a $+110^\circ\text{C}$. Esta liga é usada principalmente em aplicações como atuadores, onde a corrente elétrica (ou a água fervendo) são usadas como a energia da atuação. A média composicional é ao redor de 49,6 a 49,4 % de Ni; e
7. Fio de FlexinolTM é uma liga especialmente desenvolvida para atuadores, gerada

por um processo proprietário da liga M ou da liga H.

Para selecionar o SMA é necessário definir os parâmetros da liga de NiTiNOL, que são avaliáveis em diferentes composições como para materiais com superelasticidade (Ligas tipo N, S e C) e para uso em atuadores (ligas tipo B, M, H e Flexinol) e, ainda, as condições termomecânicas como trabalhados à frio, temperados e já otimizada para atuadores, como também as condições superficiais como polido, oxidado e opaco e a tolerância do diâmetro em caso de um fio.

2.2.3 Tratamento térmico

A aplicação do NiTiNOL em memória de forma ou pseudo-elasticidade para uma finalidade particular requer um ajuste de um padrão na forma do material de SMA. O processo utilizado para ajustar a forma é similar para as configurações em fio, fita, barra, chapa, tubo ou barra. O ajuste da forma é executado pela fixação do material de SMA por um mandril ou fixo por outra maneira designada, este é levado ao forno para ser aplicado o tratamento térmico apropriado.

Os métodos de tratamento térmico usados para ajustar um aspecto particular do material, no efeito de memória de forma e/ou no efeito de pseudo-elasticidade são similares. Os parâmetros escolhidos para o tratamento térmico para ambos efeitos e as propriedades da composição da liga são críticas e normalmente necessitam ser determinadas experimentalmente para cada necessidade. Em geral, temperaturas abaixo de 400 °C e tempos pequenos de 1 a 2 minutos podem ajustar a estrutura, mas geralmente usa-se uma temperatura de 500 °C e tempo acima de 5 minutos. Seguido de um Rápido resfriamento, sendo preferido via água para extinguir o calor ou ar frio.

Alto tempo de tratamento térmico e temperaturas incrementarão a temperatura de transformação e fornecem normalmente uma resposta térmica afinada (no caso de elementos com memória de forma). No entanto, há normalmente uma coexistente queda tanto no pico de força (para elementos com memória de forma), como no patamar de escoamento (para elementos pseudo-elásticos). Existe também, um decréscimo associado na habilidade do elemento de NiTiNOL para resistir a permanente deformação.

2.2.4 Atuador artificial x natural

Os atuadores naturais são os músculos com suas características técnicas. Os SMAs podem ser manufaturados na forma de fio e podem ser utilizados para imitar com certa perfeição os músculos em uma amputação, adequadamente posicionados na prótese e associados em forma de feixes de fios (paralelos) não trançados formando um cabo onde

a força resultante do conjunto será o somatório das forças. E esta adequação pode ser calculada para substituir ou completar músculos humanos.

O material de SMA gera uma enorme força por unidade de área $> 180 \text{ MN/m}^2$, cerca de 700 vezes maior que a do músculo humano, e tem larga relação entre potência e massa ($>100 \text{ kW/kg}$). A principal limitação é a sua baixíssima eficiência ($<2\%$) e um limitado tempo de vida que pode ser compensado pela redundância dada a alta relação entre potência e massa e a força por unidade de área (LAFONTAINE; HUNTER, 1998).

Atuador	Tensão (%)	Pressão (Mpa)	Energia elástica específica (J/g)	Eficiência (%)	Densidade específica	Velocidade relativa
NiTiNOL	> 5	> 200	> 15	< 10	6.5	baixo
Músculo esquelético	>40	0,35	0,07	>35	1	médio

Tabela 2.4: Tabela comparativa entre o músculo e o SMA

Na Tabela 2.4, produzida a partir de Lafontaine e Hunter (1998) fazem uma comparação entre músculo esquelético e o NiTiNOL, este, normalmente, são considerados atuadores lentos, quando há o resfriamento do material, é um lento e passivo processo, sendo a principal razão de se acreditar que é um atuador lento. Com o aquecimento a liga alcança a fase austenítica rapidamente a sua atuação é extremamente rápida. Quando um pulso de energia elétrica é aplicado em um fio e o aquecimento por meio do efeito Joule pode alcançar a fase austenítica em milisegundos, isso gera um súbito incremento de deformação é nos primeiros 10 ms corresponde a troca de fase de martensítica para austenítica (LAFONTAINE; HUNTER, 1998).

2.2.5 Aplicações em articulações

Os mecanismos para articulações mais vistos na literatura são os atuadores que usam SMA associado à molas tipo helicoidal e os atuadores de diferenciais. Normalmente o uso da liga com memória de forma é associado com uma mola. Neste caso, quando a temperatura está abaixo da temperatura de transição (fase martensítica), o SMA está relaxado e é estendido pela força de restauração da mola, então, aquecendo-se o SMA acima da temperatura de transição para entrar na fase austenítica é contraído para gerar a força de recuperação. Por isso, esse atuador com mola e SMA é melhor controlado dentro da fase austenítica. Nesse caso, o aquecimento do fio causa um movimento angular na junta de rotação e de contração em uma junta prismática (linear), como ilustrado na Figura 2.4. O movimento no sentido oposto é automático com o resfriamento da liga e induzido pela mola. Um problema com este tipo de montagem é que o movimento durante

o esfriamento é determinado pela relação da liga e a constante da força da mola. Se o esfriamento não é ativamente controlável, então só o movimento em uma direção pode ser diretamente influenciado.

O outro tipo de atuador é o projetado para ter alongamento externo pelo uso em conjunção com outro SMA. Isto é, existem dois SMAs neste tipo de atuador. Quando um dos SMA está dentro da fase martensítica, o outro SMA pode ser aquecido dentro da fase austenítica, resultando na força de restabelecimento. A força de restabelecimento é usada como uma força externa do atuador de SMA diferencial. Nesse atuador os SMAs são aquecidos e esfriados alternadamente para produzir contração e extensão. Desde que os dois SMAs sejam aquecidos ou esfriados em tempos diferentes poderá haver rotação ou movimento linear em duas direções, como ilustrado na Figura 2.5. O exemplo do uso do

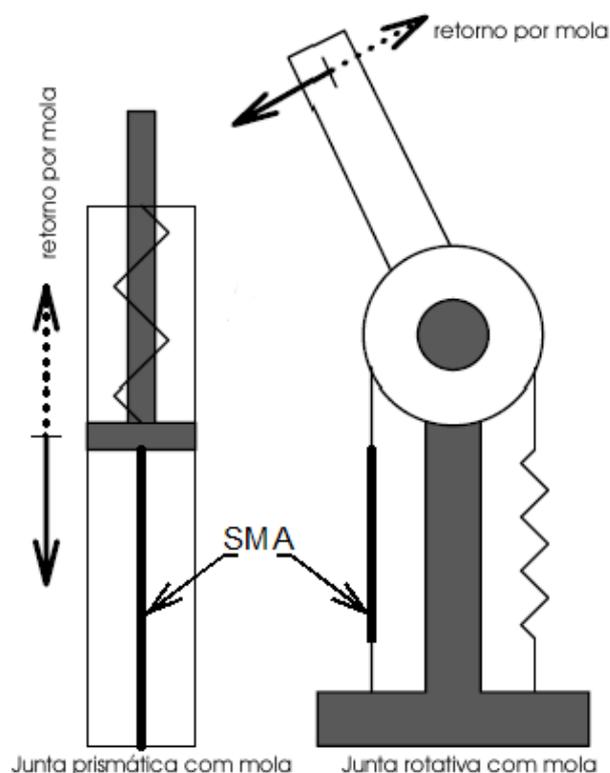


Figura 2.4: Configuração das juntas usando SMA com retorno por mola.

SMA como atuadores já tem se difundido para várias áreas da engenharia mecânica, elétrica, aeronáutica e biomédica. Todas as aplicações mostram distintas vantagens, usando o SMA.

Como exemplo do uso ten-se o robô caranguejo foi desenvolvido para exploração submarina (FURUYA; SHIMADA, 1990). A simplicidade do atuador de SMA permitiu o projeto de um robô que anda, sem medo da corrosão afetar o movimento das partes envolvidas em motores e sistemas hidráulicos. Também, o sistema usando o SMA é não poluente, provendo operações limpas. Há vantagens dos atuadores de SMA quando em outros há

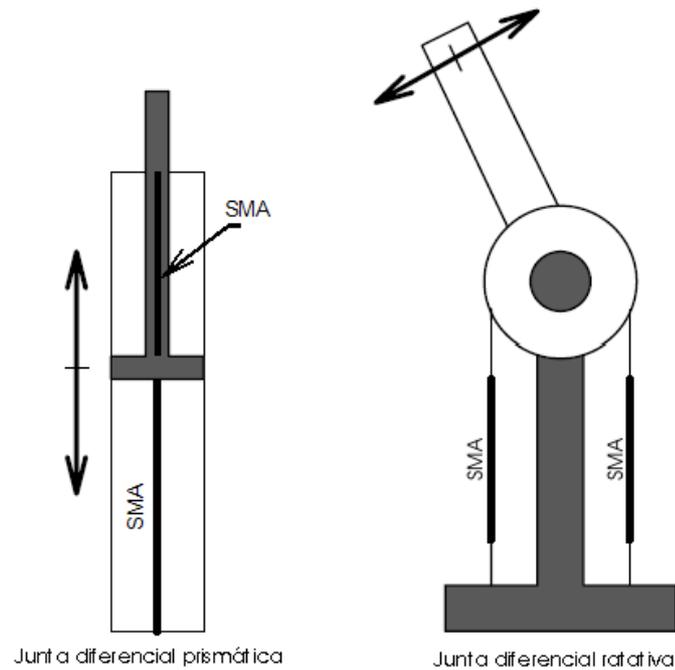


Figura 2.5: Configuração das juntas com atuação diferencial por SMA.

necessidade de ser reparados são mais complicados, de manutenção com custo maior e por vezes mais perigosas.

Outros exemplos da possível aplicação do uso do SMA como atuadores são, endoscópios, micromanipuladoras, mini-robôs, inter-falanges para atuar em robôs, abridores de portas (GORBET, 1996).

2.3 Conclusão

Ao expor formas de atuação e características e o modo como podem ser montados os materiais de ligas com memória de forma, mais especificamente o NiTiNOL, pode-se então definir uma forma e modo de formatação para o desenvolvimento da plataforma de testes que será tratado nos próximos capítulos que será caracterizado por sua atuação no modo diferencial.

Capítulo 3

Projeto da plataforma de testes

Neste capítulo apresenta-se o projeto e o desenvolvimento de um sistema tipo plataforma experimental ou de testes, caracterizado por um conjunto mecânico articulado em aço com uma articulação de um grau de liberdade usando como atuador artificial um feixe de fios de material de SMA e uma interface de controle. No capítulo seguinte serão realizados testes práticos utilizando a liga com memória de forma com carregamentos constantes bem como seu dimensionamento.

3.1 Descrição da conjunto mecânico articulado e material disponível

Desenvolveu-se um conjunto mecânico articulado para o estudo do comportamento do fio de material de SMA que ao circular uma corrente desejada aquecerá por efeito Joule, ocorrendo uma deformação do fio, alterando a posição angular da articulação, conseqüentemente haverá um movimento alternado ou não da articulação, devido ao aquecimento e resfriamento do fio.

Para geração da documentação técnica dos componentes, utilizou-se o ambiente do programa AutoCAD de desenho auxiliado por computador (CAD) do desenvolvedor Autodesk. O conjunto mecânico virtual tridimensional foi desenvolvido modelando os componentes do conjunto mecânico articulado com a análise de suas restrições geométricas e dimensionais, a análise das restrições de montagem e funcionabilidade. O conjunto mecânico foi confeccionado na oficina de usinagem da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG).

O conjunto mecânico articulado consiste de cinco partes: base, coluna, articulação, alavanca e músculo artificial, conforme ilustrado na Figura 3.1. Foi tomado como referência as dimensões de um membro inferior de uma pessoa com altura de 1,60 m, sendo os comprimentos do fêmur e da tíbia e semelhante ao da alavanca, da coluna, respecti-

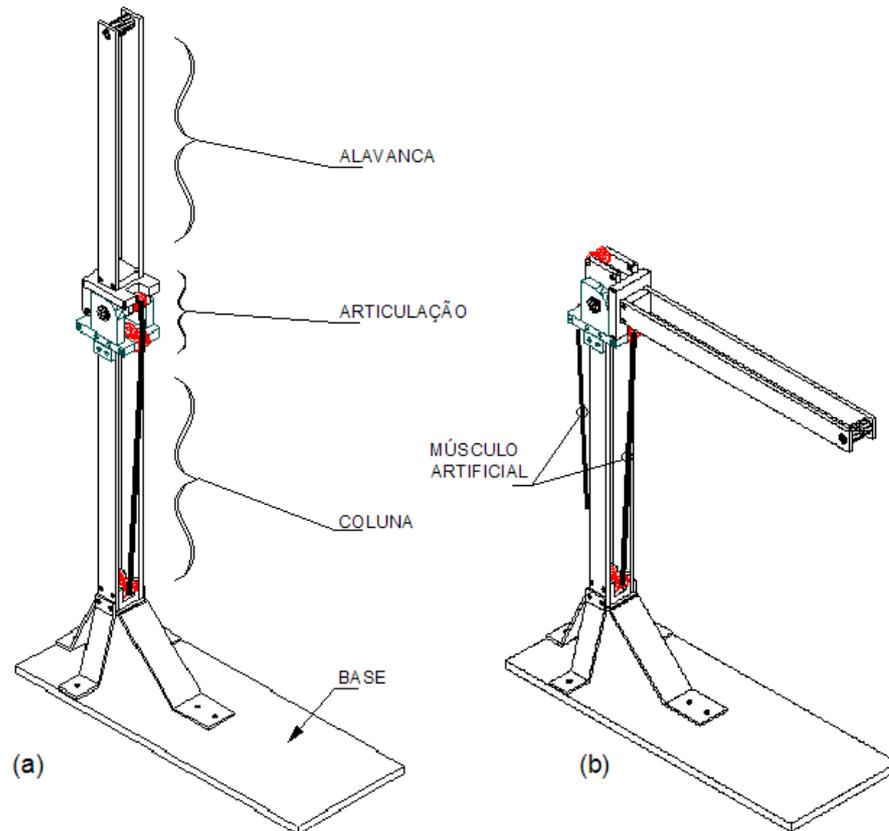


Figura 3.1: Desenho de conjunto em vista isométrica do conjunto mecânico articulado.

vamente e o joelho é representado pela articulação e neste estarão fixadas a coluna e a alavanca. Para a sustentação do conjunto usou-se uma base de madeira na qual é fixado um suporte interligando a coluna.

As partes são confeccionada em aço carbono ABNT 1010/20, não se importando inicialmente com o peso que o sistema poderia alcançar e sim a disponibilidade de material, equipamentos e mão-de-obra de onde seria confeccionado.

O conjunto mecânico articulado utilizado neste trabalho está ilustrado em vistas isométricas na Figura 3.1a em posição estendida e na Figura 3.1b em posição flexionada, referenciando a base, coluna, articulação, a alavanca e o atuador artificial. Já na Figura 3.2, em vistas ortogonais, o desenho de conjunto destaca uma nomenclatura mais detalhada juntamente com a lista de materiais utilizados que especifica os componentes, este ilustra-se na Figura 3.3.

3.1.1 Base

Para sustentação do conjunto mecânico usou-se uma base retangular de dimensões 400 mm de profundidade por 150 mm de largura de madeira maciça com espessura 19 mm, interligada à coluna por meio de um suporte confeccionado de barra chata dobrada com

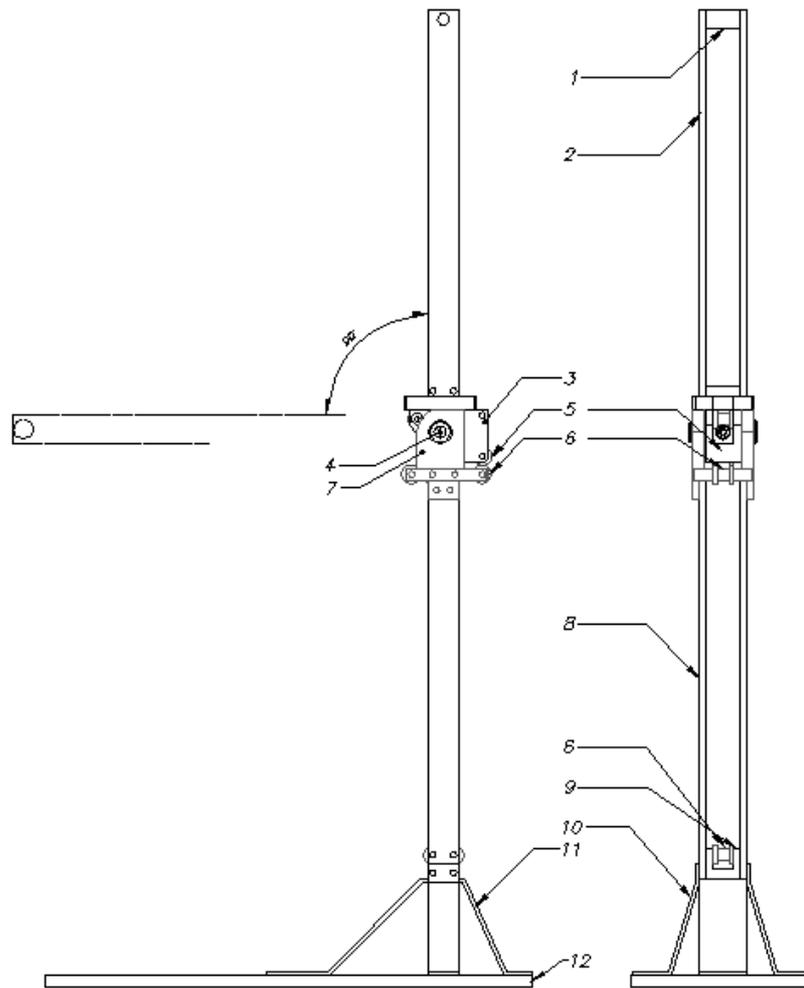


Figura 3.2: Desenho de conjunto do conjunto mecânico articulado em vistas ortogonais.

12	Base	01	Compensado #10x150x400	
11	Suporte frontal	01	Aço ABNT 1010/20 #1/8"x11/2"x325	
10	Suporte Lateral	02	Aço ABNT 1010/20 #1/8"x1"x123	
09	União Coluna	02	Aço ABNT 1010/20 #3/8"x25x28	
08	Coluna	02	Aço ABNT 1010/20 #3/16"x1"x330	
07	Articulação inferior	02	Aço ABNT 1010/20 #3/16"x15x25	
07	Articulação inferior	02	Aço ABNT 1010/20 #3/8"x17x68	
07	Articulação inferior	02	Aço ABNT 1010/20 #3/8"x39x49	
06	Roldana giratória	04	Teflon ϕ 16x14	
05	Roldana fixa	04	Teflon ϕ 16x14	
04	Eixo	01	aço ABNT 1010/1020 ϕ 19x56	
03	Articulação superior peça 3.2	01	Aço ABNT 1010/20 #3/8"x50x60	
03	Articulação superior peça 3.1	01	Aço ABNT 1010/20 #3/8"x25x28	
03	Articulação superior	01	Aço ABNT 1010/20 29x44x65	
02	Alavanca	02	Aço ABNT 1010/20 #3/16"x1"x321	
01	Encaixe	02	aço ABNT 1010/1020 ϕ 16x28	
Item	Especificação	Qtde	Material	Obs.
desenhado por	Data	Liberado por	Data	UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
WALTER	19/02/05			
Modificação	Aprov.	Visto	Data	Sub Conjunto
Dimensões em mm (pol)	Escala S/E	Diedro	Conjunto Protótipo Protese Membro Inferior com SMA	
ESTE DESENHO É PROIBIDA SUA REPRODUÇÃO OU DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL SEM A AUTORIZAÇÃO PRÉVIA.				Código
				N/ COD
			Revisão	Folha
			00	1 / 8

Figura 3.3: Lista de material para os itens constantes no desenho de conjunto.

dimensões #1/8 in x 1 in e #1/8 in x 1 1/2 in, em aço ABNT 1010/20. Após a montagem obtém-se um aparato de altura similar a do tornozelo humano.

3.1.2 Coluna

A coluna, em aço ABNT 1010/20, é um subconjunto do conjunto mecânico que é fixada ao suporte da base e encontra-se sempre na posição vertical. Constituída de duas barras chatas de espessura #3/16 in x 1 in e comprimento 330 mm e unidas, na parte inferior, por meio de dois suportes em U que manterão um afastamento entre barras de 28 mm e contém roldanas de politetrafluoroetileno, comercialmente conhecido por Teflon, onde passaram os fios de NiTiNOL, na parte superior são fixadas ao subconjunto da articulação.

3.1.3 Articulação

A articulação é um subconjunto usinado de blocos maciços de aço ABNT 1010/20 que faz a interligação da coluna e da alavanca, com rotação de 0° a 90° , que utiliza para sua atuação fios de NiTiNOL que passam por roldanas de Teflon. Na Figura 3.4 ilustra-se a articulação e a montagem.

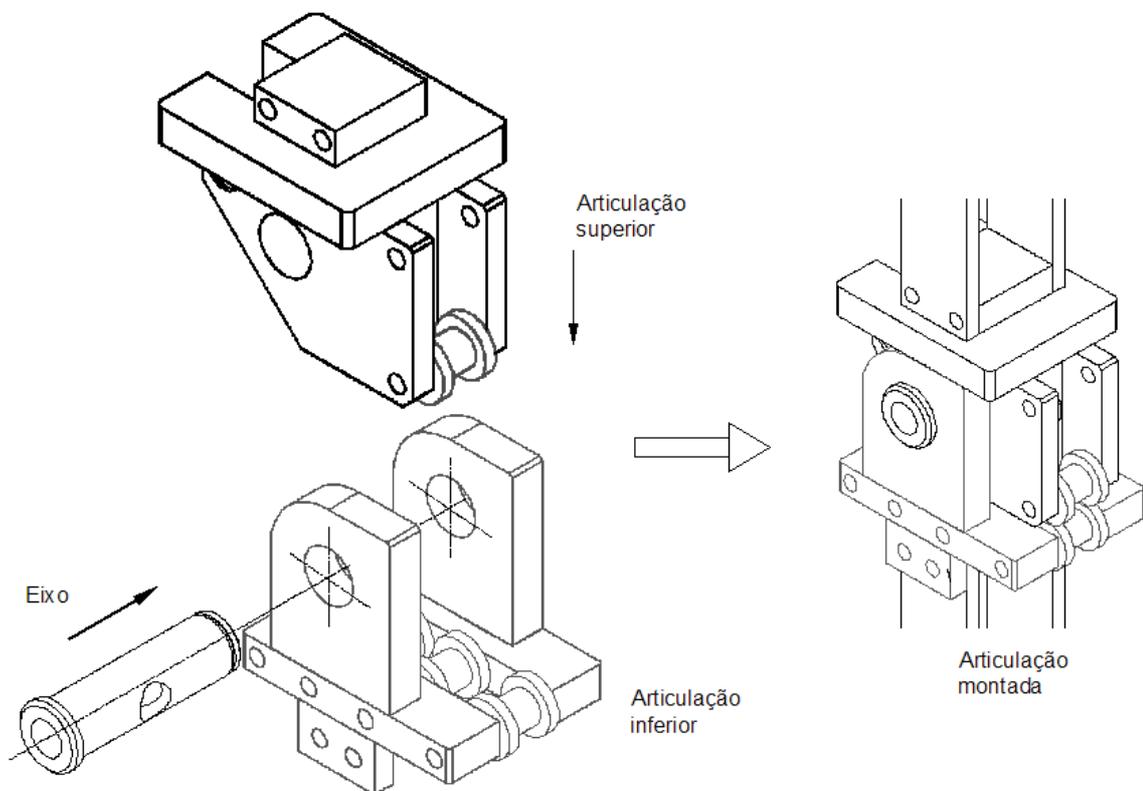


Figura 3.4: Desenho da articulação do conjunto mecânico articulado.

3.1.4 Alavanca

A alavanca, em aço ABNT 1010/20, é um subconjunto do conjunto mecânico que é fixado na parte superior da articulação e sua posição é variável de acordo com a rotação da articulação. Constituída de duas barras chatas de espessura #3/16 in x 1 in e comprimento 321 mm e unidas, na parte superior, por meio de um corpo cilíndrico tubular de diâmetro externo 16 mm e interno de 10 mm e comprimento 28 mm, que manterá o afastamento entre barras. A parte inferior é fixada ao subconjunto articulação.

3.1.5 Músculo artificial

O material de SMA utilizado é a liga de Níquel-Titânio tipo M do fabricante alemão Memory-Metalle GmbH, com diâmetro nominal de 0,29 mm. Utilizou-se com essa bitola por ser a disponível no laboratório e aplicou-se um feixe de fios para os testes experimentais que está dimensionado no Capítulo 4. O isolamento elétrico por onde o fio passa é feito por roldanas de Teflon, escolhido por suportar temperaturas de serviço até 260 °C, excelente isolante elétrico, não é inflamável. Não há isolamento térmico no fio, havendo o resfriamento por convecção.

3.2 Implementação elétrica para o funcionamento da plataforma de testes

No desenvolvimento do sistema elétrico de acionamento utilizou-se para o fornecimento de energia elétrica duas fontes de tensão as quais foram usadas no acionamento independente dos feixes de fios de SMA, uma de 30 V/6 A, marca Minipa modelo MPS-3006P e outra de 0-15 V/7 A, 0-30 V/4 A, marca Agilent modelo E3632A. Para diminuição no ciclo de acionamento (contração e relaxamento), utilizou-se dois ventiladores marca Max Flow, modelo SUB025-M de DC 12 V/0,25 A.

Para controlar o conjunto mecânico articulado foi elaborada uma interface elétrica a qual utiliza a ferramenta de desenvolvimento TMS320LF2407A eZdsp Starter Kit (DSK), com o Processador Digital de Sinais (DSP) da família TMS320C24x, de 3,3 V, de aritmética ponto fixo, do desenvolvedor Texas Instruments Inc. Para o desenvolvimento de aplicações para o DSP a ferramenta de desenvolvimento está implementada em linguagem de programação, tendo suporte os programas eXpressDSPTM *Real Time Software Technology* que inclui o ambiente integrado de desenvolvimento *Code Composer StudioTM*, DSP/BIOS programa *kernel* em tempo real. A opção pela escolha desta placa de desenvolvimento está relacionada com os benefícios apresentados pelo DSP, tais como, a

sua alta capacidade de processamento e facilidade de implementação de algoritmos de controle.

O diagrama representativo do funcionamento do conjunto mecânico articulado com a interface de controle e PC ilustra-se na Figura 3.5.

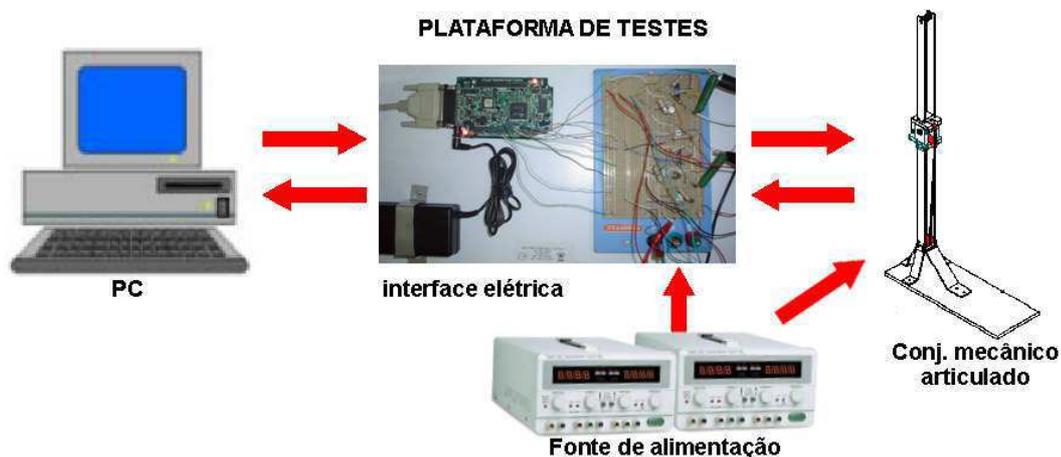


Figura 3.5: Diagrama representativo da interface de controle.

Então, desenvolveu-se a interface elétrica de controle para o acionamento do músculo artificial fazendo com que a articulação rotacione resultando em uma conseqüente movimentação da alavanca do conjunto mecânico. O circuito de interface de controle utilizada para teste do conjunto mecânico ilustra-se na Figura 3.9. A interface é constituída por cinco blocos de acordo com a ilustração da Figura 3.6, onde seus componentes são descritos a seguir.

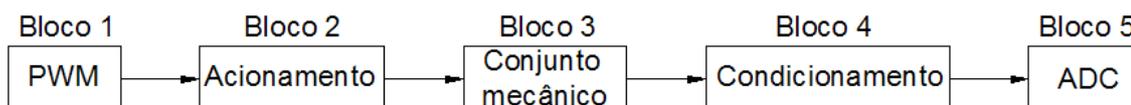


Figura 3.6: Diagrama de blocos da interface elétrica de controle.

Bloco 1 - PWM

O bloco PWM é responsável por gerar sinais PWM *Pulse Width Modulation* (Modulação por Largura de Pulso), ou abreviado PWM, para o acionamento dos atuadores de SMA, desenvolvidos pelo gerenciador de eventos do DSP, com frequência de 4,8 kHz e ciclos de trabalho variando entre 0 e 100% de acordo com o nível de corrente solicitada para um movimento desejado.

Bloco 2 - Acionamento

O bloco acionamento contém dois circuitos semelhantes responsáveis pelo acionamento dos atuadores. Neste bloco os sinais PWM são amplificados de 3,3 V para 22 V de maneira que o transistor IRFZ46 (Figura 3.9) chaveasse corretamente. Os transistores utilizados nesse bloco operam como chaves. Com o objetivo de proteger o DSP utilizou-se um optoacoplador para separar os circuitos deste dos circuitos de 22 V. Devido o DSP não fornecer corrente suficiente para operação do optoacoplador, utilizou-se um circuito com uma fonte de 5 V para garantir a corrente necessária a operação do mesmo.

Bloco 3 - Conjunto mecânico

O bloco conjunto mecânico contém componentes elétricos acoplados no conjunto mecânico articulado de testes e é constituído por dois feixes de fios atuadores de SMA responsáveis pelo movimento de flexão e extensão, dois ventiladores para resfriar os feixes e um potenciômetro que funciona como sensor de posição da alavanca.

Bloco 4 - Condicionamento

O bloco condicionamento é constituído por dois circuitos semelhantes responsáveis pela obtenção de níveis de tensão DC proporcionais as correntes que são submetidos os feixes de fios de SMA. Utiliza-se um resistor *shunt* de 0,22 Ω , por circuito, para medições de tensões proporcionais as correntes. Como o sinal em tensão medido nessa resistência é um sinal modulado, utilizou-se um filtro passa-baixas com frequência de corte de 50 Hz, para obter níveis de tensão DC. Nas Figuras 3.7 e 3.8, ilustram-se as frequências de chaveamento do PWM do sinal modulado e do sinal filtrado nos dois feixes de fios de SMA. Devido ao baixo valor desses níveis de tensão houve a necessidade de amplificar esse sinal DC com um ganho de 3. Esses sinais serão adquiridos pelo conversor A/D do DSP.

Bloco 5 - ADC

O bloco ADC (Analogic Digital Converter) é responsável pela conversão dos níveis de tensão condicionados no bloco 4 e dos níveis de tensão obtidos pelo potenciômetro do bloco 3. O ADC utilizado está embarcado no DSP e possui 10 bit de resolução, 16 canais com tempo mínimo de uma conversão de 14 μ s por canal.

3.2.1 Circuito elétrico da interface de controle

A interface de controle, ilustrada na Figura 3.9, foi desenvolvida no Laboratório de Instrumentação Elétrica e Controle (LIEC) da UFCG, está intercomunicada ao PC é respon-

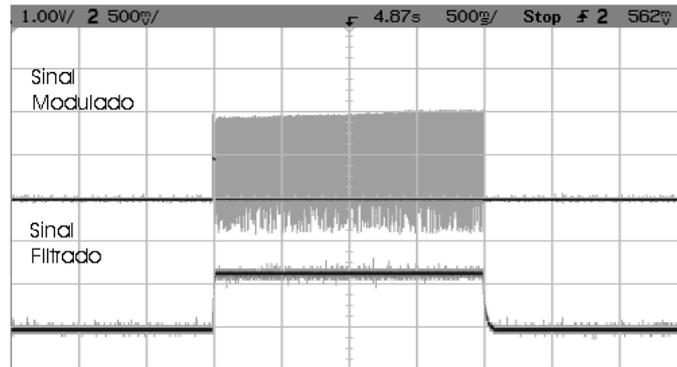


Figura 3.7: Sinais x e y medidos com um osciloscópio digital, do sinal modulado e filtrado nos feixes de fios de extensão.

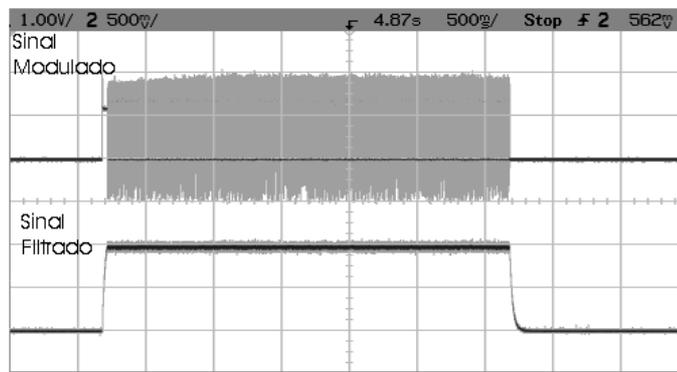


Figura 3.8: Sinais x e y medidos com um osciloscópio digital, do sinal modulado e filtrado nos feixes de fios de flexão.

sável por gerenciar, efetuar coleta de dados da posição da alavanca, por meio de medições obtidas por um potenciômetro acoplado ao conjunto mecânico, calcular o algoritmo de compensação e perfil do movimento e produzir o sinal de controle a ser enviado ao conjunto mecânico articulado e a quantidade de corrente enviada ao feixe de fios de NiTiNOL para pré posicionar a alavanca.

3.3 Conclusão

Com o projeto e o desenvolvimento da plataforma de testes do conjunto mecânico articulado e a interface elétrica pode-se avaliar experimentalmente o comportamento e as características da plataforma desenvolvida.

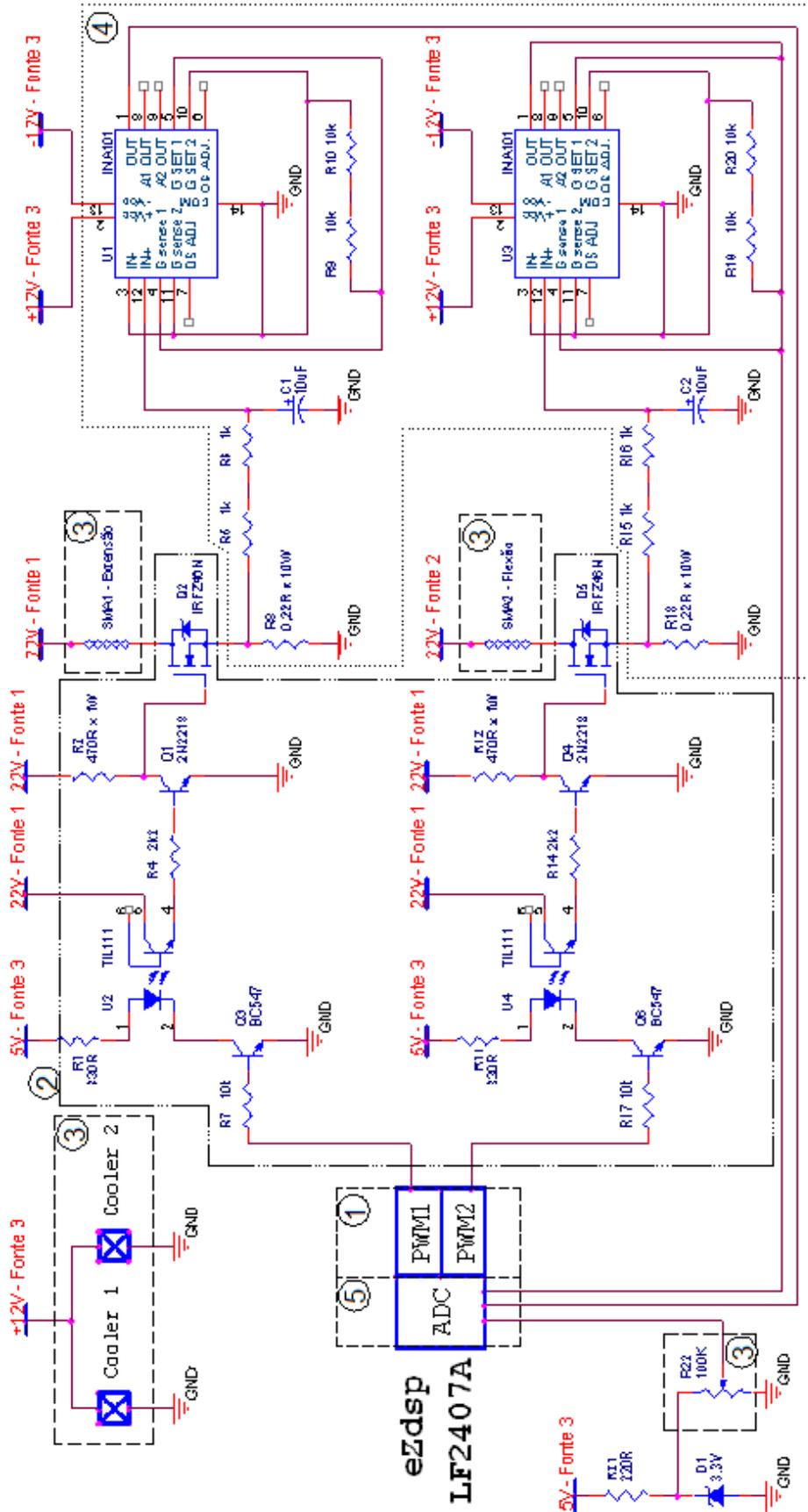


Figura 3.9: Circuito de interface de controle utilizada para teste do conjunto mecânico articulado.

Capítulo 4

Resultados experimentais

Neste capítulo descreve-se a preparação do material atuador, assim como o conjunto mecânico articulado. A seguir apresenta-se os resultados experimentais para validação da teoria empregada neste trabalho.

4.1 Preparação do fio de NiTiNOL

O fio de NiTiNOL é fornecido para ser utilizado como atuador com ou sem tratamento térmico, para que se possa escolher a aplicação desejada, usando como material com características de memória de forma ou pseudo-elasticidade.

Nos testes para o presente trabalho, o material de SMA utilizado é o de seção circular e em forma de fio com composição química contendo Níquel (Ni), Titânio (Ti) e Cobre (Cu). Foram executados vários testes com as ligas disponíveis. Para o fio TiNi liga tipo M (onde M é a classificação apresentada na seção 2.2.2), o qual foi realizado tratamento térmico e treinamento, já, para os fios TiNiCu e o FlexinolTM não foram necessários visto que ambos serem fornecidos pronto para uso. Os tipos de fios atuadores de SMA usados nesta etapa experimental estão discriminados na Tabela 4.1.

Liga	Diâmetro (mm)	Fornecedor	Nome Comercial	EMF	Tratamento térmico
Ni-Ti	0,29	Memory-Metalle (Alemanha)	Alloy M	não	450°C 20 min.
Ni-Ti-5%Cu	0,29	AMT Inc. (Bélgica)	7326 HT	sim	–
Ni-Ti	0,20	Dynalloy (USA)	Flexinol TM	sim	–

Tabela 4.1: Dados gerais dos fios de SMA utilizados e testados.

A seguir, é descrita a maneira como foram executados o tratamento térmico para o fio que houve necessidade desse procedimento.

4.1.1 Tratamento térmico

O tratamento térmico imposto aos fios de TiNi liga tipo M foi realizado no Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Campina Grande, em linhas gerais é descrito o procedimento na seção 2.2.3.

É inicialmente retirado segmentos de fios de comprimento de 100 mm e realizado o tratamento térmico há temperaturas de 450 e 500 °C, para liberar a transformação de fase que origina o fenômeno de memória de forma. Após esse procedimento confrontou-se seu desempenho com os fios de FlexinolTM e o TiNiCu, que são fornecidos pre-tratados para o EMF.

Os testes com o fio de SMA foram realizados em um dispositivo especialmente desenhado para essa tarefa (ARAÚJO; LIMA, 2005). A Figura 4.1 ilustra o deslocamento da contração pelo efeito de memória de forma. Para o início do ciclo de teste, o fio de SMA está na posição de baixa temperatura (PBT) correspondendo a corrente elétrica zero ($i = 0$) e quando há a aplicação de um pulso de corrente ($i > 0$), há um aumento de temperatura no fio o qual alcança seu EMF na posição de alta temperatura (PAT). Assim sendo obtêm-se as curvas de corrente x deslocamento experimentalmente sempre com carga constante e correntes elétricas variadas (i).

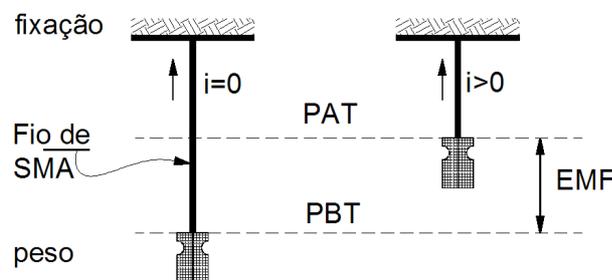


Figura 4.1: Esquema ilustrativo da atuação do SMA com aplicação de corrente variável e carga constante.

As curvas plotadas no gráfico corrente x deslocamento para o fio de TiNi liga tipo M a um carregamento axial constante variando a corrente que passa pelo fio são ilustradas na Figura 4.2. Verifica-se a formação de curvas de histerese e pode-se observar as características que melhor servirá para uso como atuador diferencial. O que obteve melhor desempenho, em termos de deslocamento, foi o fio que recebeu o tratamento térmico a 450°C e carregado com uma tensão mecânica de 150 MPa.

Os mesmos testes foram executados para os fios Flexinol e o TiNiCu para que se possa avaliar e comparar o desempenho entre os três tipos. Claramente observa-se que a histerese do fio TiNiCu é bem reduzida fornecendo uma característica para aplicações em

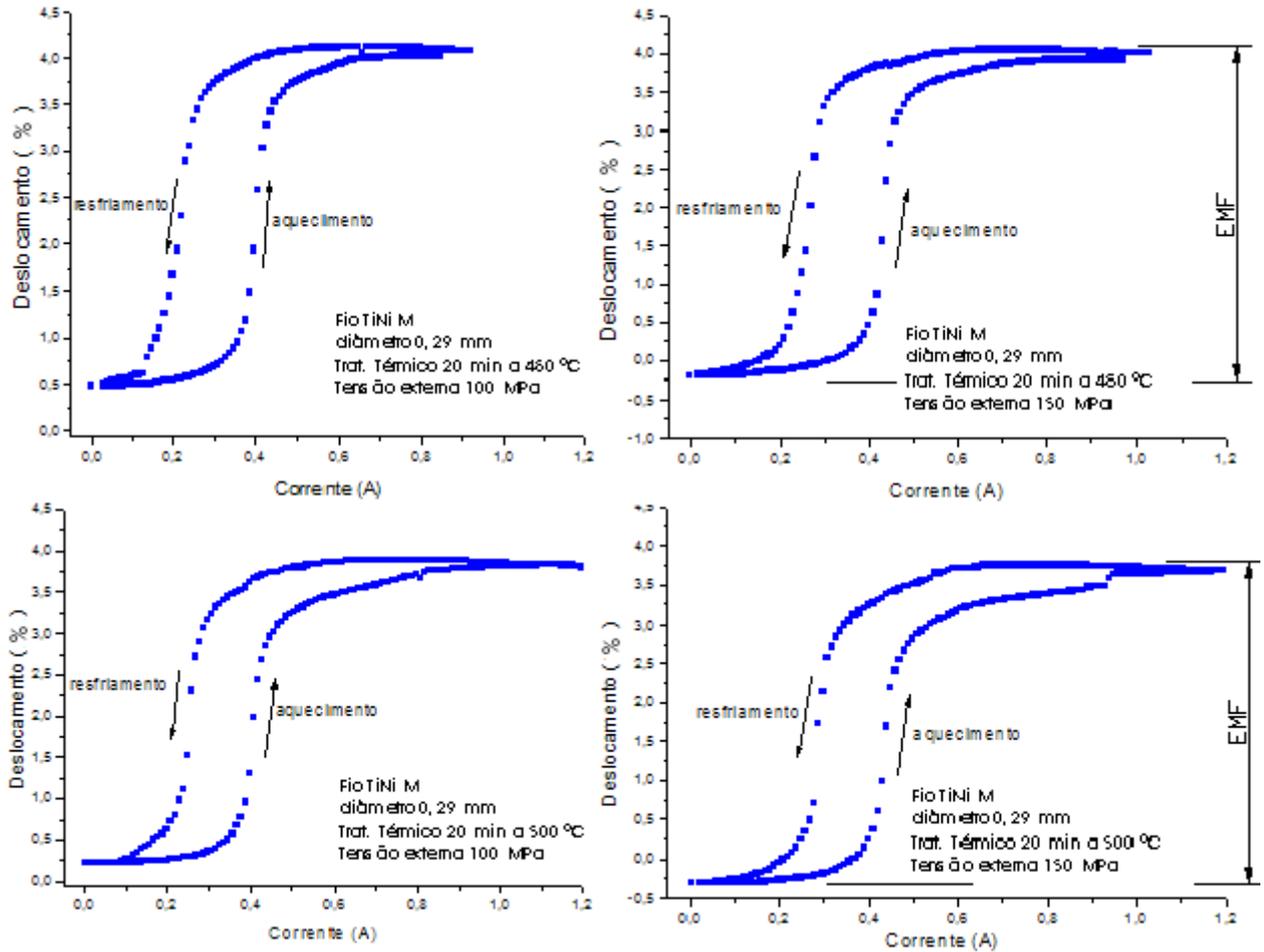


Figura 4.2: Curvas características corrente x deslocamento do fio TiNi liga tipo M.

que se requer uma resposta simétrica para a contração e relaxamento. O fio de Flexinol tem uma resposta bem verticalizada quando o acionamento é requerido sendo o melhor dos três em resposta, como ilustra-se na Figura 4.3.

Os mesmos teste sob carga de tração uniaxial foram realizados para diversos carregamentos, variando de 0 a 300 MPa, em que se coletou os dados do efeito memória de forma (EMF), que é a variação máxima do deslocamento em porcentagem obtida na curva de histerese. Esses resultados estão plotados na ilustração da Figura 4.4. Observe que para cargas da ordem de 150 MPa, o fio TiNi liga tipo M submetido aos tratamentos térmicos tem desempenho semelhante ao FlexinolTM.

Como as características desejadas para o acionamento no modo diferencial do fio de flexinolTM, que obteve melhor desempenho, são próximas ao do TiNi liga tipo M, este será usado neste trabalho, pois é o que se encontra no laboratório e tem menor custo. Então, após escolhida a quantidade necessária que servirá ao conjunto mecânico articulado o fio foi acomodado em um dispositivo feito com duas colunas em aço e levado ao forno onde recebeu o tratamento térmico a 450 °C por 20 minutos.

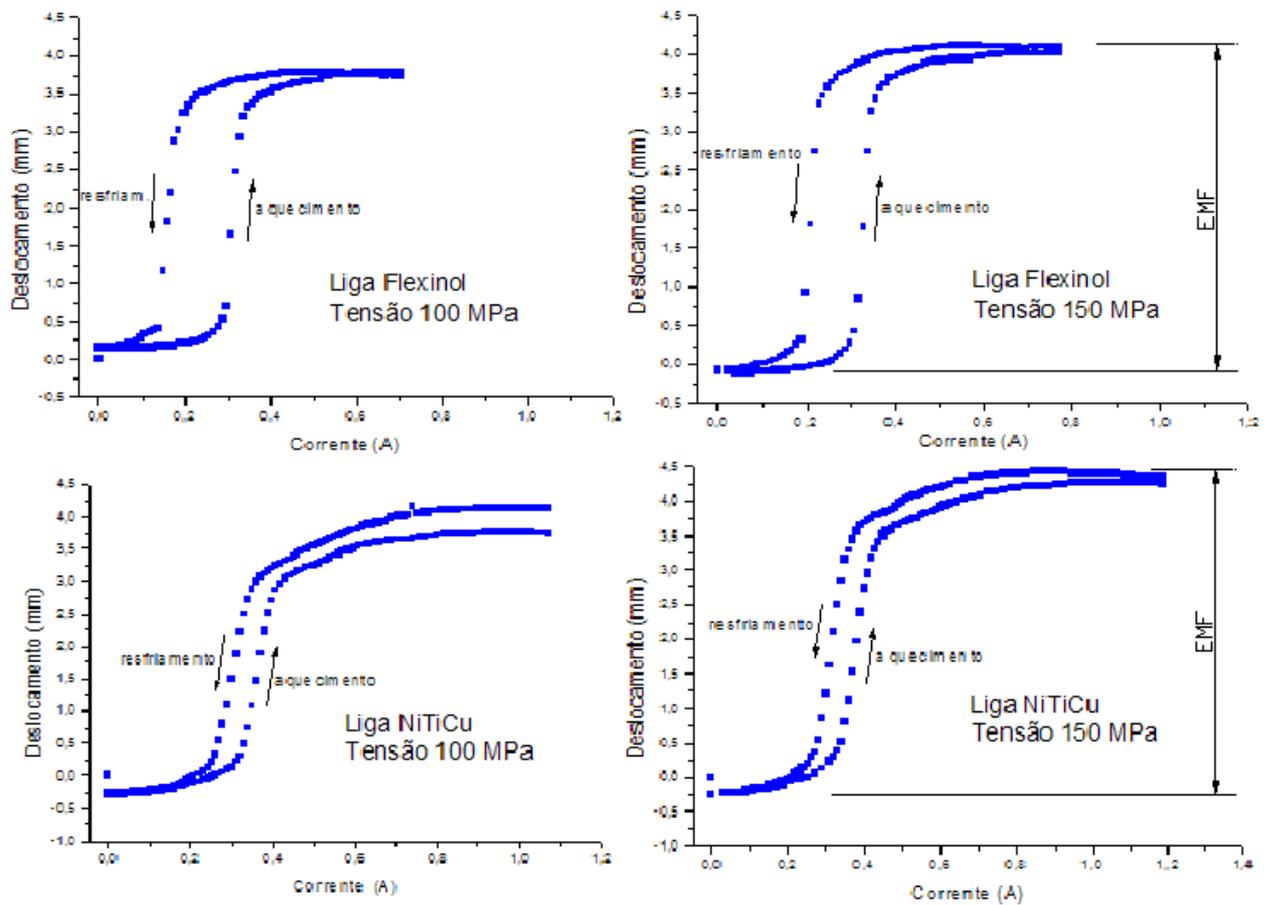


Figura 4.3: Curvas características corrente x deslocamento dos fios Flexinol e TiNiCu.

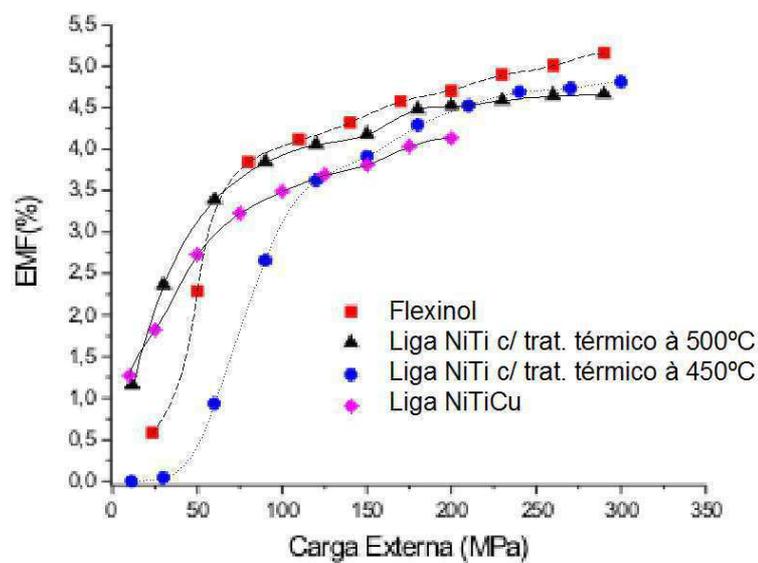


Figura 4.4: Curvas de efeito memória de forma sob carga em função da carga aplicada aos fios em tração uniaxial.

4.1.2 Avaliação da resistência elétrica

Na seção 2.2.2, foi apresentado em linhas gerais a relação existente entre a resistividade elétrica e a temperatura das ligas de TiNi com EMF, as quais apresentam uma variação considerável nessa relação durante a transformação de fase que origina esse fenômeno.

Foi realizada a medição da resistência elétrica em função da temperatura dos fios de TiNi de liga tipo M após haverem passado pelo tratamento térmico e o treinamento. A medição foi realizada no Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Campina Grande.

Para efetuar a simulação e capturar as medições o laboratório conta com uma bancada para ensaios que é composta de:

- Um equipamento de banho termo-regulável com controle digital modelo 12101-56 CE- COLE-PARMER, com capacidade para resfriar e aquecer o fluido a temperaturas de $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $200\text{ }^{\circ}\text{C}$;
- Óleo de silicone, fluido utilizado na imersão da amostra;
- Um equipamento para aquisição de dados modelo Agilent 34970A, para medições elétricas;
- Uma fonte de corrente CC modelo Agilent E3633A;
- Um termopar tipo K;
- Um computador pessoal, com o programa *Aligent BenchLink Date Logger Utilities*, instalado fornecido com o equipamento para aquisição de dados; e
- Um dispositivo de fixação da amostra.

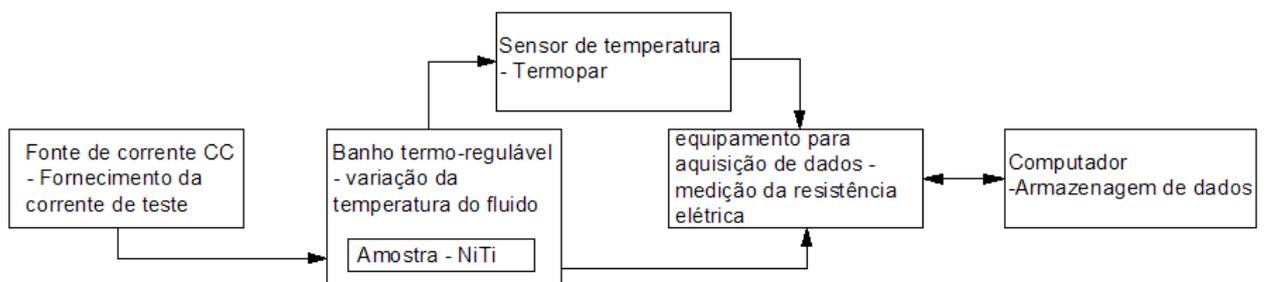


Figura 4.5: Diagrama de blocos do processo de medição da resistência elétrica.

O processo para medição de resistência elétrica, ilustrado na forma de diagrama em blocos da Figura 4.5, pode ser realizado por meio de dois métodos, os chamados de

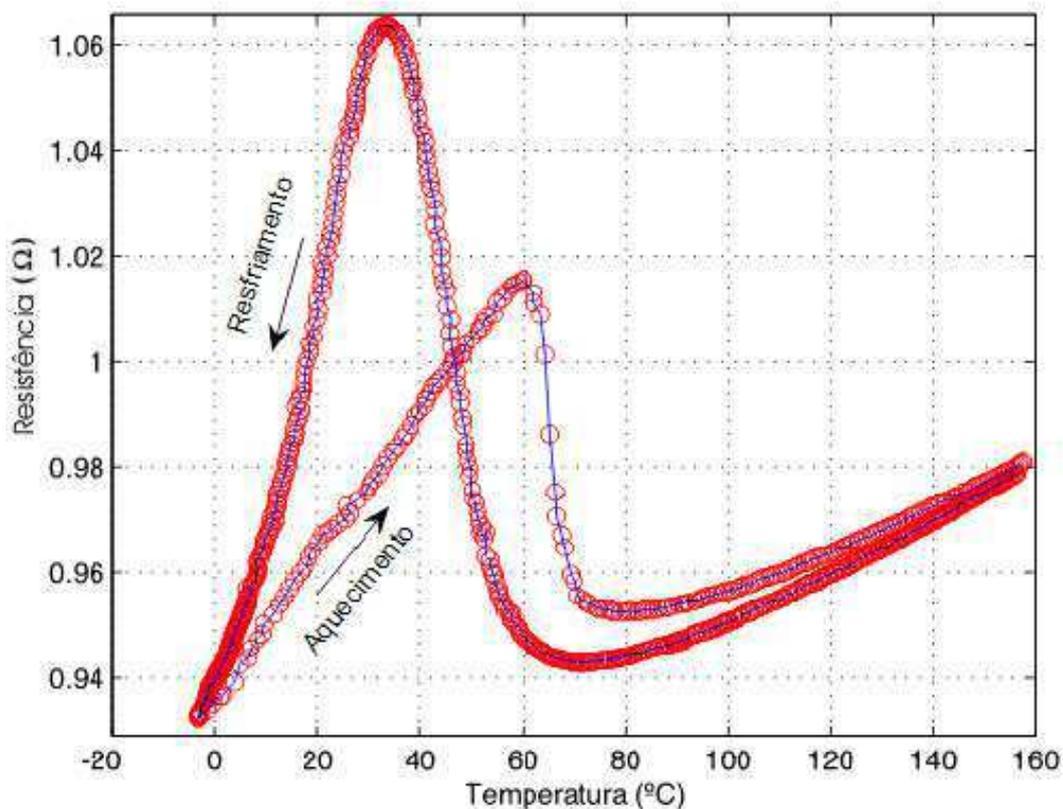


Figura 4.6: Curva resistência elétrica - temperatura, do fio usado na plataforma desenvolvida.

"quatro fios" e de "dois fios". O método dos dois fios é empregado quando se quer medir resistências superiores a 10Ω e em cabos com grandes extensões, já o método dos quatro fios é usado para medir valores de resistência em qualquer aplicação, especialmente para valores inferiores a 10Ω e para exigências de alta precisão como RTD e temperatura de transdutores. Esse método é o mais aconselhável para a realização das medidas visto que a resistência da amostra é da ordem de 4Ω .

A amostra de 60 mm foi submetida a uma corrente de teste de 115 mA e a uma variação de temperatura entre $-3,4 \text{ }^\circ\text{C}$ e $157 \text{ }^\circ\text{C}$. a resistência variou entre 1,064 e $0,93 \Omega$, apresentando uma curva com comportamento de histerese, conforme ilustrado na Figura 4.6.

Verifica-se, observando a curva obtida, a existência de uma variação de resistência no fio, menor no aquecimento do que quando resfriada em torno das temperaturas de 0 a $60 \text{ }^\circ\text{C}$ onde se inicia a transformação de fase. Após haver essa transformação, ou seja, estando na fase austenítica, há uma variação de resistência em torno de $0,04 \Omega$ e, ainda, há uma diferencial pequeno entre o aquecimento e o resfriamento. Essa fase deve ser levada em consideração para o presente propósito de controle por ser a mais estável. pode-se citar Ikuta (1990), desenvolveu um agarrador que detecta a posição usando um photo sensor

permitindo o controle da força aplicada usando a realimentação da resistência elétrica do atuador de SMA.

4.1.3 Treinamento da alavanca na horizontal

O material de SMA para adquirir as atributos apropriadas para ser aplicado em um atuador mecânico é necessário que após haver recebido o tratamento térmico seja treinado a uma tensão admissível de aproximadamente 208 MPa (GORBET, 1996). O feixe de fios de

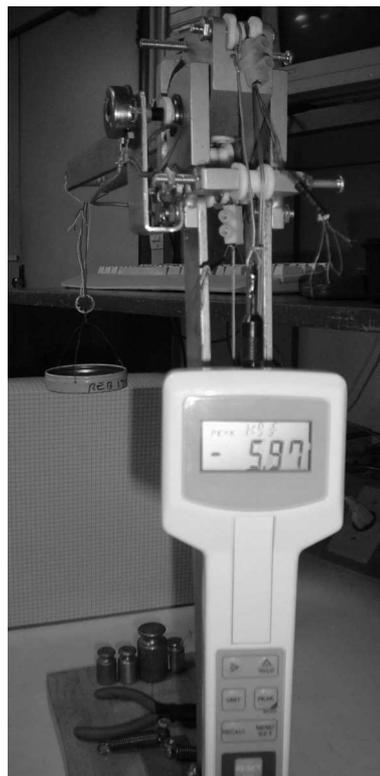


Figura 4.7: Medição do esforço para início do acionamento da alavanca.

NiTiNOL foi treinado no conjunto mecânico articulado ilustrado na Figura 4.8. É necessário o levantamento das condições iniciais para que se possa realizar o treinamento pois existem fatores limitantes, um é a capacidade da fonte de tensão disponível no laboratório e o outro o esforço mínimo necessário para levantar a alavanca.

Inicialmente posiciona-se a alavanca na posição horizontal como ilustra-se na Figura 4.8 e efetua-se a medição da força mínima necessária para por em movimento a alavanca com o dinamômetro DFS-100, do fabricante Nidec-Shimpo Corporation, e resolução 0,01 Kg e 0,1 N, precisão $\pm 0,2 \%$, da maneira ilustrada na foto da Figura 4.7. Após várias medições, sem carga, encontra-se o valor médio foi 6,04 Kgf (59,23 N). Com a tensão admissível e a força mínima, calcula-se a área necessária do fio ou feixe de fios para proceder o treinamento. O fio tem diâmetro de 0,29 mm, então a área de um fio é

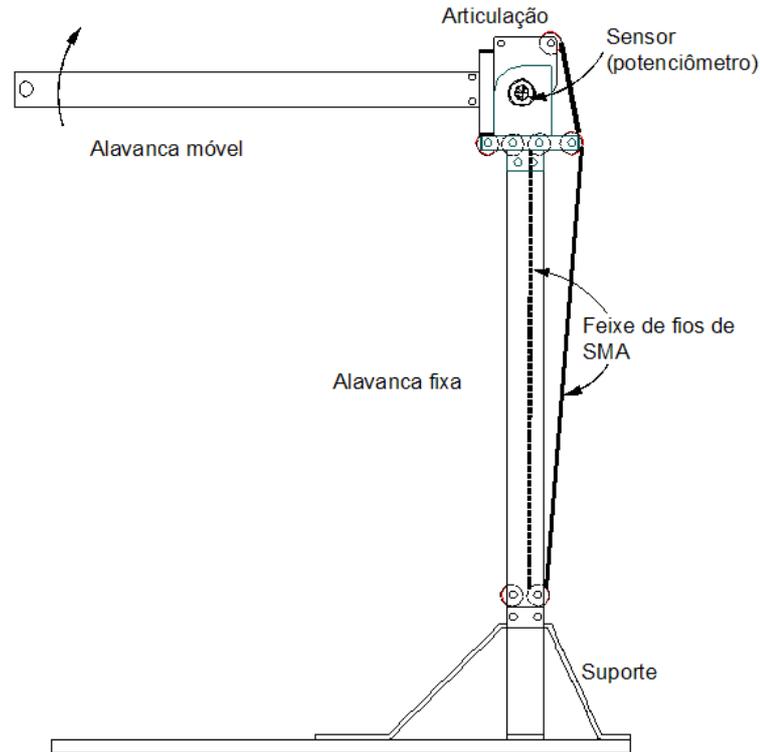


Figura 4.8: Desenho do conjunto mecânico articulado com alavanca posicionada horizontalmente.

de $6,6 \times 10^{-8} \text{ m}^2$ resultando em 4,5 fios arredonda-se para 5, recalculando obtém-se uma tensão de 180 MPa, sendo necessário acrescentar dois pesos de 50 g na extremidade para aumentar a tensão. Efetuando a medição com o dinamômetro e repetindo o processo, obtém-se a tensão de 233 MPa (76,9 N) que é aceitável para o treinamento.

A fonte de tensão utilizada para o presente treinamento é de 30 V e 6 A, marca Minipa MPS-3006P. Esses valores de tensão e corrente são limitantes aos testes de funcionamento. Com a quantidade de fios de NiTiNOL a ser usado encontra-se os valores elétricos. Na posição mostrada na Figura 4.8 será necessário um feixe de 5 fios de 1,0 m de comprimento cada.

Realiza-se o treinamento, sendo gradativamente ajustado o ciclo de tempo de atuação de ambos lados, foi estabilizando em 33 s, sendo 3 s para a contração e 30 s para o relaxamento com carga constante de 76,9 N. O tempo total do treinamento foi em torno de duas horas (219 ciclos). Este treinamento foi realizado com o circuito elétrico especificado na seção 3.2, trabalhando em corrente constante e instalado ao lado do conjunto mecânico articulado. A posição de início do ciclo é com a alavanca na horizontal como ilustra-se na foto da Figura 4.9. Após a passagem da corrente o fio encontra-se contraído e apresenta-se como ilustrado na foto da Figura 4.10. Os fios elétricos foram conduzidos da fonte de alimentação até o conjunto mecânico e deste ao circuito elétrico.

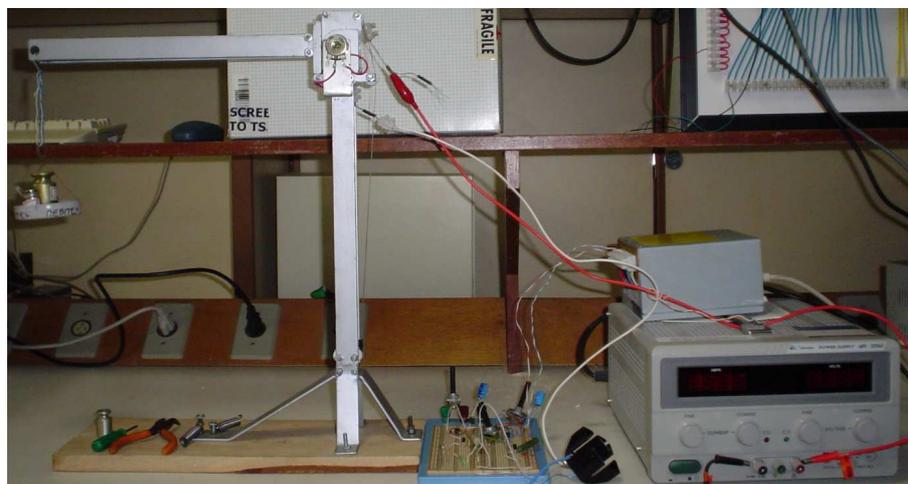


Figura 4.9: Conjunto mecânico articulado com alavanca móvel posicionada horizontalmente (início do funcionamento).

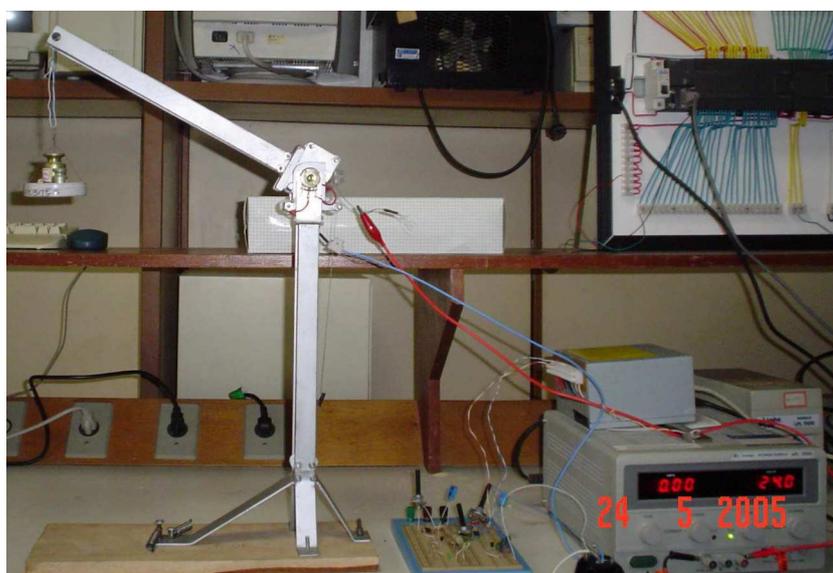


Figura 4.10: Conjunto mecânico articulado com alavanca móvel posicionada horizontalmente (final do funcionamento).

4.1.4 Modelo do sistema de controle de posição do atuador

Com o intuito de descrever o comportamento termomecânico das ligas com memória de forma uma variedade de modelos tem sido desenvolvidos. Descreveu-se na seção 4.1.2 que a resistência elétrica dos SMAs está em função da temperatura e deformação, tornando, assim, possível usar o SMA como sensor ou atuador.

Madill e Wang (1998) desenvolveram um modelo matemático para o SMA que a tensão é controlada pela corrente, focando esse modelo na relação tensão-corrente, dividindo-a em duas partes chamadas de relação temperatura-corrente e relação temperatura-tensão. Sendo que as características dinâmicas estão contidas na relação temperatura-corrente e na relação temperatura-tensão está descrito o laço de histerese.

Na relação temperatura-corrente para simplificar a análise de estabilidade aproximou-se a capacidade de aquecimento com parâmetros constantes. Então, a relação temperatura-corrente é a aplicação direta da condução dinâmica convencional e o modelo de transferência de calor (MADILL; WANG, 1998).

A equação da transferência de calor pode ser expressa

$$\rho c V \frac{dT}{dt} = Ri^2(t) - hA(T(t) - T_\infty) \quad (4.1)$$

onde:

- ρ é a densidade do material do fio, kgm^3 ;
- c é o calor específico do fio, $\text{Jkg}^{-1}\text{°C}^{-1}$;
- V é o volume do fio, m^3 ;
- T é a temperatura do fio, °C ;
- t é o tempo, s;
- i é a corrente elétrica, A;
- R é a resistência elétrica, Ω ;
- h é o coeficiente de transferência de calor de convecção, $\text{Wm}^{-2} \text{°C}^{-1}$;
- A é a área superficial do fio, m^2 ;
- T_∞ é a temperatura ambiente, °C .

Intuitivamente, a razão pela qual o fio troca de temperatura é função do calor produzido no fio pela corrente elétrica e a razão da perda de calor do fio é função do ar que o cerca. Como esperado, para ser aquecido ou resfriado, a razão é também inversamente

proporcional a massa ρV . O lado esquerdo da equação 4.1 pode também ser considerado uma medida da energia. Temperatura e corrente são mostrados explicitamente como função do tempo para enfatizar que os outros parâmetros são considerados constantes. No entanto, a resistência elétrica do fio de TiNi varia em função da temperatura, como tratado na seção 4.1.2. Também, ainda que o volume e a área superficial do fio variarão durante a operação do atuador de SMA é assumido que esses efeitos são desprezíveis. O princípio utilizado no presente trabalho é semelhante ao usado por Madill e Wang (1998), onde ao circular uma corrente desejada no fio de SMA este aquecerá por efeito Joule, ocorrendo uma deformação, alterando a posição angular da articulação, conseqüentemente haverá um movimento da alavanca.

Inicialmente é necessário a obtenção de parâmetros empíricos da posição angular da alavanca é a informação da tensão nas resistências "shunt" e potenciômetro. Com a alavanca completamente na posição vertical ten-se o ângulo de 0° e tensão elétrica de 0,06 V e em seguida com a alavanca na posição completamente na horizontal ten-se 90° e tensão elétrica de 1,41 V, obtém-se a equação:

$$\theta_d = 66,667V_d - 4 \quad (4.2)$$

Onde, θ_d é o ângulo alcançado pela alavanca após aplicação de tensão e conseqüente deformação do fio de SMA e V_d é a tensão elétrica aplicada.

É utilizado a equação 4.2 para obtenção das curvas de avaliação experimental da posição da alavanca ilustradas nas Figuras 4.11 e 4.15, respectivamente nas seções 4.1.5 e 4.1.6.

4.1.5 Avaliação da alavanca na horizontal

Para simular e avaliar a posição humana de sentar, que corresponde à alavanca na posição horizontal houve a realização dos testes no conjunto mecânico articulado. Após o treinamento, variou-se a corrente elétrica e aplicou-se uma carga constante, a mesma do treinamento, a Figura 4.11 ilustra os dados coletados. Conseguindo um deslocamento máximo de 26° contados da posição horizontal da alavanca e uma contração de 2,5% do feixe de fios ao ser aplicado uma corrente 5,98 A. Até a corrente aplicada de 1,33 A no feixe de fios a força de contração não consegue ser suficiente para movimentar a alavanca e, conseqüentemente, o ângulo é zero graus. O código do programa implementado é apresentado no Apêndice B.

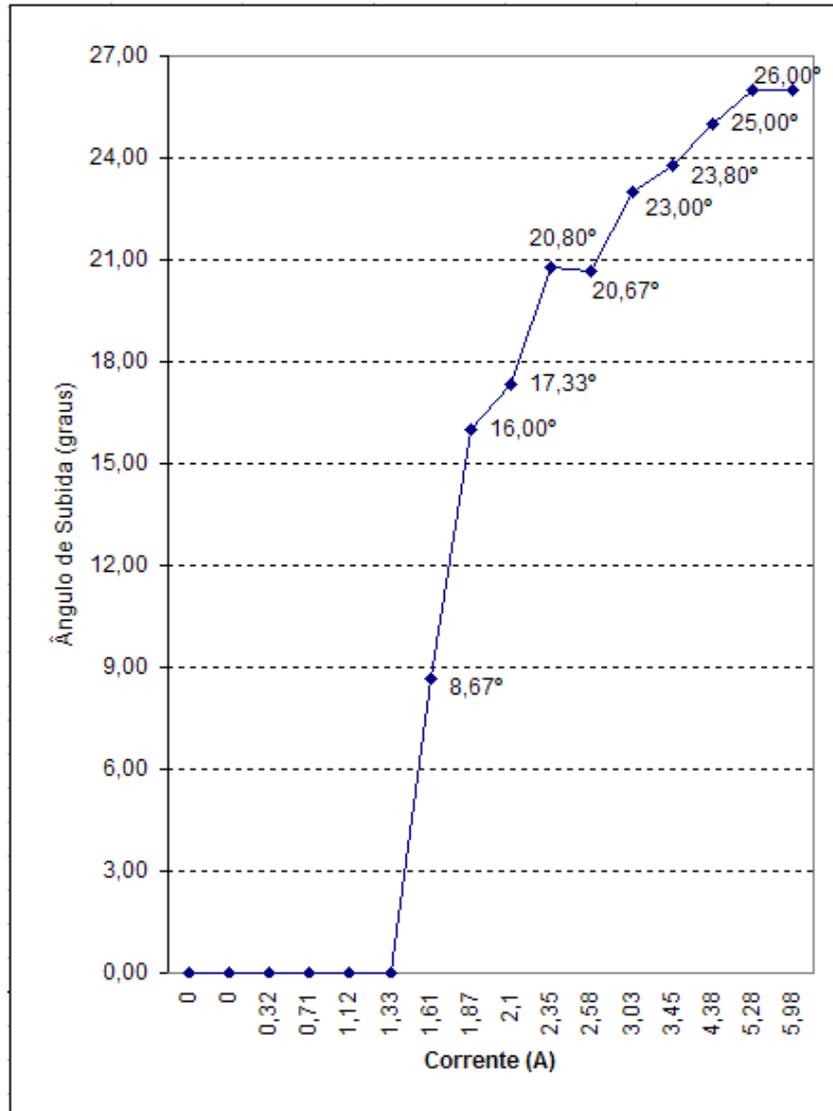


Figura 4.11: Curva correspondente a variação da corrente e o ângulo alcançado com a contração do feixe de fios.

4.1.6 Funcionamento em modo atuador diferencial

Para poder simular a marcha humana, ilustrado na Figura 4.12, é necessário que a alavanca esteja na posição vertical, ou seja, como a posição do membro inferior humano em completa extensão, como ilustra-se a foto da Figura 4.13, assim, na seção 2.2.5, Figura 2.5, é descrito o acionamento de um atuador artificial no modo diferencial, o qual é semelhante ao movimento humano do joelho na marcha. Então, seguiu-se o procedimento a seguir para simular nesse modo.

Montando-se o feixe de fios de SMA, com tratamento térmico e treinamento executados, na parte posterior e anterior da coluna com uma tensão inicial residual no feixe de fios responsável pela flexão, estando a alavanca inicialmente na posição vertical (considerando nesse ponto a contagem do ângulo, ou seja, zero graus), utiliza-se para a atuação dos fios

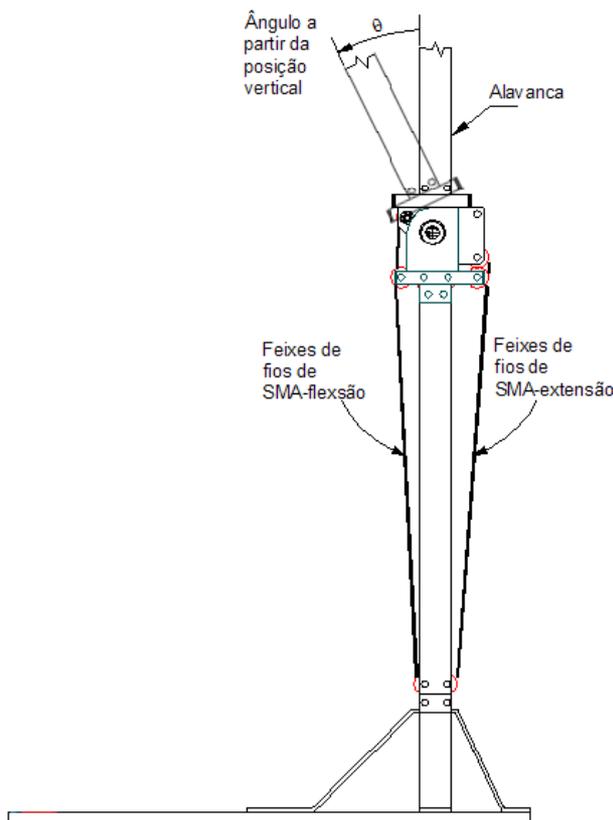


Figura 4.12: desenho ilustrativo.

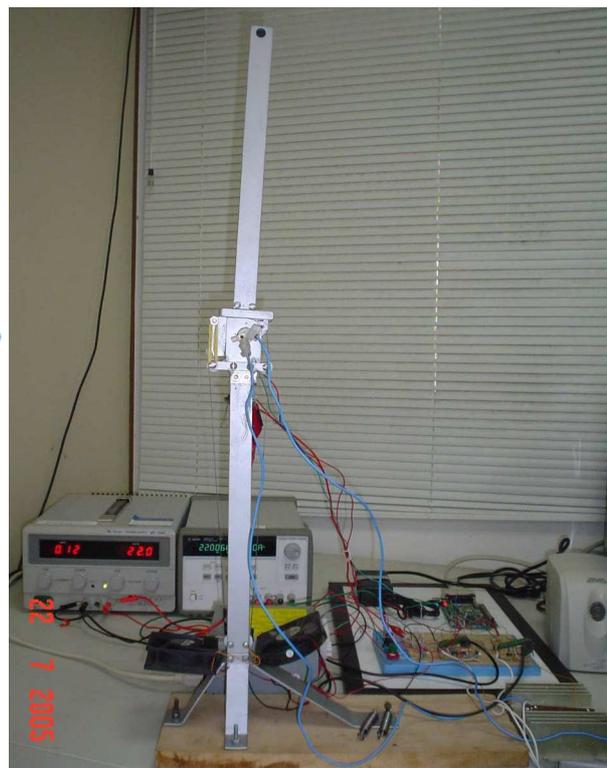


Figura 4.13: Posição inicial.

a interface de controle descrita na seção 3.2.

Gradativamente ajusta-se os tempos de contração e relaxamento do feixe de fios de SMA, tanto para os que fazem a alavanca ir para a posição vertical (extensão) como para aqueles que a fazem inclinar para a horizontal (flexão). Chega-se assim em um ciclo total de 24 s, com a ajuda dos ventiladores citados na seção 3.2. Para o feixe de fios de extensão utilizou-se uma corrente de 2,95 A, por 2 s, com tempo de relaxamento entre os picos de corrente de 22 s. Já para o feixe de SMA da flexão, utiliza-se uma corrente de 4,5 A, por 3 s, com relaxamento entre os picos de 21 s. O ciclo total para flexão e extensão com o sinal modulado PWM, foi capturado pelo osciloscópio Agilent, modelo 54622A de 100 MHz, esse ciclo ilustra-se na Figura 4.14.

Para poder simular a parada da alavanca utiliza-se os mesmos procedimentos de simular a marcha humana, nesse caso aplica-se uma corrente variável no feixe de fios responsável pela flexão e no responsável pela extensão aplica-se uma corrente constante de 2,95 A, por 2 s, contando o ângulo da alavanca a partir da posição vertical, ou seja, nesta posição será zero graus, obtém-se a parada da alavanca em várias posições. O mesmo procedimento inverso é realizado com uma corrente constante de 4,5 A, por 3 s para o feixe de flexão e corrente variável para o feixe de extensão. Dessa simulação resulta nas

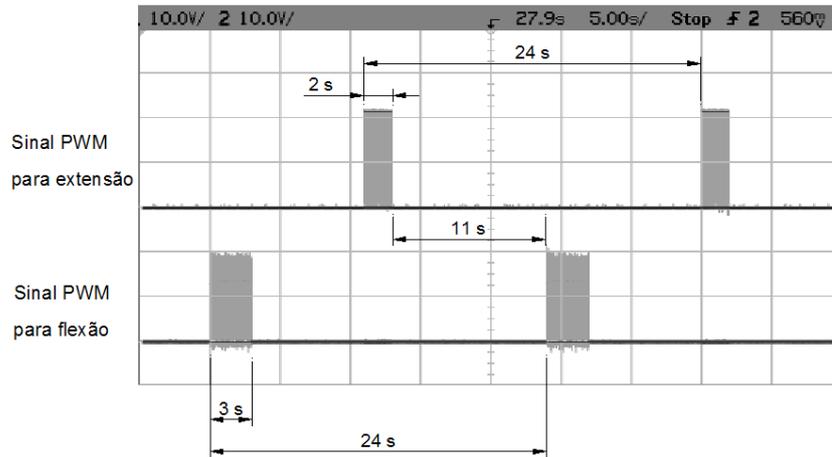


Figura 4.14: Comportamento dos sinais modulados ao longo do tempo, do ciclo para simular a marcha humana, para flexão e extensão.

curvas que se ilustra na Figura 4.15.

Para a obtenção dos ângulos nas posições de parada da alavanca está acoplado, no eixo da articulação, potenciômetro, o qual atua como sensor, que variando sua resistência interna, obtém-se sinais de tensão com a conseqüente mudança de posição do eixo do potenciômetro, essa informação é interpretada para encontrar os ângulos atingidos.

No curva ilustrada na Figura 4.15 observa-se que há uma resposta considerável no feixe de fios de flexão quando a corrente está entre 0,78 A e 2,27 A, havendo uma variação de 16,56 graus, a mesma avaliação pode ser feita para a corrente no feixe de extensão 0,18 A e 3,68 A, havendo uma variação de 17,02 graus. Em ambos casos com esses valores de corrente pode-se obter um controle razoável do ângulo de movimentação da alavanca.

4.2 Controle do conjunto mecânico articulado

Com os resultados obtidos nos experimentos, das seções que tratam da avaliação da alavanca na horizontal e a marcha humana, originou equações matemáticas do sistema a ser controlado e podem ser feitas análises experimentais do comportamento do fio de NiTiNOL no conjunto mecânico articulado. Nesta seção são descritos os procedimentos adotados para controlar o sistema e determinar suas características e comportamentos, simulando e comparando o sistema com controle em malha aberta e em malha fechada.

O sistema a ser controlado é chamado de conjunto mecânico articulado. Este utiliza a interface eletrônica descrita na Seção 3.2, Figura 3.9. A entrada do processo é chamada de variável de controle e a saída do processo é chamada de variável controlada ou variável de processo. O sistema de controle aplica sinais adequados na entrada do processo com o intuito de fazer com que o sinal de saída satisfaça certas especificações e/ou apresente

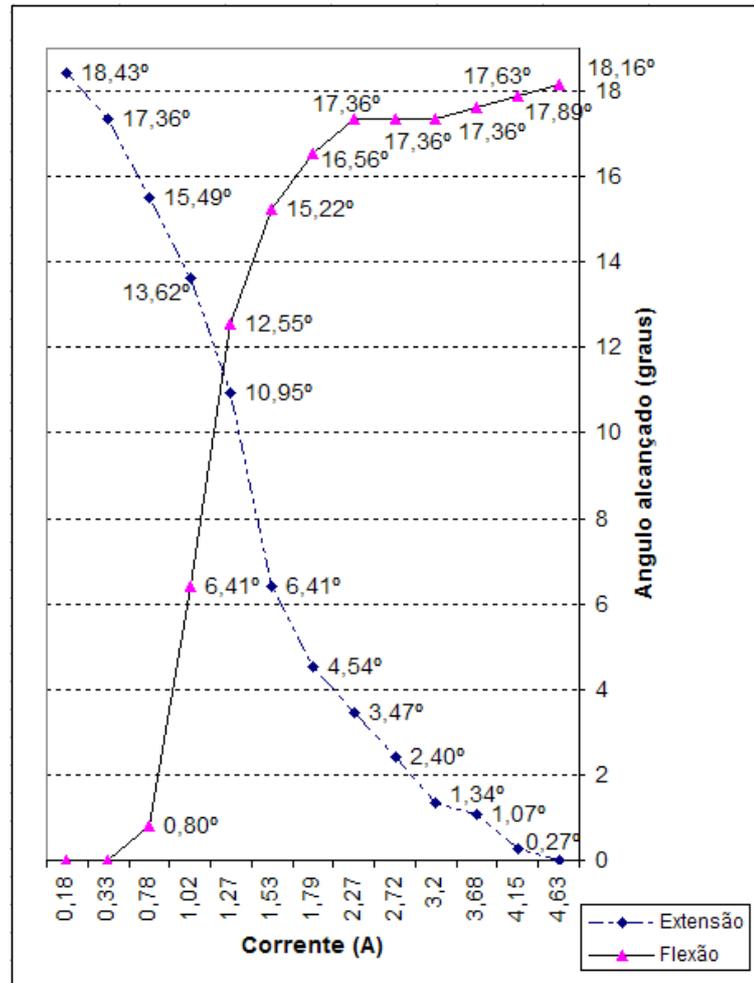


Figura 4.15: Curvas correspondentes a variação da posição da alavanca.

um comportamento particular.

4.2.1 Sistema em malha aberta

O sistema em malha aberta, ilustrado no diagrama em bloco na Figura 4.16, consiste em aplicar uma variável de controle em forma de corrente, para efetuar a atuação e conseqüente contração do feixe de fios, para assim determinar suas características e comportamentos. Os resultados obtidos são ilustrados nas figuras 4.17 e 4.18 apresenta o comportamento da corrente no tempo e as figuras 4.19 e 4.20 a posição angular no tempo.

Na experimento ilustrado na Figura 4.17 é aplicado uma corrente de 2,95 A, durante 2 s, para o feixe responsável pela extensão da alavanca e verifica-se o comportamento como ilustrado. No experimento ilustrado na Figura 4.18 é aplicado 4,5 A, durante 3 s, no feixe responsável pela flexão, apresenta o comportamento como ilustrada. O sistema opera sem que nenhuma ação de controle automática esteja sendo executada.

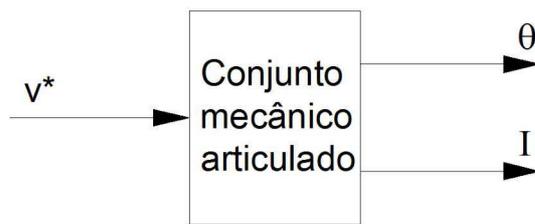


Figura 4.16: Diagrama em bloco do sistema em malha aberta.

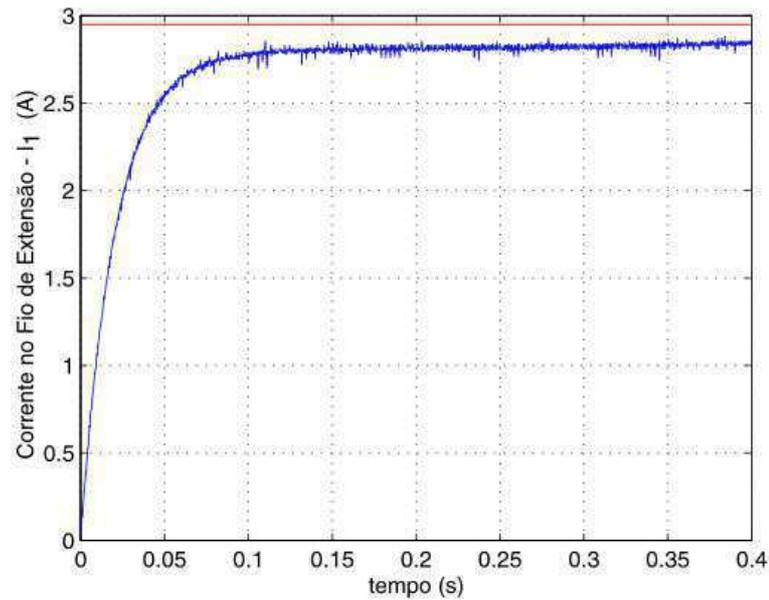


Figura 4.17: Curva de corrente x tempo para o feixe de fios na extensão em sistema de malha aberta.

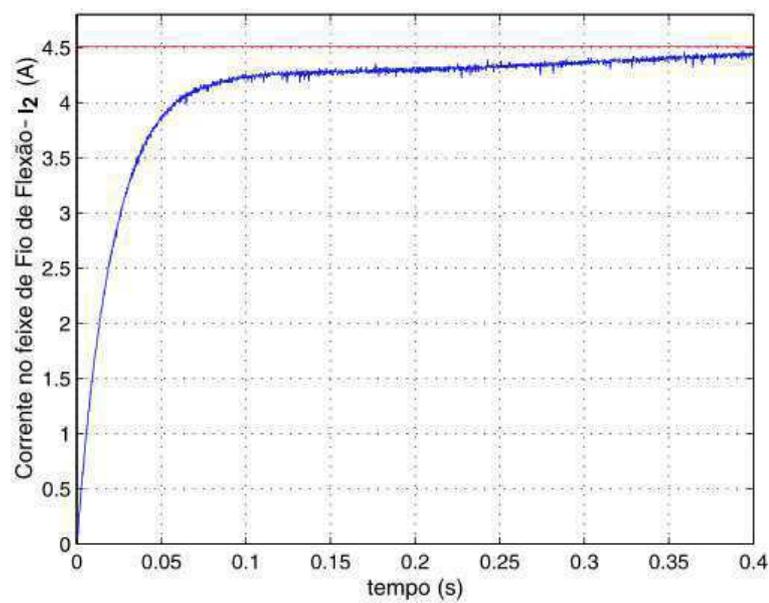


Figura 4.18: Curva de corrente x tempo para o feixe de fios na flexão em sistema de malha aberta.

Nestes experimentos o ângulo alcançado permaneceu em torno de $17,5^\circ$, o comportamento do movimento da alavanca na contração do feixe de fios de flexão está lustrado na Figura 4.19, e o comportamento do feixe de fios de extensão cessado a aplicação de tensão no de flexão é ilustrado na Figura 4.20.

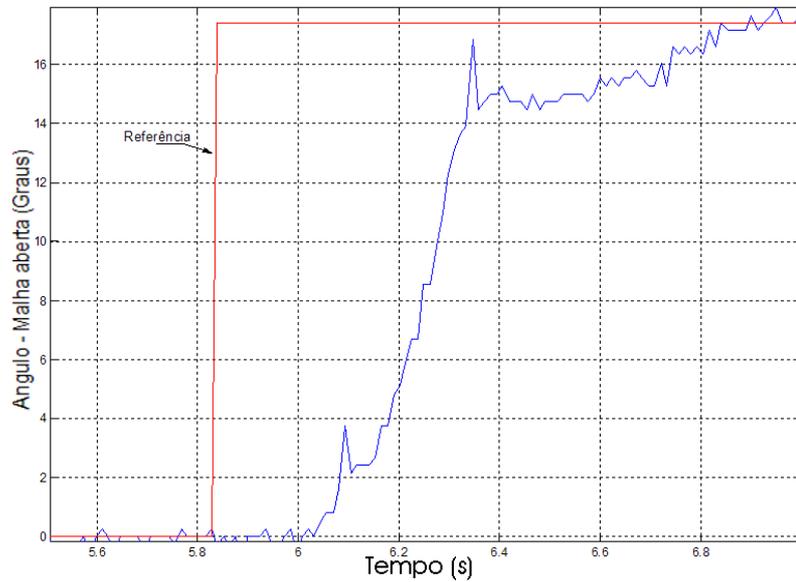


Figura 4.19: Curva de ângulo x tempo quando o feixe de fios de flexão está sendo contraído.

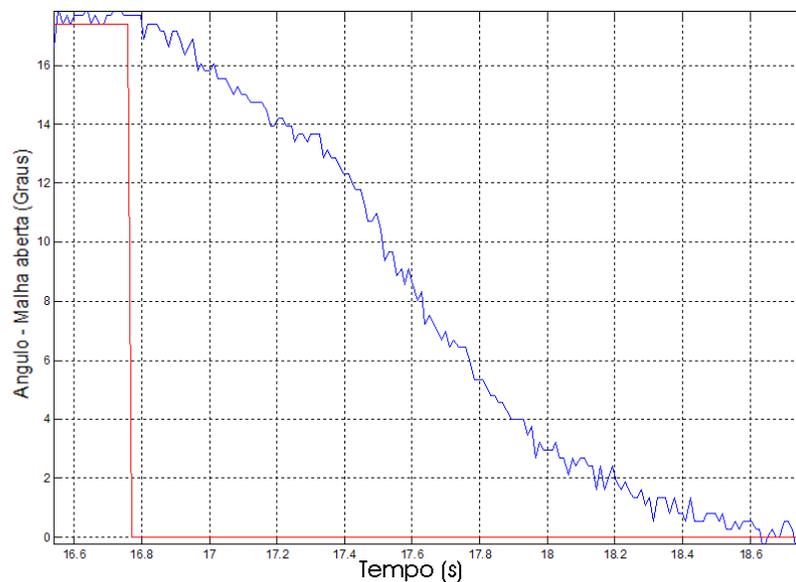


Figura 4.20: Curva de ângulo x tempo quando o feixe de fios de extensão está sendo contraído.

Nas Figuras 4.17 e 4.18, quando se requer a atuação, verifica-se que a variável de saída após 0,4 s ainda não alcançou o valor da referência de corrente para os feixes de extensão e flexão. Portanto, é necessário um sistema de controle em malha fechada que permita operar mais rapidamente próximo aos sinais impostos ao processo, que permita alterar as condições de operação normais, sem controle, para uma condição mais favorável, com controle.

4.2.2 Sistema em malha fechada

O sistema em malha fechada consiste no controle da corrente dos feixes de fios de extensão e flexão e do controle da posição da alavanca.

O controle de corrente é utilizado para determinar a contração desejada nos feixes por meio da passagem de corrente, havendo a maior ou menor contração devido a variação de temperatura resultante, alcançando uma determinada posição da alavanca. Para uma desejada posição da alavanca implementou-se o controle de posição desta. A saída gerada pelo controlador de posição é a referência do controlador de corrente, como ilustra-se no diagrama de blocos do sistema em malha fechada na Figura 4.21.

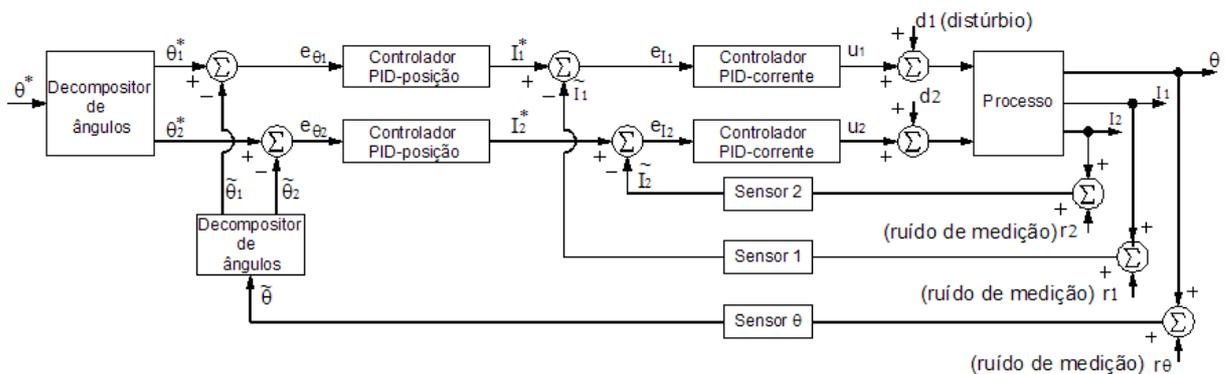


Figura 4.21: Sistema de controle em diagrama de blocos do sistema malha fechada.

Onde,

- θ é o ângulo formado entre a posição vertical e a posição atual da alavanca;
- θ_1 é o ângulo formado entre a posição vertical e a posição atual da alavanca, quando o feixe de fios de extensão atua;
- θ_2 é o ângulo formado entre a posição vertical e a posição atual da alavanca, quando o feixe de fios de flexão atua;
- θ^* é o ângulo de referência desejado, formado entre a posição vertical e a posição atual da alavanca;

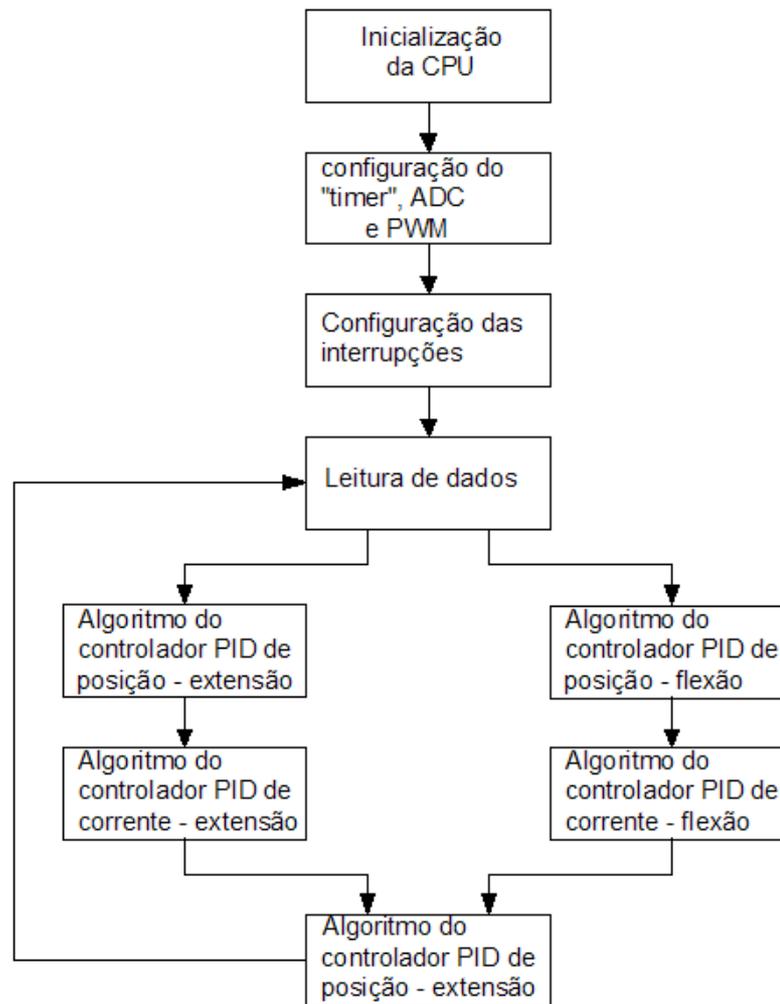


Figura 4.22: Fluxograma do sistema em malha fechada.

- Sensor θ é o potenciômetro instalado no conjunto mecânico articulado que dará informação da posição do ângulo da alavanca;
- Sensor1 é a resistência *shunt* utilizada para medir uma tensão proporcional a corrente que passa pelo feixe de fios de extensão;
- Sensor2 é a resistência *shunt* utilizada para medir uma tensão proporcional a corrente que passa pelo feixe de fios de flexão.

O fluxograma de comando usado para o sistema em malha fechada é o ilustrado na Figura 4.22. O código do programa implementado está apresentado no Apêndice B.

4.2.3 Sistema em malha fechada com controle da corrente

Inicialmente, foi realizado o controle da corrente, para o qual utilizou-se dois controladores PID. Para determinação dos parâmetros desses controladores foi utilizado as regras de

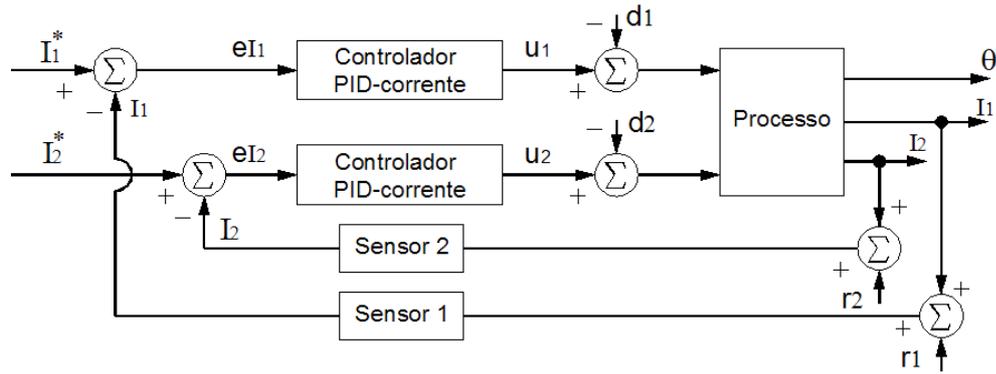


Figura 4.23: Diagrama de blocos do sistema em malha fechada com controle da corrente.

Ziegler-Nichols. Obteve-se experimentalmente a resposta do processo ao degrau unitário, em malha aberta. Com a resposta em malha aberta chegou-se aos parâmetros necessários para a determinação dos valores do ganho proporcional K_p , do tempo integral T_i e do tempo derivativo T_d utilizados nos controladores. A função de transferência $G_c(s)$ do controlador é dada pela equação $G_c(s) = K_p(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s)$. A seguir discretizou-se o controlador PID para a programação no processador digital de sinais de forma recursiva, isto significa que o cálculo do controle em um instante $u(k)$, é baseado no valor do instante anterior $u(k - 1)$, mais termos corretores. Então, obteve-se a seguinte equação do controlador PID discretizado

$$u(k) = u(k - 1) + q_0 e(k) + q_1 e(k - 1) + q_2 e(k - 2) \quad (4.3)$$

Onde, os parâmetros q_0 , q_1 e q_2 são dados por:

$$q_0 = K_p(1 + \frac{T_d}{T_0}) \quad (4.4)$$

$$q_1 = -K_p(1 + 2\frac{T_d}{T_0} - \frac{T_0}{T_i}) \quad (4.5)$$

$$q_2 = K_p(\frac{T_d}{T_0}) \quad (4.6)$$

Onde, o tempo de amostragem T_0 é igual a 0,2045 milisegundos.

De posse do modelo do controlador PID discretizado da equação 4.3, sintonizou-se os controladores alterando os valores dos parâmetros q_0 , q_1 e q_2 em torno dos primeiros valores calculados. Chegando-se aos resultados de $q_0 = 110$, $q_1 = -200$ e $q_2 = 150$ para o feixe de fios de extensão e $q_0 = 200$, $q_1 = -50$ e $q_2 = 130$ para os de flexão.

Na Figura 4.23 ilustra-se o diagrama de blocos do sistema em malha fechada com controle da corrente.

Com o sistema em malha fechada com controle de corrente realizou-se testes para avaliar o desempenho do controle de corrente, com sinal de referência na forma de degrau

constante e variável. Para o atuador de extensão enviou-se um sinal de referência de 2,95 A na forma de degrau constante, como ilustra-se na Figura 4.24, o sinal de saída tende a se estabilizar em 0,024 s quando alcança 2,95 A. No atuador de flexão enviou-se um sinal de referência de 4,5 A na forma de degrau constante, como ilustra-se na Figura 4.25, o sinal de saída tende a estabilizar em 0,0065 s, sendo ambas respostas, como se pode verificar, extremamente mais rápidas que as apresentadas no sistema em malha aberta.

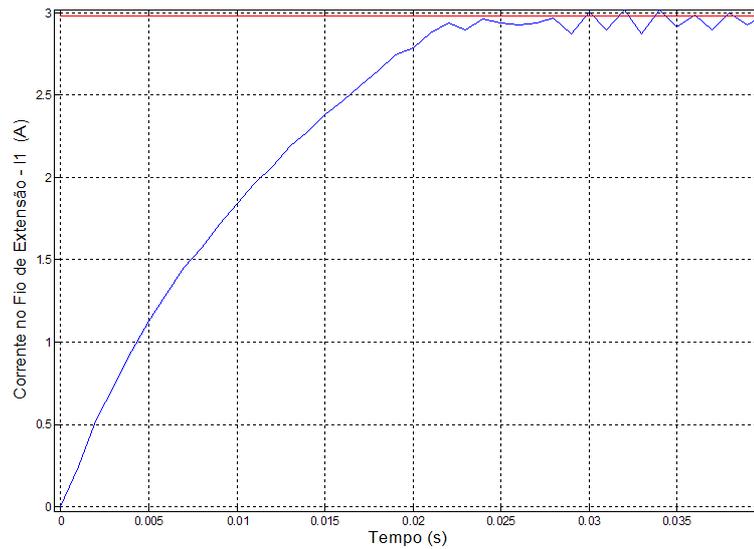


Figura 4.24: Curva de corrente x tempo do sistema de controle em malha fechada com sinal de referência na forma de degrau constante, ao atuar o feixe de fios de extensão.

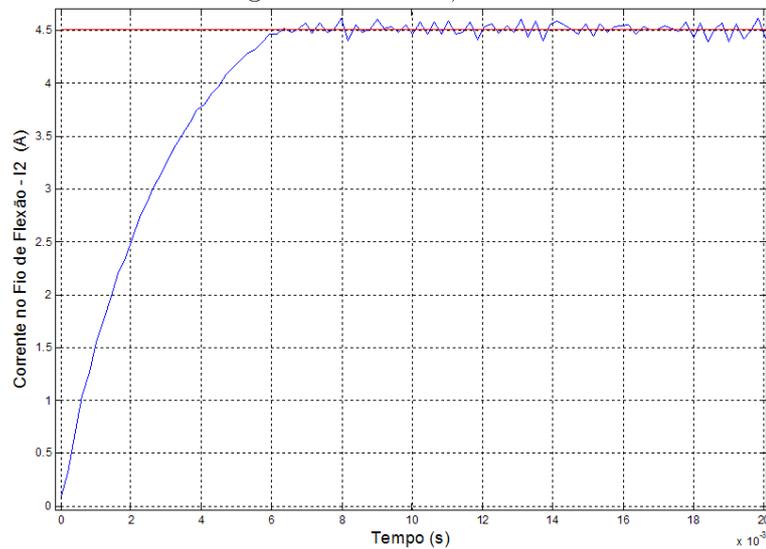


Figura 4.25: Curva de corrente x tempo do sistema de controle em malha fechada com sinal de referência na forma de degrau constante, ao atuar o feixe de fios de flexão.

Com o sinal de referência em forma de degrau variável, o sinal de saída acompanhou satisfatoriamente a referência, como ilustra-se nas Figuras 4.26 e 4.27, respectivamente para o atuador de extensão e flexão.

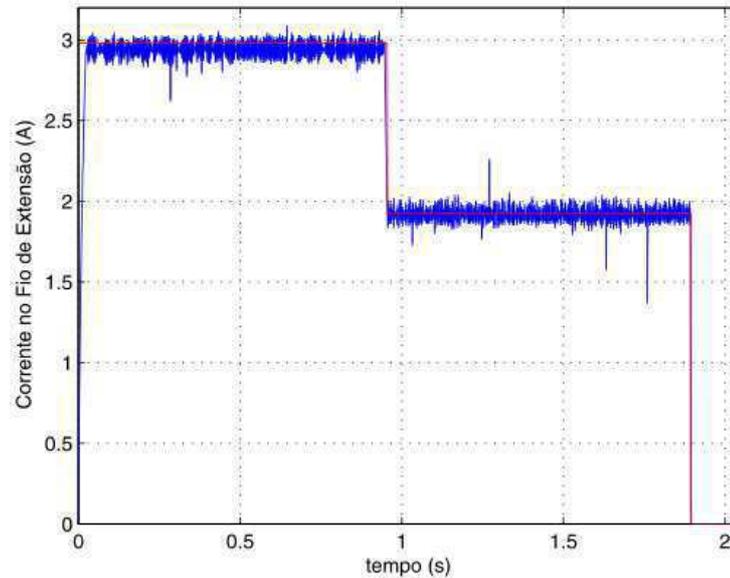


Figura 4.26: Curva de corrente x tempo para o feixe de fios na atuando na extensão com controle em sistema de malha fechada com sinal em degrau variável.

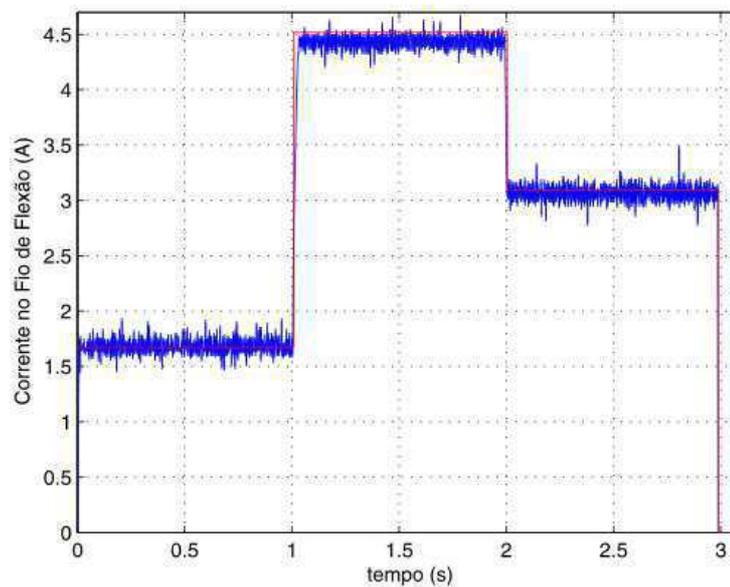


Figura 4.27: Curva de corrente x tempo para o feixe de fios na atuando na flexão com controle em sistema de malha fechada com sinal em degrau variável.

4.2.4 Sistema em malha fechada com controle da posição da alavanca

No controle da posição da alavanca utilizou-se também dois controladores PID. Para determinação dos parâmetros desses controladores utilizou-se novamente as regras de Ziegler-Nichols. Obteve-se experimentalmente a resposta do processo ao degrau unitário, em malha aberta com controle de corrente, por meio desse obteve-se os parâmetros necessários para o projeto dos controladores, como descrito na Seção 4.2.3. De posse do modelo do controlador PID discretizado, sintonizou-se os controladores alterando os valores dos parâmetros q_0 , q_1 e q_2 em torno dos primeiros valores calculados. Chegando-se aos resultados de $q_0 = 100$, $q_1 = -150$ e $q_2 = 170$ para o feixe de fios de extensão e $q_0 = 103$, $q_1 = -85$ e $q_2 = 125$ para os de flexão.

Como resultado chegou-se ao sistema em malha fechada ilustrado na Figura 4.21.

Analisando a curva de posição, o comportamento do movimento da alavanca na contração do feixe de fios de flexão está lustrado na Figura 4.28, e o comportamento do feixe de fios de extensão cessado a aplicação de tensão no de flexão é ilustrado na Figura 4.29, verifica-se que houve uma melhora na resposta de posição da alavanca quando comparada com o sistema em malha aberta ilustrada nas Figuras 4.19 e 4.20.

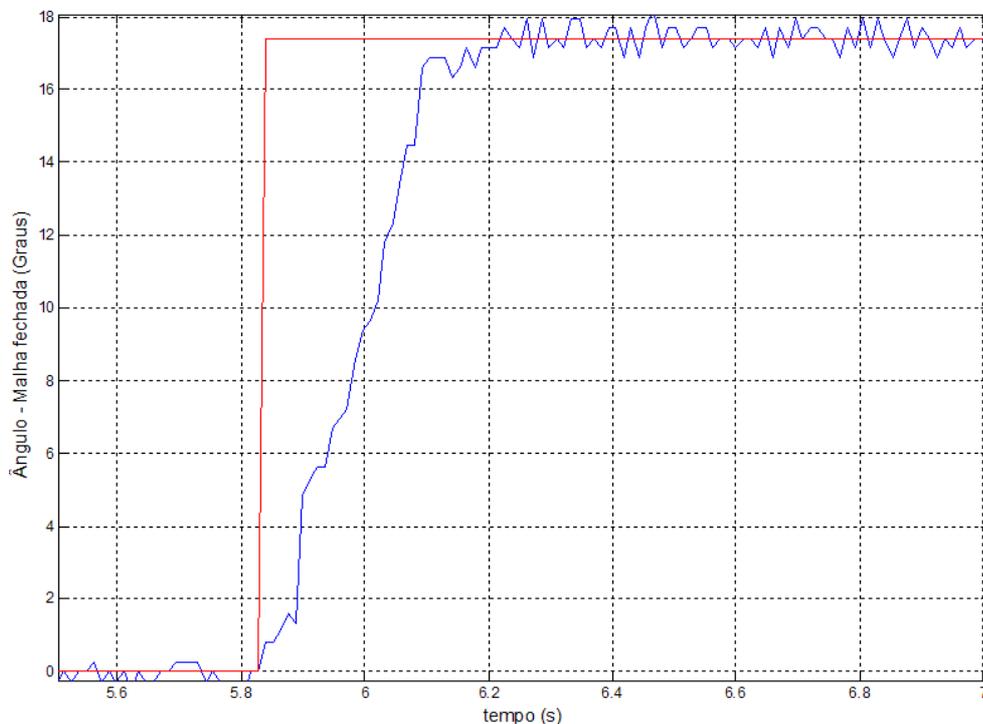


Figura 4.28: Curva de posição da alavanca x tempo com controle de ângulo do sistema de controle em malha fechada quando o feixe de fios de flexão está sendo contraído.

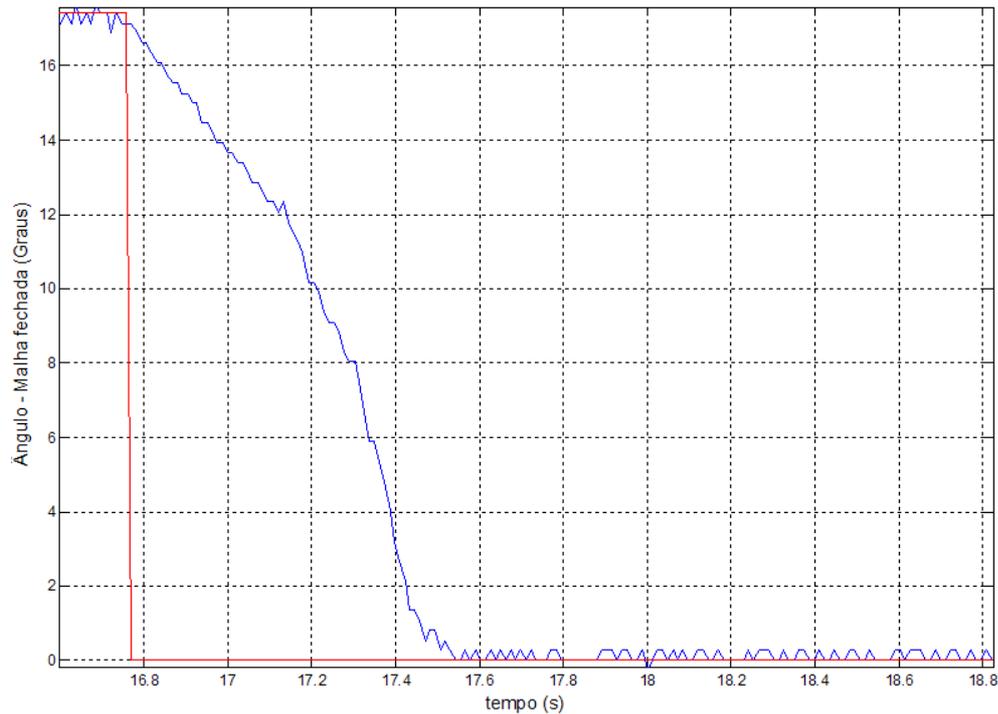


Figura 4.29: Curva de posição da alavanca x tempo com controle de ângulo do sistema de controle em malha fechada quando o feixe de fios de extensão está sendo contraído.

4.3 Conclusão

Os testes realizados onde se analisou o comportamento elétrico de ativação sob um carregamento constante com o objetivo de determinar a possibilidade da utilização da liga com memória de forma, com os parâmetros fundamentais de projeto descritos no Capítulo 2 para sistemas inteligentes que podem ser incorporados em músculos artificiais, demonstraram que o SMA analisado pode ser controlado com uma variável de entrada desejada conseguindo alterar a posição final da alavanca por meio de corrente fornecida, ocorrendo maior ou menor aquecimento do fio de material de SMA. Verificou-se que, com aumento da eficiência do resfriamento do fio, consegue-se uma diminuição no tempo do ciclo e um conseqüente melhora na velocidade de movimentação da alavanca da conjunto mecânico articulado. Pode-se, também, aumentar o ângulo de rotação da alavanca com o aumento do comprimento do fio e uma melhoria no tratamento térmico para que se consiga um maior efeito de memória de forma.

Para os problemas limitantes foram encontradas soluções alternativas. Por exemplo, para medição do ângulo de rotação da alavanca, resultado do aumento de temperatura ou esfriamento, utilizou-se um potenciômetro. No futuro o sistema pode ser melhorado acrescentando dispositivos que meçam a temperatura e a variação de carga aplicada. Deve-se melhorar ainda mais o resfriamento do fio com equipamentos dedicados, aumentando a velocidade da movimentação da rotação, como módulos de Peltier. Um exemplo

desta melhoria foi o realizado por Luo et al. (2000), que usando módulos Peltier reduziu drasticamente o tempo de resposta do atuador. Outra maneira que pode ser sugerida, seria utilizar outras formas de seção do material de SMA para dissipar melhor o calor, aumentando a área para resfriamento.

Os resultados obtidos podem ser melhorados diminuindo interferências como atrito nas partes mecânicas, contatos elétricos mais eficientes e equipamentos dedicados.

Quanto ao sistema de controle, pode-se utilizar estratégias mais sofisticadas de projeto dos controladores usados neste trabalho com o intuito de obter melhores respostas de controle.

Capítulo 5

Conclusões

Neste trabalho desenvolveu-se um estudo da viabilidade de utilização das ligas com memória de forma em uma articulação que auxilie a marcha humana quando houver a amputação do membro inferior acima do joelho.

Um conjunto mecânico articulado foi projetado e desenvolvido para simular a movimentação do joelho, semelhante à articulação do membro natural humano, utilizando um atuador artificial de ligas com memória de forma, o TiNi, substituindo o atuador natural, as fibras musculares. A definição da estrutura do conjunto mecânico articulado, seu dimensionamento, sua modelagem dinâmica e sua implementação em laboratório foram metas alcançadas no decorrer do presente trabalho. Destaca-se a dependência do fio com memória de forma com a temperatura em aplicações de cargas uniaxial.

No desenrolar do desenvolvimento do trabalho verifica-se que o material de SMA, na aplicação como substituto de fibras musculares, tem contração compatível com a humana, em contra partida seu relaxamento ainda é lento cerca de 10 vezes menor que o atuador natural. É necessário um atuador no modo diferencial para aumentar a velocidade de atuação, ainda, pode ser melhorado com a utilização de aparatos que consigam o resfriamento rápido da liga atingindo a fase martensítica mais rapidamente. Outro inconveniente é o consumo de energia elétrica para suportar a atuação, mas que mesmo assim podem ser utilizados em equipamentos de fisioterapia ou até mesmo órteses. Outrossim, haverá necessidade de um isolamento elétrico, visto que, no momento da aplicação da corrente pode haver choque elétrico.

Apesar dos inconvenientes encontrados, que podem ser solucionados, vislumbra-se inúmeras aplicações não apenas em atuadores naturais, da indústria aeroespacial às ciências biomédicas, em outras áreas também, como micro ou macro atuadores.

5.1 Sugestões para trabalhos futuros

Aqui são sugeridas algumas futuras investigações que dariam prosseguimento aos estudos do comportamento e da modelagem da articulação atuada por meio dos fios com memória de forma. Principais trabalhos identificados a serem desenvolvidos são:

1. Caracterização das propriedades, reconhecer e eliminar os problemas que impedem a identificação;
2. Implementar o uso de módulos Peltier para otimizar o resfriamento do SMA;
3. Estudar e implementar estratégias de controle para materiais de SMA;
4. Adaptar a ativação os fios com memória de forma por meio do envio de sinais mioelétricos;
5. Adequar e equipar a plataforma de testes para que se possa medir e controlar a temperatura, cargas adversas, ângulos mais precisos;
6. Equipar a plataforma experimental para trabalhar como um pêndulo duplo invertido com três articulações;
7. Estudar o comportamento de atuadores com memória de forma com carga variável;
8. Estudar o comportamento de atuadores com memória de forma com outros tipos de formas como, tubular, molas, barras, malha e formas adaptadas;
9. Desenvolver um sistema para o tratamento dos sinais mioelétricos para o conhecimento do modo de funcionamento que modificará a forma de operação ante a situação imposta pela ocorrência, tal como a subida ou descida de uma rampa ou de uma escadaria ou ainda de efetuar a marcha em diversos ritmos;
10. Desenvolver um robô bípede com atuadores de materiais de SMA;
11. Estudar novos materiais com efeito de memória de forma como os materiais "shape memory polymers" (polímeros com memória de forma), como alternativa aos materiais de SMA;
12. Estudar a aplicabilidade em mecanismos de equipamentos fisioterápicos.

Apêndice A

Equação do Movimento do membro inferior humano

O modelo dinâmico de um sistema mecânico permite relacionar a evolução temporal da sua configuração (chamando de posição, velocidade e aceleração) com as forças e momentos que nele atuam.

Como já mencionado, no Capítulo 1, houve vários autores que desenvolveram modelos matemáticos, dos membros inferiores humanos, cinemáticos e dinâmicos, considerando ou não ser em três dimensões ou de variados graus de liberdade referente a todas as articulações, considerando apenas o plano vertical que atravessa frontalmente o corpo humano (plano sagital). Vários estudos detalham o método em que cada articulação dos membros inferiores é modelado como uma seqüência de três eixos ortogonais de articulações giratórias, para obter os três graus de liberdade para cada articulação. Um sistema fixo de coordenadas é embutido em cada ligação (para o presente sistema: pelvis, coxa, perna e pé) e a rotação de cada segmento é obtida relativa a um sistema fixo de coordenadas ou sistema inercial, normalmente fixado na plataforma de medição das forças de reação do solo, um equipamento laboratorial para medições de esforços proveniente da marcha humana. Essas relações são usadas para obter as transformações intermediárias entre os segmentos das quais os ângulos das articulações podem ser extraídas.

Uma vez que as trajetórias das articulações forem computadas, por um dos métodos descritos na seção 1.2, a dinâmica do membro inferior humano é então modelada com uma seqüência de quatro ligações rígidas conectadas pelos três eixos de articulações giratórias, onde cada articulação tem três graus de liberdade. Este modelo é usado em um sistema iterativo Newton-Euler de equações, para computar os momentos das articulações baseado no ângulo das articulações, bem como a primeira e segunda derivada desse ângulo e a força de reação do solo obtida pela plataforma de força.

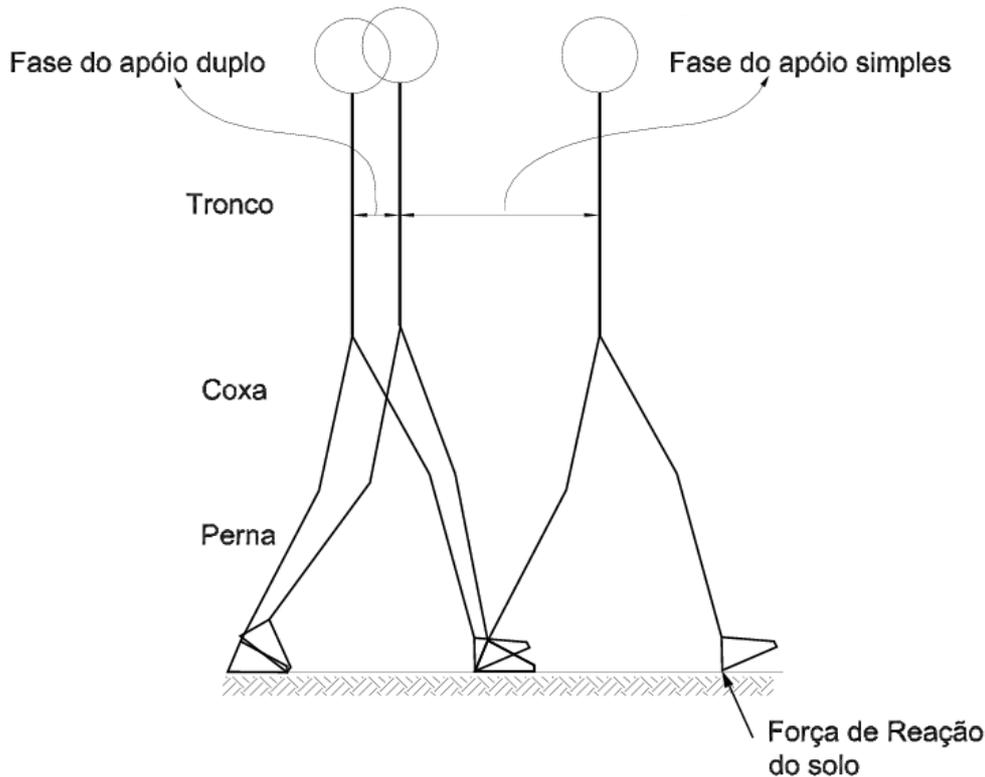


Figura A.1: Fases da marcha humana, as fases do apoio duplo e apoio simples.

A.1 Movimento cinemático e dinâmico

Durante a fase do andar, onde apenas um pé toca o solo, suporte simples, aparentemente um dos membros inferiores se comporta como um pêndulo invertido de multi-conexões, enquanto o outro como um pêndulo duplo.

Trabalhos que tratam da modelagem da locomoção humana estão principalmente relacionados com essa fase como a principal fase da marcha humana devido a sua larga amplitude e grande instabilidade (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 2000; MENEGALDO, 1997; GRIERSON, 1992). Se comparado com a fase em que os dois pés estão em contato com o solo a apoio duplo, como ilustrado na Figura A.1.

Nesta seção, apresenta-se as suposições para definir como o problema será tratado. O resultado é o estudo de um movimento planar com 3 graus de liberdade (gdl) de um sistema mecânico de 4-ligações.

É considerado um modelo sagital de um bípede antropomórfico, usando os critérios mínimos para as características antropomórficas, estando presente uma articulação do joelho. Inicialmente considera-se um modelo básico com 4 conexões incluindo pé, perna, coxa e tronco, ilustrado na Figura A.2. Esse sistema espacial provido com três articulações: tornozelo, joelho e quadril. As seguintes suposições correspondem como o humano

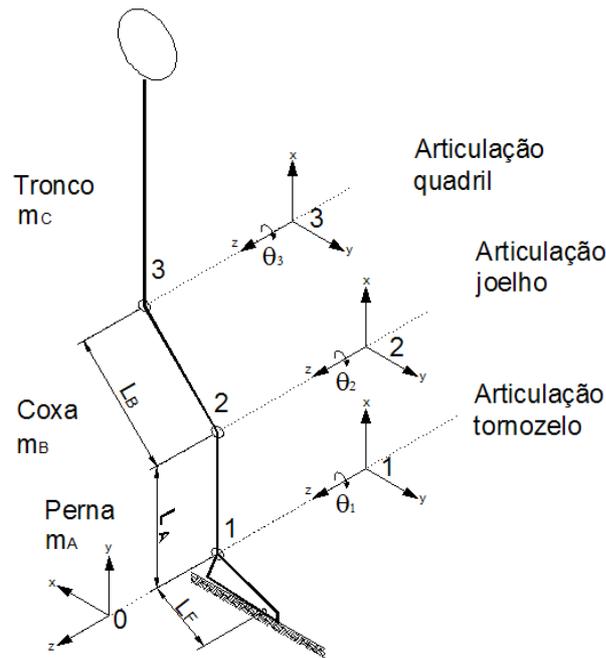


Figura A.2: Modelo do membro inferior humano com um sistema de coordenadas com três articulações.

caminha (ROSTAMI; BESSONNET, 2001):

- A postura do pé no membro inferior que está estendido, permanece no mesmo plano do solo durante a fase de simples apoio. Além do mais, para evitar que a sola do pé possa ser considerada, apenas como próxima do solo, a normal da força de reação do solo tem que permanecer positiva por todo o movimento. Esta limitação expressa simplesmente a unilateralidade das forças de contato do solo no pé;
- O tronco permanecerá constantemente na vertical. Desde que o tronco não é estável, a articulação do membro inferior tem que permanecer ativa. Em aplicações numéricas, mostra-se que o torque requerido na articulação para segurar o tronco nessa posição não é muito grande. Esta observação concorda com o fato de que durante a fase do apoio simples, da maneira de andar, a variação do ângulo absoluto do tronco nessa fase é pequeno e pode ser desprezado. Por causa da presença dessa força na articulação, o movimento do andar humano não pode ser considerado como puramente conservativo mas apenas quase conservativo;
- Observando a maneira de andar humana, vê-se que a mudança de posição do tornozelo, na fase do apoio simples em relação ao pé que está rotacionando, é muito pequena. De acordo com este fato, pode se assumir que o tornozelo no membro inferior está travado durante esse movimento.
- A postura do joelho no membro inferior que está estendido, na apoio simples, tem

que ser considerado duro no modelo pendular para evitar o desmoronamento do bípede. A postura do membro inferior é assumida como completamente estendida.

A determinação da equação do movimento do membro inferior nas condições assumidas anteriormente, para que se possa usar e assemelhar a plataforma de teste, determina-se as equações cinemáticas para um membro inferior planar simples com três segmentos e depois as equações recursivas de Newton-Euler.

A metodologia e convenção utilizadas para derivar as equações da cinemática inversa é do algoritmo de Denavit-Hartenberg (DH) (CRAIG, 1989)(PAUL, 1981)(SPONG; M., 1989). Os sistemas de coordenadas e os parâmetros DH dos segmentos ilustram-se na Figura A.2 e listados na Tabela A.1, respectivamente. Inicia-se pela definição do sistema 0. Este é fixo no tornozelo e alinhado com o sistema 1 quando a primeira articulação (θ_1) é zero.

Segmento(i)	α_{i-1}	a_{i-1}	θ_i	d_i
1	0	0	θ_1	0
1	0	L_A	θ_2	0
2	0	L_B	θ_3	0

Tabela A.1: Parâmetros Denavit-Hartenberg para o modelo do membro inferior humano.

Com o objetivo de encontrar as equações da cinemática inversa, efetua-se as necessárias transformações das rotações dos sistemas de coordenadas das articulações e especifica-se o sistema do tronco relativo a o 0 fixo no tornozelo, a transformação 0_3T fica:

$${}^0_3T = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T$$

$${}^0_3T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3) & -\text{sen}(\theta_1+\theta_2+\theta_3) & 0 & L_A \cos \theta_1 + L_B \cos(\theta_1+\theta_2) \\ \text{sen}(\theta_1+\theta_2+\theta_3) & \cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3) & 0 & L_A \text{sen} \theta_1 + L_B \text{sen}(\theta_1+\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.1})$$

Para especificar os elementos contidos na transformação obtida, vê-se que a transformação geral é escrita a seguir, onde os elementos x e y são as coordenadas relativas a posição da articulação e o escalar r_{ij} é a projeção desse vetor dentro de seus vetores unitários de seus sistemas de referências.

$${}^0_nT = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.2})$$

Comparando as matrizes transformação de coordenadas, as equações A.1 e A.2, estão posicionados no subespaço pela estrutura da equação A.2. Então consegue-se um conjunto de três equações resolvidas para θ_1 , θ_2 e θ_3 .

$$\theta_{123} = \arctan 2(\text{sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3), \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) \quad (\text{A.3})$$

$$x = L_A \cos \theta_1 + L_B \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (\text{A.4})$$

$$y = L_A \text{sen} \theta_1 + L_B \text{sen}(\theta_1 + \theta_2) \quad (\text{A.5})$$

Obtém-se as soluções algébricas para os ângulos das articulações em função do arco tangente de dois argumentos, que resultam em

$$\theta_1 = \arctan 2(y, x) - \arctan 2(L_B \text{sen} \theta_2, L_A + L_B \cos \theta_2) \quad (\text{A.6})$$

$$\theta_2 = \arctan 2\left(\pm \sqrt{1 - \frac{x^2 + y^2 - (L_A^2 + L_B^2)}{2L_A L_B}}, \frac{x^2 + y^2 - (L_A^2 + L_B^2)}{2L_A L_B}\right) \quad (\text{A.7})$$

$$\theta_3 = \theta_{123} - (\theta_1 + \theta_2) \quad (\text{A.8})$$

Os vetores posição P , no eixo X, que localizam o centro de massa para cada segmento são:

$${}^1P_{C1} = L_A \hat{X}_1 \quad (\text{A.9})$$

$${}^2P_{C2} = L_B \hat{X}_2 \quad (\text{A.10})$$

$${}^3P_{C3} = L_C \hat{X}_3 \quad (\text{A.11})$$

Para este trabalho os vetores serão escritos com uma letra super-escrita indicando o sistema de coordenadas que eles são referidos e sub-escritos para referenciar o sistema de coordenadas a que ele pertence.

Os tensores de inércia de massa dos centros de massa dos segmentos perna (A), coxa (B) e tronco (C) são, respectivamente, ${}^C_1 I_1$, ${}^C_2 I_2$, ${}^C_3 I_3$, em kgm^3 , considerados como simétricos. Assumindo a existência da força 3f_3 e do torque 3n_3 atuando na articulação 3. Conforme o assumido anteriormente, o pé está fixo no solo e não está rotacionando, então tem-se ${}^0\omega_0$ e ${}^0\dot{\omega}_0$ igual a zero. E a aceleração da gravidade será representada pelo vetor ${}^0\dot{v}_0 = g\hat{Y}_0$, onde 0 está posicionado na articulação do tornozelo. Cada segmento terá a massa m_A , m_B e m_C .

As transformações de coordenadas necessárias a considerar entre os segmentos nas rotações R dos sucessivos sistemas de articulações 1, 2 e 3, serão dadas por

$${}^i_{i+1}R = \begin{bmatrix} c_{i+1} & -s_{i+1} & 0 \\ s_{i+1} & c_{i+1} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.12})$$

$${}^{i+1}_iR = \begin{bmatrix} c_{i+1} & s_{i+1} & 0 \\ -s_{i+1} & c_{i+1} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.13})$$

Onde $\cos \theta_{i+1}$ abreviado c_{i+1} , $\text{sen} \theta_{i+1}$ abreviado s_{i+1} e o índice $i : 0 \rightarrow 3$.

A.2 Equações iterativas da dinâmica de Newton-Euler

Agora, considerando que é necessário computar os torques de uma dada trajetória do membro inferior humano, assume-se que é conhecida a posição (Θ), velocidade ($\dot{\Theta}$) e a aceleração ($\ddot{\Theta}$) das articulações 1, 2 e 3. Também, conhecendo informações da distribuição da massa dos segmentos, pode-se calcular as forças generalizadas e as causas do movimento.

Aplicando as equações iterativas da dinâmica de Newton-Euler, como o baseado no algoritmo apresentado por Craig (1989), onde chega-se as forças inerciais atuando nos segmentos para estimando a velocidade angular e linear e a aceleração do centro de massa de cada segmento do membro inferior humano em algum dado instante.

Então, aplicando as iterações de segmento a segmento, começando da perna indo até o tronco, ou seja, fazendo o índice i variar de $i : 0 \rightarrow 2$.

A velocidade angular

$${}^{i+1}\omega_{i+1} = {}^{i+1}R^i \omega_i + \dot{\theta}_{i+1} {}^{i+1}\hat{Z}_{i+1}; \quad (\text{A.14})$$

A aceleração angular

$${}^{i+1}\dot{\omega}_{i+1} = {}^{i+1}R^i \dot{\omega}_i + {}^{i+1}R^i \omega_i \times \dot{\theta}_{i+1} {}^{i+1}\hat{Z}_{i+1} + \ddot{\theta}_{i+1} {}^{i+1}\hat{Z}_{i+1}; \quad (\text{A.15})$$

A aceleração linear

$${}^{i+1}\dot{v}_{i+1} = {}^{i+1}R^i [\dot{\omega}_i \times {}^i P_{i+1} + \omega_i \times ({}^i \omega_i \times {}^i P_{i+1}) + \dot{v}_i]; \quad (\text{A.16})$$

A aceleração linear do centro de massa

$${}^{i+1}\dot{v}_{C_{i+1}} = {}^{i+1}\dot{\omega}_{i+1} \times {}^{i+1}P_{C_{i+1}} + {}^{i+1}\omega_{i+1} \times ({}^{i+1}\omega_{i+1} \times {}^{i+1}P_{C_{i+1}}) + {}^{i+1}\dot{v}_{i+1}; \quad (\text{A.17})$$

Então, havendo encontrado as acelerações do centro de massa de cada segmento pode-se encontrar a forças e os torques atuando no centro de massa de cada segmento.

A força F atuando no centro de massa

$${}^{i+1}F_{i+1} = m_{i+1} {}^{i+1}\dot{v}_{C_{i+1}}; \quad (\text{A.18})$$

O torque N atuando no centro de massa

$${}^{i+1}N_{i+1} = {}^{C_{i+1}}I_{i+1} {}^{i+1}\dot{\omega}_{i+1} + {}^{i+1}\omega_{i+1} \times {}^{C_{i+1}}I_{i+1} {}^{i+1}\omega_{i+1}. \quad (\text{A.19})$$

Onde, C_i , tem a origem no centro de massa do segmento e tem a mesma orientação do sistema do segmento.

Então, após encontrar as forças e os torques atuando no centro de massa de cada segmento, agora resta calcular os torques nas articulações que será resultado das forças e torques sendo aplicado em cada segmento. As iterações aplicada nos segmentos, começando do tronco indo até a perna, variando, então, o índice i de $i : 3 \rightarrow 1$.

A força f exercida no segmento i pelo segmento $i-1$

$${}^i f_i = {}^i_{i+1} R^{i+1} f_{i+1} + {}^i F_i; \quad (\text{A.20})$$

O torque N exercido no segmento i pelo segmento $i-1$

$${}^i n_i = {}^i N_i + {}^i_{i+1} R^{i+1} n_{i+1} + {}^i P_{C_i} \times {}^i F_i + {}^i P_{i+1} \times {}^i_{i+1} R^{i+1} f_{i+1}; \quad (\text{A.21})$$

O requerido torque nas articulações aplicado pelo segmento vizinho é encontrado na componente \hat{Z} , onde se encontra o eixo que ocorrerá a rotação, será

$$\tau_i = {}^i n_i^T {}^i \hat{Z}_i. \quad (\text{A.22})$$

A.2.1 Equações recursivas para o membro inferior

Aplicando, inicialmente as equações de iteração de segmento a segmento, para encontrar na seqüência a velocidade, aceleração e forças: fazendo $i : 0 \rightarrow 2$. E sabendo que ${}^0 \omega_0 = 0$, ${}^0 \dot{\omega}_0 = 0$ e ${}^0 \dot{v}_0 = g \hat{Y}_0$. E serão usadas as seguintes abreviações para o seno e cosseno do ângulo θ , $\text{sen} \theta_i = s_i$, $\text{cos} \theta_i = c_i$, $\text{sen}(\theta_i + \theta_j) = s_{ij}$, $\text{cos}(\theta_i + \theta_j) = c_{ij}$, $\text{sen}(\theta_i + \theta_j + \theta_k) = s_{ijk}$, $\text{cos}(\theta_i + \theta_j + \theta_k) = c_{ijk}$.

- para a equação A.14, para $i=0$

$${}^1 \omega_1 = \dot{\theta}_1 {}^1 \hat{Z}_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.23})$$

Para $i=1$

$${}^2 \omega_2 = {}^2_1 R {}^1 \omega_1 + \dot{\theta}_2 {}^2 \hat{Z}_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad (\text{A.24})$$

Analogamente para $i=2$

$${}^2 \omega_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (\text{A.25})$$

- Aplicando-se as iterações para a equação A.15, para $i=0$

$${}^1\dot{\omega}_1 = \ddot{\theta}_1 {}^1\hat{Z}_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.26})$$

Para $i=1$,

$${}^2\dot{\omega}_2 = {}^2_1 R {}^1\dot{\omega}_1 + {}^2_1 R {}^1\omega_1 \times \dot{\theta}_2 {}^2\hat{Z}_2 + \ddot{\theta}_2 {}^2\hat{Z}_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad (\text{A.27})$$

E para $i=2$,

$${}^2\dot{\omega}_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (\text{A.28})$$

- Aplicando-se para a equação A.16, para $i=0$

$${}^1\dot{v}_1 = {}^1_0 R {}^0\dot{v}_0 = \begin{bmatrix} gs_1 \\ gc_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.29})$$

Para $i=1$,

$${}^2\dot{v}_2 = {}^2_1 R [{}^1\dot{\omega}_1 \times {}^1 P_2 + {}^1\omega_1 \times ({}^1\omega_1 \times {}^1 P_2) + {}^1\dot{v}_1] = \begin{bmatrix} l_A \ddot{\theta}_1 s_2 - l_A \dot{\theta}_1^2 c_2 + gs_{12} \\ l_A \ddot{\theta}_1 c_2 + l_A \dot{\theta}_1^2 s_2 + gc_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.30})$$

E para $i=2$,

$${}^3\dot{v}_3 = {}^3_2 R [{}^2\dot{\omega}_2 \times {}^2 P_3 + {}^2\omega_2 \times ({}^2\omega_2 \times {}^2 P_3) + {}^2\dot{v}_2], \text{ então, resolvendo}$$

$$= \begin{bmatrix} c_3 & s_3 & 0 \\ -s_3 & c_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \left\{ \begin{bmatrix} 0 \\ l_B(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -l_B(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_A \ddot{\theta}_1 s_2 - l_A \dot{\theta}_1^2 c_2 + gs_{12} \\ l_A \ddot{\theta}_1 c_2 + l_A \dot{\theta}_1^2 s_2 + gc_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \right\}$$

$${}^3\dot{v}_3 = \begin{bmatrix} -l_B[(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 c_3 + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) s_3] - l_A \ddot{\theta}_1 s_{23} + l_A \dot{\theta}_1^2 c_{23} + gs_{123} \\ l_B[(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 s_3 + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) c_3] + l_A \ddot{\theta}_1 c_{23} + l_A \dot{\theta}_1^2 s_{23} + gc_{123} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.31})$$

- Aplicando-se as iterações para a equação A.17, para i=0

$${}^1\dot{v}_{C_1} = {}^1\dot{\omega}_1 \times {}^1P_{C_1} + {}^1\omega_1 \times ({}^1\omega_1 \times {}^1P_{C_1}) + {}^1\dot{v}_1 = \begin{bmatrix} -l_A\dot{\theta}_1^2 + gs_1 \\ l_A\ddot{\theta}_1 + gc_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.32})$$

Para i=1,

$${}^2\dot{v}_{C_2} = {}^2\dot{\omega}_2 \times {}^2P_{C_2} + {}^2\omega_2 \times ({}^2\omega_2 \times {}^2P_{C_2}) + {}^2\dot{v}_2 = \begin{bmatrix} -l_B(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_A\ddot{\theta}_1s_2 - l_A\dot{\theta}_1^2c_2 + gs_{12} \\ l_B(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + l_A\ddot{\theta}_1c_2 + l_A\dot{\theta}_1^2s_2 + gc_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.33})$$

E para i=2,

$${}^3\dot{v}_{C_3} = {}^3\dot{\omega}_3 \times {}^3P_{C_3} + {}^3\omega_3 \times ({}^3\omega_3 \times {}^3P_{C_3}) + {}^3\dot{v}_3 = \begin{bmatrix} -l_A\ddot{\theta}_1s_{23} + l_A\dot{\theta}_1^2c_{23} - l_B[(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2c_3 + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)s_3] + gs_{123} - L_C(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \\ l_A\ddot{\theta}_1c_{23} + l_A\dot{\theta}_1^2s_{23} + l_B[(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2s_3 + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)c_3] + gc_{123} + L_C(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.34})$$

- Aplicando-se as iterações para a equação A.18, para i=0

$${}^1F_1 = m_1^1\dot{v}_{C_1} = \begin{bmatrix} -m_A l_A \dot{\theta}_1^2 + m_A g s_1 \\ m_A l_A \ddot{\theta}_1 + m_A g c_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.35})$$

Para i=1

$${}^2F_2 = m_2^2\dot{v}_{C_2} = \begin{bmatrix} -m_B l_B (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + m_B l_A \ddot{\theta}_1 s_2 - m_B l_A \dot{\theta}_1^2 c_2 + m_B g s_{12} \\ m_B l_B (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_B l_A \ddot{\theta}_1 c_2 + m_B l_A \dot{\theta}_1^2 s_2 + m_B g c_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.36})$$

Para i=2,

$${}^3F_3 = m_3^3\dot{v}_{C_3} = \begin{bmatrix} -m_C l_A \ddot{\theta}_1 s_{23} + m_C l_A \dot{\theta}_1^2 c_{23} - m_C l_B [(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 c_3 + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) s_3] - m_C l_C (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + m_C g s_{123} \\ m_C l_A \ddot{\theta}_1 c_{23} + m_C l_A \dot{\theta}_1^2 s_{23} + m_C l_B [(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 s_3 + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) c_3] + m_C l_C (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + m_C g c_{123} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.37})$$

- Aplicando-se as iterações para a equação A.19, para i=0

$${}^1N_1 = {}^{C_1} I_1 {}^1\dot{\omega}_1 + {}^1\omega_1 \times {}^{C_1} I_1 {}^1\omega_1 = {}^{C_1} I_1 {}^1\dot{\omega}_1 \quad (\text{A.38})$$

Para $i=1$,

$${}^2N_2 = {}^{C_2} I_2 {}^2\dot{\omega}_2 \quad (\text{A.39})$$

E para $i=2$,

$${}^3N_3 = {}^{C_3} I_3 {}^3\dot{\omega}_3 \quad (\text{A.40})$$

Após encontrar as forças e torques no centro de massa, aplica-se as equações de iteração para calcular os torques nas articulações que encontra-se primeiramente as forças e torques sendo aplicado em cada segmento começando por $i=3$, por meio das seguintes equações:

- Pela equação A.20, para $i=3$

$${}^3f_3 = {}^3F_3 \quad (\text{A.41})$$

Para $i=2$,

$${}^2f_2 = {}^2_3 R {}^3f_3 + {}^2F_2 = \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 \\ s_3 & c_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -m_C l_A \ddot{\theta}_1 s_{23} + m_C l_A \dot{\theta}_1^2 c_{23} - m_C l_B [(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 c_3 + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) s_3] - m_C l_C (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + m_C g s_{123} \\ m_C l_A \ddot{\theta}_1 c_{23} + m_C l_A \dot{\theta}_1^2 s_{23} + m_C l_B [(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 s_3 + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) c_3] + m_C l_C (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + m_C g c_{123} \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -m_B l_B (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + m_B l_A \ddot{\theta}_1 s_2 - m_B l_A \dot{\theta}_1^2 c_2 + m_B g s_{12} \\ m_B l_B (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_B l_A \ddot{\theta}_1 c_2 + m_B l_A \dot{\theta}_1^2 s_2 + m_B g c_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.42})$$

E para $i=1$,

$${}^3f_3 = {}^1_2 R {}^2f_2 + {}^1F_1 = \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 \\ s_2 & c_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} {}^2f_2 + \begin{bmatrix} -m_A l_A \dot{\theta}_1^2 + m_A g s_1 \\ m_A l_A \ddot{\theta}_1 + m_A g c_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.43})$$

- Aplicando-se as iterações para a equação A.21, para $i=3$

$$\begin{aligned}
 {}^3n_3 = {}^3N_3 + {}^3P_{C_3} \times {}^3F_3 = & \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ c_3 I_{zz3}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \end{bmatrix} + \\
 & \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ m_C l_C [l_C(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + l_B c_3(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + l_A c_{23} \ddot{\theta}_1 + l_B s_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_A s_{23} \dot{\theta}_1^2 + g c_{123}] \end{bmatrix} \\
 {}^3n_3 = & \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ c_3 I_{zz3}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + m_C l_C [l_C(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + l_B c_3(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + l_A c_{23} \ddot{\theta}_1 + l_B s_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_A s_{23} \dot{\theta}_1^2 + g c_{123}] \end{bmatrix} \\
 & \text{(A.44)}
 \end{aligned}$$

Para $i=2$,

$$\begin{aligned}
 {}^2n_2 = {}^2N_2 + {}^2R^3n_3 + {}^2P_{C_2} \times {}^2F_2 + {}^2P_3 \times {}^2R^3f_3 = & \begin{bmatrix} 0 & 0 & c_2 I_{zz2}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \end{bmatrix}^T + \\
 & \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ c_3 I_{zz3}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + m_C l_C [l_C(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + l_B c_3(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + l_A c_{23} \ddot{\theta}_1 + l_B s_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_A s_{23} \dot{\theta}_1^2 + g c_{123}] \end{bmatrix} + \\
 & \begin{bmatrix} 0 & 0 & m_B l_B^2(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_B l_B l_A c_2 \ddot{\theta}_1 + m_B l_B l_A s_2 \dot{\theta}_1^2 + m_B l_B g c_{12} \end{bmatrix}^T + \\
 & \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ m_C l_B l_C c_3(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) - m_C l_B^2 [s_3^2(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - c_3^2(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)] - m_C l_A l_B [s_{23} s_3 \ddot{\theta}_1 - c_{23} c_3 \ddot{\theta}_1] - \\ m_C l_B l_C s_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - m_C l_B^2 [c_3 s_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - s_3 c_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2] + m_C l_A l_B [c_{23} s_3 \dot{\theta}_1^2 + s_{23} c_3 \dot{\theta}_1^2] + \\ m_C l_B g [s_{123} s_3 + c_{123} c_3] \end{bmatrix} \\
 & \text{(A.45)}
 \end{aligned}$$

E para $i=1$

$$\begin{aligned}
 {}^1n_1 = {}^1N_1 + {}^1_2R^2n_2 + {}^1P_{C_1} \times {}^1F_1 + {}^1P_2 \times {}^1_2R^2f_2 = & \left[\begin{array}{ccc} 0 & 0 & c_1 I_{zz1}(\ddot{\theta}_1) \end{array} \right]^T + \\
 & \left[\begin{array}{c} 0 \\ 0 \\ c_3 I_{zz3}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + c_2 I_{zz2}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_C l_B l_C c_3 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + m_C l_C [l_C (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + l_B c_3 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + l_A c_{23} \ddot{\theta}_1] + m_B l_B^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - m_C l_B^2 [s_3^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - c_3^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)] - m_C l_A l_B [s_{23} s_3 \ddot{\theta}_1 - c_{23} c_3 \ddot{\theta}_1] + m_B l_B l_A c_2 \ddot{\theta}_1 - m_C l_B l_C s_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + m_C l_C l_B s_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + m_C l_C l_A s_{23} \dot{\theta}_1^2 + m_B l_B l_A s_2 \dot{\theta}_1^2 + m_C l_A l_B [c_{23} s_3 \dot{\theta}_1^2 + s_{23} c_3 \dot{\theta}_1^2] + m_C l_B g [s_{123} s_3 + c_{123} c_3] + m_B l_B g c_{12} + m_C l_C g c_{123} \end{array} \right]^T + \\
 & \left[\begin{array}{ccc} 0 & 0 & m_A l_A^2 \ddot{\theta}_1 + m_A l_A g c_1 \end{array} \right]^T + \\
 & \left[\begin{array}{c} 0 \\ 0 \\ -m_C l_A l_C s_3 s_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + m_B l_A l_B c_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - m_C l_A l_B s_3^2 c_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - m_C l_A l_B s_3 c_3 s_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - m_C l_A^2 s_{23} c_3 s_2 \ddot{\theta}_1 - m_C l_A^2 s_3 s_2 c_{23} \ddot{\theta}_1 - m_C l_A^2 s_{23} s_3 c_2 \ddot{\theta}_1 + m_B l_A^2 s_2^2 \ddot{\theta}_1 + m_B l_A^2 c_2^2 \ddot{\theta}_1 - m_C l_A l_C s_3 c_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - m_C l_A l_C c_3 s_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - m_C l_A l_B c_3^2 s_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - m_C l_A l_B s_3^2 s_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - m_C l_A l_B s_3 c_3 c_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - m_B l_A l_B s_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + m_C l_A^2 c_{23} c_3 s_2 \dot{\theta}_1^2 - m_C l_A^2 \dot{\theta}_1^2 s_{23} s_3 s_2 + m_C l_A^2 \dot{\theta}_1^2 c_{23} s_3 c_2 - m_B l_A^2 c_2 s_2 \dot{\theta}_1^2 + m_B l_A^2 s_2 \dot{\theta}_1^2 + m_B l_A g s_{12} s_2 + m_B l_A g c_{12} c_2 + m_C l_A g s_{123} s_3 c_2 - m_C l_A g c_{123} s_3 s_2 + m_C l_A g s_{123} c_3 s_2 \end{array} \right]^T + \\
 \end{aligned} \tag{A.46}$$

- Para o torque aplicado pelo segmento ao segmento vizinho aplica-se a equação A.22, fazendo as iterações $i : 3 \rightarrow 1$, então para $i=3$

$$\tau_3 = {}^3n_3^T {}^3\hat{Z}_3$$

$$\tau_3 = (c_3 I_{zz3} + m_C l_C^2)(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + m_C l_C l_B c_3 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_C l_C l_A c_{23} \ddot{\theta}_1 + m_C l_C l_B s_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + m_C l_C l_A s_{23} \dot{\theta}_1^2 + m_C l_C g c_{123}$$

Para haver melhoria da compreensão será simplificado os resultados obtidos, da seguinte forma, particionando em componentes relacionados a matriz da massa ou inércia do articulador, M , o vetor de termos centrífugos, V , e de Corólis e o vetor de termos d gravidade, G , tal que,

$$\begin{aligned}
 M_{31} &= c_3 I_{zz3} + m_C l_C^2 & V_{31} &= m_C l_C l_B s_3 & G_{31} &= m_C l_C g c_{123} \\
 M_{32} &= m_C l_C l_B c_3 & V_{32} &= m_C l_C l_A s_{23} \\
 M_{33} &= m_C l_C l_A c_{23}
 \end{aligned}$$

Então o torque aplicado na articulação 3 será dado por:

$$\tau_3 = M_{31}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + M_{32}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + M_{33}\ddot{\theta}_1 + V_{31}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + V_{32}\dot{\theta}_1^2 + G_{31} \tag{A.47}$$

Para $i=2$,

$$\tau_2 = {}^2 n_2^T {}^2 \hat{Z}_2$$

$$\begin{aligned} \tau_2 = & ({}^C I_{zz3} + m_C l_C^2 + m_C l_B l_C c_3)(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + \\ & ({}^C I_{zz2} + m_C l_C l_B c_3 + m_B l_B^2 - m_C l_B^2 s_3^2 + m_C l_B^2 c_3^2)(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \\ & (m_C l_C l_A c_{23} + m_B l_B l_A c_2 - m_C l_A l_B s_{23} s_3 + m_C l_A l_B c_{23} c_3) \ddot{\theta}_1 - \\ & m_C l_B l_C s_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + (m_C l_C l_B s_3 - m_C l_B^2 c_3 s_3 + m_C l_B^2 s_3 c_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ & (m_C l_C l_A s_{23} + m_B l_B l_A s_2 + m_C l_A l_B c_{23} s_3 + m_C l_A l_B s_{23} c_3) \dot{\theta}_1^2 + \\ & m_C l_C g c_{123} + m_B l_B g c_{12} + m_C l_B g s_{123} s_3 + m_C l_B g c_{123} c_3 \end{aligned}$$

Analogamente ao torque anterior, tal que,

$$\begin{aligned} M_{21} &= {}^C I_{zz3} + m_C l_C^2 + m_C l_B l_C c_2 \\ M_{22} &= {}^C I_{zz2} + m_C l_C l_B c_3 + m_B l_B^2 + m_C l_B^2 s_3 s_2 + m_C l_B^2 c_3 c_2 \\ M_{23} &= m_C l_C l_A c_{23} + m_B l_B l_A c_2 + m_C l_A l_B s_{23} s_3 + m_C l_A l_B c_{23} c_3 \\ V_{21} &= -m_C l_B l_C s_2 \\ V_{22} &= m_C l_C l_B s_3 - m_C l_B^2 c_3 s_3 + m_C l_B^2 s_3 c_3 \\ V_{23} &= m_C l_C l_A s_{23} + m_B l_B l_A s_2 + m_C l_A l_B c_{23} s_3 + m_C l_A l_B s_{23} c_3 \\ G_{21} &= m_C l_C g c_{123} + m_B l_B g c_{12} + m_C l_B g s_{123} s_3 + m_C l_B g c_{123} c_3 \end{aligned}$$

Então o torque aplicado na articulação 2 será dado por:

$$\tau_2 = M_{21}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + M_{22}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + M_{23} \ddot{\theta}_1 + V_{21}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + V_{22}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + V_{23} \dot{\theta}_1^2 + G_{21} \quad (\text{A.48})$$

E para $i=1$, $\tau_1 = {}^1 n_1^T {}^1 \hat{Z}_1$

$$\begin{aligned} \tau_1 = & ({}^C I_{zz3} + m_C l_B l_C c_3 + m_C l_C^2 - m_C l_A l_C c_3 c_2)(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + \\ & \{ {}^C I_{zz2} + m_B (l_B^2 + l_A l_B c_2) + m_C [l_C l_B c_3 - l_B^2 s_3^2 + l_B^2 c_3^2 - l_A l_B (s_3^2 c_2 + s_3 c_3 s_2 + c_3 s_3 s_2)] \} (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \\ & \{ {}^C I_{zz1} + m_A l_A^2 + m_B (l_B l_A c_2 + l_A^2 s_2^2 + l_A^2 c_2^2) + m_C [l_C l_A c_{23} - l_A l_B c_{233} - l_A^2 (s_{23}^2 + s_3 s_2 c_{23})] \} \ddot{\theta}_1 - \\ & (m_C l_B l_C s_3 + m_C l_A l_C s_{23}) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \\ & (m_C l_C l_B s_3 - m_C l_A l_B c_3^2 s_2 - m_C l_A l_B s_3^2 s_2 - m_C l_A l_B s_3 c_3 c_2 - m_B l_A l_B s_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ & \{ m_B (l_B l_A s_2 - l_A^2 c_2 s_2 + l_A^2 s_2) + m_C (l_C l_A s_{23} + l_A l_B s_{233} + l_A^2 c_{23} c_3 s_2 - l_A^2 s_{23} s_3 s_2 + l_A^2 c_{23} s_3 c_2) \} \dot{\theta}_1^2 + \\ & m_A l_A g c_1 + m_B g [l_B c_{12} + l_A (s_{12} s_2 + c_{12} c_2)] + m_C g [l_B (s_{123} s_3 + c_{123} c_3) + l_C c_{123} + l_A (s_{123} s_{23} - c_{123} s_3 s_2)] \end{aligned}$$

Analogamente para o torque anterior, tem-se,

$$\begin{aligned} M_{11} &= {}^C I_{zz3} + m_C l_B l_C c_3 + m_C l_C^2 - m_C l_A l_C c_3 s_2 \\ M_{12} &= {}^C I_{zz2} + m_B (l_B^2 + l_A l_B c_2) + m_C [l_C l_B c_3 - l_B^2 s_3^2 + l_B^2 c_3^2 - l_A l_B (s_3^2 c_2 + s_3 c_3 s_2 + c_3 s_3 s_2)] \\ M_{13} &= {}^C I_{zz1} + m_A l_A^2 + m_B (l_B l_A c_2 + l_A^2 s_2^2 + l_A^2 c_2^2) + m_C [l_C l_A c_{23} - l_A l_B c_{233} - l_A^2 (s_{23}^2 + s_3 s_2 c_{23})] \\ V_{11} &= -m_C l_B l_C s_3 - m_C l_A l_C s_{23} \\ V_{12} &= m_C l_C l_B s_3 - m_C l_A l_B c_3^2 s_2 - m_C l_A l_B s_3^2 s_2 - m_C l_A l_B s_3 c_3 c_2 - m_B l_A l_B s_2 \\ V_{13} &= m_B (l_B l_A s_2 - l_A^2 c_2 s_2 + l_A^2 s_2) + m_C (l_C l_A s_{23} + l_A l_B s_{233} + l_A^2 c_{23} c_3 s_2 - l_A^2 s_{23} s_3 s_2 + l_A^2 c_{23} s_3 c_2) \\ G_{11} &= m_A l_A g c_1 + m_B g [l_B c_{12} + l_A (s_{12} s_2 + c_{12} c_2)] + m_C g [l_B (s_{123} s_3 + c_{123} c_3) + l_C c_{123} + \\ & l_A (s_{123} s_{23} - c_{123} s_3 s_2)] \end{aligned}$$

Então o torque aplicado na articulação 1 será

$$\tau_1 = M_{11}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + M_{12}(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + M_{13}\ddot{\theta}_1 + V_{11}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + V_{12}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + V_{13}\dot{\theta}_1^2 + G_{11} \quad (\text{A.49})$$

As equações A.47, A.48 e A.49 dão a expressão do torque em atuadores em função da posição, velocidade e aceleração da articulação. Nota-se que a complexidade das funções aparecem mesmo sendo articulações planares. Obviamente, essa função para atuadores com seis graus de liberdade são muito complexas.

É mais conveniente expressar a equação dinâmica do atuador em uma simples equação que esconde alguns detalhes mas mostra uma equação estruturada. E pode ser escrita da forma

$$\tau = M(\Theta)\ddot{\Theta} + V(\Theta, \dot{\Theta}) + G(\Theta) \quad (\text{A.50})$$

Onde τ é o momento generalizado da articulação referente aos eixos definidos pelos ângulos das articulações. $M(\Theta)$ é uma $n \times n$ matriz da massa ou de inércia do articulador, $V(\Theta, \dot{\Theta})$ é um $n \times 1$ vetor de termos centrífugos e de Coriolis e $G(\Theta)$ é um $n \times 1$ vetor de termos da gravidade. Todos os termos dependem da posição de Θ que é a posição de todas as articulações.

Desta forma utilizando a equação A.50, para a matriz $M(\Theta)$ que é composta com todos os termos que multiplicam $\ddot{\Theta}$ e é uma função de Θ .

$$M(\Theta) = \begin{bmatrix} M_{11} + M_{12} + M_{13} & M_{11} + M_{12} & M_{11} \\ M_{21} + M_{22} + M_{23} & M_{21} + M_{22} & M_{21} \\ M_{31} + M_{32} + M_{33} & M_{31} + M_{32} & M_{31} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (\text{A.51})$$

O termo da velocidade $V(\Theta, \dot{\Theta})$, contém todos os termos que tem alguma dependência na velocidade da articulação. Desta forma, tem-se

$$V(\Theta, \dot{\Theta}) = \begin{bmatrix} V_{11}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + V_{12}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + V_{13}\dot{\theta}_1^2 \\ V_{21}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + V_{22}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + V_{23}\dot{\theta}_1^2 \\ V_{31}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + V_{32}\dot{\theta}_1^2 \end{bmatrix} \quad (\text{A.52})$$

O termo gravitacional $G(\Theta)$, contém todos os termos em que a constante da aceleração da gravidade, g , aparece. Assim, tem-se

$$G(\Theta) = \begin{bmatrix} G_{11} \\ G_{21} \\ G_{31} \end{bmatrix} \quad (\text{A.53})$$

Suplementarmente, pode-se incorporar um modelo de atrito, que insere o atrito viscoso ou de Coulomb. Assumindo que o modelo de atrito é uma função da posição e velocidade

da articulação, adiciona-se o termo $F(\Theta, \dot{\Theta})$ à equação A.50, resultando o modelo

$$\tau = M(\Theta)\ddot{\Theta} + V(\Theta, \dot{\Theta}) + G(\Theta) + F(\Theta, \dot{\Theta}) \quad (\text{A.54})$$

A.2.2 Simulação dinâmica

Para simular o movimento do membro inferior humano, dada as equações encontradas, requer resolver a equação dinâmica da aceleração do sistema interativo Newton-Euler, bem como a primeira e segunda derivada desse ângulo. Deixando a aceleração angular no primeiro membro, temos

$$\ddot{\Theta} = M^{-1}(\Theta)[\tau - V(\Theta, \dot{\Theta}) - G(\Theta)]. \quad (\text{A.55})$$

Para o estabelecimento de parâmetros para a modelagem dinâmica do conjunto antropomórfico do membro inferior humano houve a necessidade de conhecer inicialmente o sistema locomotor humano e, para isso, houve o levantamento dos parâmetros biomecânicos do sistema articular bípede capaz de tornar possível o conhecimento do movimento nas diferentes fases de caminhar da marcha humana, escolhida a fase onde apenas um pé toca o solo ser a mais significativa e, ainda, devido o posterior desenvolvimento de uma plataforma de testes chegou-se as equações do movimento dinâmico do membro inferior humano onde pode-se simular os movimentos em relação ao torque imprimido nas articulações do tornozelo, joelho e quadril.

Essas equações oriundas de um sistema interativo Newton-Euler para computar os momentos das articulações, baseado no ângulo das articulações, bem como a primeira e segunda derivada desse ângulo e a força de reação do solo obtida pela plataforma de força, podem ser usadas para diferentes formas dos segmentos humanos considerando a variação do ângulo das articulações.

Apêndice B

Programas do sistema e controle

Programa de treinamento para funcionamento do sistema mecânico articulado.

```
#include "LF2407A.h" unsigned int a;

/***** Programa Principal *****/

void main(void) {%
/* Configura registradores SCSR1 e SCSR2 */%
  SCSR1 = 0x0E05;
/*
  bit 15      0: Reservado
  bit 14      0: Pino CLKOUT tem o CPUCLK como saída
  bits 13-12  00: Modo baixo consumo
  bits 11-9   111: PLL multiplica por 0.5
  bit 8       0: Reservado
  bit 7       0: Desabilita ADC
  bit 6       0: Desabilita SCI
  bit 5       0: Desabilita SPI
  bit 4       0: Habilita CAN
  bit 3       0: Desabilita EVB
  bit 2       1: Habilita EVA
  bit 1       0: Reservado
  bit 0       1: Zera ILLADR
*/
  SCSR2 = (SCSR2 | 0x000B) & 0x000F;
/*
  bits 15-7   0: Reservado
  bit 6       0: Glitches de até 5 ciclos de clock
  bit 5       0: WD não é desabilitado por Software
  bit 4       0: XMIF_HI-Z, modo normal
  bit 3       1: Habilita FLASH e desabilita o Boot ROM
  bit 2       Não alterar Reflete o estado do pino MP/MC
  bits 1-0    11: SARAM mapeada nos espaços de dados e programa
*/
  WDCR = 0x00E8;
/*
  bits 15-8   0: Reservado
  bit 7       1: Zera o flag WD
  bit 6       1: Desabilita o WD timer
  bit 5-3     101: Deve ser 101
  bit 2-0     000: WDCLK dividido por 1
*/
  WSGR = 0x0000;
/*
  bits 15-11  0: Reservado
  bits 10-9   00: Visibilidade desligada
  bits 8-6    000: 0 wait-state para o espaço I/O
  bits 5-3    000: 0 wait-state para o espaço de dados
*/
}
```

```

bits 2-0   000:   0 wait-state para o espaço de programa
*/
/**** PINOS I/O ****/
MCRA = 0x3004;
/*
bit 15      0:      0=IOPB7,      1=TCLKINA
bit 14      0:      0=IOPB6,      1=TDIRA
bit 13      1:      0=IOPB5,      1=T2PWM/T2CMP
bit 12      1:      0=IOPB4,      1=T1PWM/T1CMP
bit 11      0:      0=IOPB3,      1=PWM6
bit 10      0:      0=IOPB2,      1=PWM5
bit 9       0:      0=IOPB1,      1=PWM4
bit 8       0:      0=IOPB0,      1=PWM3
bit 7       0:      0=IOPA7,      1=PWM2
bit 6       0:      0=IOPA6,      1=PWM1
bit 5       0:      0=IOPA5,      1=CAP3
bit 4       0:      0=IOPA4,      1=CAP2/QEP2
bit 3       0:      0=IOPA3,      1=CAP1/QEP1
bit 2       1:      0=IOPA2,      1=XINT1
bit 1       0:      0=IOPA1,      1=SCIRXD
bit 0       0:      0=IOPA0,      1=SCITXD
*/
MCRB = 0xFF00;
/*
bit 15      1:      0=Reservado,   1=TMS2
bit 14      1:      0=Reservado,   1=TMS
bit 13      1:      0=Reservado,   1=TD0
bit 12      1:      0=Reservado,   1=TDI
bit 11      1:      0=Reservado,   1=TCK
bit 10      1:      0=Reservado,   1=EMU1
bit 9       1:      0=Reservado,   1=EMU0
bit 8       1:      0=IOPD0,      1=XINT2/ADCSOC
bit 7       0:      0=IOPC7,      1=CANRX
bit 6       0:      0=IOPC6,      1=CANTX
bit 5       0:      0=IOPC5,      1=SPISTE
bit 4       0:      0=IOPC4,      1=SPICLK
bit 3       0:      0=IOPC3,      1=SPISOMI
bit 2       0:      0=IOPC2,      1=SPISIMO
bit 1       0:      0=IOPC1,      1=BIO
bit 0       0:      0=IOPC0,      1=W/R
*/
MCRC = 0x0000;
/*
bit 15      0:      Reservado
bit 14      0:      0=IOPF6,      1=IOPF6
bit 13      0:      0=IOPF5,      1=TCLKINB
bit 12      0:      0=IOPF4,      1=TDIRB
bit 11      0:      0=IOPF3,      1=T4PWM/T4CMP
bit 10      0:      0=IOPF2,      1=T3PWM/T3CMP
bit 9       0:      0=IOPF1,      1=CAP6
bit 8       0:      0=IOPF0,      1=CAP5/QEP4
bit 7       0:      0=IOPE7,      1=CAP4/QEP3
bit 6       0:      0=IOPE6,      1=PWM12
bit 5       0:      0=IOPE5,      1=PWM11
bit 4       0:      0=IOPE4,      1=PWM10
bit 3       0:      0=IOPE3,      1=PWM9
bit 2       0:      0=IOPE2,      1=PWM8
bit 1       0:      0=IOPE1,      1=PWM7
bit 0       0:      0=IOPE0,      1=CLKOUT
*/
/* Setup do timer 1 */
T1CON = 0x0000; /* Zera registrador de controle do timer 1 */
/* Configura timer */
T1CNT = 0x0000; /* Zera o contador do timer 1 */
T1PR = 39063; /* Seta a metade do período do timer 1 */
/* Setup das interrupções do core */
IMR = 0x0000; /* Zera o registrador IMR */

```

```

IFR = 0x003F; /* Zera interrupções do core pendentes */
IMR = 0x0002; /* Habilita INT2 */
EVAIFRA = 0xFFFF; /* Zera flags de interrupção */
EVAIMRA = 0x0080; /* Habilita máscara da interrupção T1PINT */
asm(" CLRC INTM "); /* Habilita interrupções globais */
PEDATDIR = 0xFF01; /* Configura todos pinos da porta E como saídas e
                    escreve 0 em todos os pinos menos no pino IOPE0 */
T1CON = 0x1740; /* Configura timer 1 */
/*
bits 15-14    00: Pára imediatamente na suspensão da emulação
bit 13        0: Reservado
bit 12-11     11: Modo de contagem contínuo crescente/decrescente
bit 10-8      110: Prescaler divide CPUCLK/1
bit 7         0: Reservado em T1CON
bit 6         1: Inicia contagem
bits 5-4      00: CPUCLK é a fonte do clock
bits 3-2      00: Recarrega registrador de comparação T1CNT=0
bit 1         0: Habilita comparação do timer 1
bit 0         0: Reservado em T1CON
*/
a=0;
while(1); /* Loop sem fim, espera por interrupção */
}
interrupt void TIMER1_ISR(void) /* A cada 1 segundo uma interrupção
ocorrerá */
{
    if((PIVR - 0x0027) == 0) /* Interrupção T1PINT */
    {
        if(a <= 30)
        {
            PEDATDIR = 0xFF01; /* Relaxamento do feixe de fios 30 segundos */
        }
        else
        {
            PEDATDIR = 0xFF00; /* Acionamento do feixe de fios 3 segundos */
        }

        a++;

        if(a >= 34)
        {
            a = 0;
        }
        else
        {}

        EVAIFRA = 0x0080;
    }
}
void dummy(void)
{
    while(1);
}

```

- Programa andar para movimentação na posição de andar do sistema mecânico articulado.

```

#include "LF2407A.h"%
unsigned int VP, V1, V2, CPR1, CPR2, REF1, REF2; signed int P, N, j;
float i, CP1, ER1, CP2, ER2, Q10, Q11, Q12, ERR1, ERRR1, C1; float
Q20, Q21, Q22, ERR2, ERRR2, C2, ERT2, RT2, ERT1, RT1, CPRT1, CPRT2;
float QT10, QT11, QT12, ERRT1, ERRRT1, CT1, QT20, QT21, QT22, ERRT2,
ERRRT2, CT2;%
/***** Programa Principal *****/%
void main(void) {

```

```

/* Configura registradores SCSR1 e SCSR2 */
SCSR1 = 0x0685;
/*
bit 15      0: Reservado
bit 14      0: Pino CLKOUT tem o CPUCLK como saída
bits 13-12  00: Modo baixo consumo
bits 11-9   011: PLL multiplica por 1 (1*10Mhz)
bit 8       0: Reservado
bit 7       1: Habilita ADC
bit 6       0: Desabilita SCI
bit 5       0: Desabilita SPI
bit 4       0: Desabilita CAN
bit 3       0: Desabilita EVB
bit 2       1: Habilita EVA
bit 1       0: Reservado
bit 0       1: Zera ILLADR
*/
SCSR2 = (SCSR2 | 0x000B) & 0x000F;
/*
bits 15-7   0: Reservado
bit 6       0: Glitches de até 5 ciclos de clock
bit 5       0: WD não é desabilitado por Software
bit 4       0: XMIF_HI-Z, modo normal
bit 3       1: Habilita FLASH e desabilita o Boot ROM
bit 2       Não alterar Reflete o estado do pino MP/MC
bits 1-0    11: SARAM mapeada nos espaços de dados e programa
*/
WDCR = 0x00E8;
/*
bits 15-8   0: Reservado
bit 7       1: Zera o flag WD
bit 6       1: Desabilita o WD timer
bit 5-3     101: Watchdog check bits. Deve ser igual a 101.
bit 2-0     000: WDCLK dividido por 1
*/
WSGR = 0x0000;
/*
bits 15-11  0: Reservado
bits 10-9   00: Visibilidade desligada
bits 8-6    000: 0 wait-state para o espaço I/O
bits 5-3    000: 0 wait-state para o espaço de dados
bits 2-0    000: 0 wait-state para o espaço de programa
*/
/** PINOS I/O ***/
MCRA = 0x0140;
/*
bit 15      0:      0=IOPB7,      1=TCLKINA
bit 14      0:      0=IOPB6,      1=TDIRA
bit 13      0:      0=IOPB5,      1=T2PWM/T2CMP
bit 12      0:      0=IOPB4,      1=T1PWM/T1CMP
bit 11      0:      0=IOPB3,      1=PWM6
bit 10      0:      0=IOPB2,      1=PWM5
bit 9       0:      0=IOPB1,      1=PWM4
bit 8       1:      0=IOPB0,      1=PWM3
bit 7       0:      0=IOPA7,      1=PWM2
bit 6       1:      0=IOPA6,      1=PWM1
bit 5       0:      0=IOPA5,      1=CAP3
bit 4       0:      0=IOPA4,      1=CAP2/QEP2
bit 3       0:      0=IOPA3,      1=CAP1/QEP1
bit 2       0:      0=IOPA2,      1=XINT1
bit 1       0:      0=IOPA1,      1=SCIRXD
bit 0       0:      0=IOPA0,      1=SCITXD
*/
MCRB = 0xFE00;
/*
bit 15      1:      0=Reservado,  1=TMS2
bit 14      1:      0=Reservado,  1=TMS
bit 13      1:      0=Reservado,  1=TD0

```

```

bit 12      1:      0=Reservado,   1=TDI
bit 11      1:      0=Reservado,   1=TCK
bit 10      1:      0=Reservado,   1=EMU1
bit 9       1:      0=Reservado,   1=EMU0
bit 8       0:      0=IOPD0,      1=XINT2/ADCSOC
bit 7       0:      0=IOPC7,      1=CANRX
bit 6       0:      0=IOPC6,      1=CANTX
bit 5       0:      0=IOPC5,      1=SPISTE
bit 4       0:      0=IOPC4,      1=SPICLK
bit 3       0:      0=IOPC3,      1=SPISOMI
bit 2       0:      0=IOPC2,      1=SPISIMO
bit 1       0:      0=IOPC1,      1=BIO
bit 0       0:      0=IOPC0,      1=W/R
*/
MCRC = 0x0000;
/*
bit 15      0:      Reservado
bit 14      0:      0=IOPF6,      1=IOPF6
bit 13      0:      0=IOPF5,      1=TCLKINB
bit 12      0:      0=IOPF4,      1=TDIRB
bit 11      0:      0=IOPF3,      1=T4PWM/T4CMP
bit 10      0:      0=IOPF2,      1=T3PWM/T3CMP
bit 9       0:      0=IOPF1,      1=CAP6
bit 8       0:      0=IOPF0,      1=CAP5/QEP4
bit 7       0:      0=IOPE7,      1=CAP4/QEP3
bit 6       0:      0=IOPE6,      1=PWM12
bit 5       0:      0=IOPE5,      1=PWM11
bit 4       0:      0=IOPE4,      1=PWM10
bit 3       0:      0=IOPE3,      1=PWM9
bit 2       0:      0=IOPE2,      1=PWM8
bit 1       0:      0=IOPE1,      1=PWM7
bit 0       0:      0=IOPE0,      1=CLKOUT
*/
/* Configuração do ADC */
ADCTRL1 = 0x4000; /* Reseta o ADC */
ADCTRL1 = 0x27C0;
/*
bit 15      0:      Reservado
bit 14      0:      Sem efeito
bits 13-12  10:     Termina a atual conversão antes de parar
bits 11-8   0111:  Tempo de aquisição de 16*Tclk
bit 7       1:      Fclk=Fcpuclk/2
bit 6       1:      Modo contínuo
bit 5       0:      Alta prioridade
bit 4       0:      Modo dual
bit 3       0:      Desativa modo de calibração
bit 2       0:      Usado apenas no modo de calibração
bit 1       0:      Usado apenas no modo de calibração
bit 0       0:      Usado apenas no modo de calibração
*/
CHSELSEQ1 = 0x0520; /* Converte os canais 0, 2 e 5 */
ADCTRL2 = 0x4000; /* Reseta o SEQ1 */
ADCTRL2 = 0x2000;
/*
bit 15      0:      Sem ação
bit 14      0:      Sem ação
bit 13      1:      Zera um gatilho pendente
bit 12      0:      Sem ação
bits 11-10  00:     Desabilita modo de interrupção
bit 9       0:      Sem ação
bit 8       0:      SEQ1 não é gatilho por um evento do EVA
bit 7       0:      Sem ação
bit 6       0:      Sem ação
bit 5       0:      Sem ação, pois SEQ2 não será usado
bit 4       0:      Sem ação
bits 3-2    00:     Interrupção desabilitada
bit 1       0:      Sem ação

```

```

bit 0          0: SEQ2 não pode ser gatilhado por um evento do EVB
*/
MAX_CONV = 0x0002; /* Desempenha apenas uma conversão */
/* Setup do timer 1 */
T1CON = 0x0000;      /* Zera timer 1 */
GPTCONA = 0x0000;   /*Configura GPTCONA */
/*
bit 15      0: Reservado
bit 14      0: T2STAT, apenas leitura
bit 13      0: T1STAT, apenas leitura
bits 12-11  00: Reservado
bits 10-9   00: Nenhum evento do timer 2 inicia o ADC
bits 8-7    00: Evento do timer 1 inicia o ADC
bit 6       0: Todas as saídas de comparação do timer em estado de Hi-Z
bits 5-4    00: Reservado
bits 3-2    00: Pino T2PIN Forçado baixo. Polaridade do timer 2.
bits 1-0    00: Pino T1PIN Forçado baixo. Polaridade do timer 1.
*/
/* Configura timer */
T1CNT = 0x0000; /* Zera o contador do timer 1 */
T1PR = 1023; /* Seta o período do timer 1 */
DBTCONA = 0x0000;
/*
bits 15-12  0: Reservados
bits 11-8   0000: Período de tempo morto
bit 7       0: Desabilita banda morta no timer 3
bit 6       0: Desabilita banda morta no timer 2
bit 5       0: Desabilita banda morta no timer 1
bits 4-2    00: Prescaler do tempo de banda morta
bits 1-0    00: Reservados
*/
CMPR1 = 415; /* Valor inicial de comparação do PWM1 */
CMPR2 = 0; /* Valor inicial de comparação do PWM2 */
ACTRA = 0x00AA;
/*
bit 15      0: Usado somente no SVPWM
bits 14-12  000: Usado somente no SVPWM
bits 11-10  00: Forçado baixo (Ação na saída de comparação CMP6)
bits 9-8    00: Forçado baixo (Ação na saída de comparação CMP5)
bits 7-6    10: Ativo alto (Ação na saída de comparação CMP4)
bits 5-4    10: Ativo alto (Ação na saída de comparação CMP3)
bits 3-2    10: Ativo Alto (Ação na saída de comparação CMP2)
bits 1-0    10: Ativo Alto (Ação na saída de comparação CMP1)
*/
COMCONA = 0x8200;
/*
bit 15      1: Habilita comparação
bits 14-13  00: Recarrega CMPR1 quando T1CNT = 0 UNDERFLOW
bit 12      0: Desabilita SVPWM
bits 11-10  00: Não usado (condição de recarga do ACTRA)
bit 9       1: Habilita saídas PWM
bit 8       0: Reflete status do pino PDPINTA
bits 7-0    0: Reservados
*/
/* Setup das interrupções do core */
IMR = 0x0000; /* Zera o registrador IMR */
IFR = 0x003F; /* Zera interrupções do core pendentes */
IMR = 0x0002; /* Habilita a interrupção INT2 do timer 1 */
EVAIFRA = 0xFFFF; /* Zera flags de interrupção */
EVAIMRA = 0x0000; /* Zera máscaras de interrupção */
EVAIMRA = 0x0200; /* Habilita interrupção de underflow do timer 1*/
asm(" CLRC INTM "); /* Habilita interrupções globais */
i = 0;
N = 0;
j = 0;

```

```

REF1 = 0;
REF2 = 0;
RT1 = 415; /* Referência de ângulo - Extensão */
RT2 = 600; /* Referência de ângulo - Flexão */
/* Parâmetros do controlador PID de posição - Extensão */
QT10 = 100;
QT11 = -150;
QT12 = 170;
ERT1 = ERR1 = ERRRT1 = 0;
CPRT1 = CT1 = 0;
/* Parâmetros do controlador PID de corrente - Extensão */
Q10 = 110;
Q11 = -200;
Q12 = 150;
ER1 = ERR1 = ERRR1 = 0;
CPR1 = C1 = 0;
/* Parâmetros do controlador PID de posição - Flexão */
QT20 = 103;
QT21 = -85;
QT22 = 125;
ERT2 = ERR2 = ERRRT2 = 0;
CPRT2 = CT2 = 0;
/* Parâmetros do controlador PID de corrente - Flexão */
Q20 = 200;
Q21 = -50;
Q22 = 130;
ER2 = ERR2 = ERRR2 = 0;
CPR2 = C2 = 0;
T1CON = 0x0840; /* Configura timer 1 */
/*
bits 15-14  00: Pára imediatamente na suspensão da emulação
bit 13      0: Reservado
bit 12-11   01: Modo de contagem contínuo crescente/decrescente
bit 10-8    000: Prescaler divide CPUCLK/1
bit 7       0: Reservado em T1CON
bit 6       1: Inicia contagem
bits 5-4    00: CPUCLK é a fonte do clock
bits 3-2    00: Recarrega registrador de comparação T1CNT=0
bit 1       0: Desabilita comparação do timer 1
bit 0       0: Reservado em T1CON
*/
do{
    VP = RESULT0>>6; /* Valor do potenciômetro */
    V1 = RESULT1>>6; /* Valor da tensão (Extensão) */
    V2 = RESULT2>>6; /* Valor da tensão (Flexão) */
    P = 0;
    if(i <= 9780) /* 9780 equivale a 2 segundos */
    {
        if((VP<510)&(VP>=500))
        {
            ERT1 = (RT1 - 415); /* Cálculo do erro */
            CPRT1 = CT1 + (QT10*ERT1) + (QT11*ERRT1) + (QT12*ERRRT1);
            ERRRT1 = ERRRT1;
            ERRT1 = ERT1;
            CT1 = CPRT1;
            REF1 = CPRT1; /* Saída do controlador de ângulo - Extensão*/
        }
        if((VP<520)&(VP>=510))
        {
            ERT1 = (RT1 - 325); /* Cálculo do erro */
            CPRT1 = CT1 + (QT10*ERT1) + (QT11*ERRT1) + (QT12*ERRRT1);
            ERRRT1 = ERRRT1;
            ERRT1 = ERT1;
            CT1 = CPRT1;
            REF1 = CPRT1; /* Saída do controlador de ângulo - Extensão*/
        }
        if((VP<530)&(VP>=520))
    }
}

```

```

{
  ERT1 = (RT1 - 275); /* Cálculo do erro */
  CPRT1 = CT1 + (QT10*ERT1) + (QT11*ERRT1) + (QT12*ERRRT1);
  ERRRT1 = ERRT1;
  ERRT1 = ERT1;
  CT1 = CPRT1;
  REF1 = CPRT1; /* Saída do controlador de ângulo - Extensão*/
}
if((VP<545)&(VP>=530))
{
  ERT1 = (RT1 - 225); /* Cálculo do erro */
  CPRT1 = CT1 + (QT10*ERT1) + (QT11*ERRT1) + (QT12*ERRRT1);
  ERRRT1 = ERRT1;
  ERRT1 = ERT1;
  CT1 = CPRT1;
  REF1 = CPRT1; /* Saída do controlador de ângulo - Extensão*/
}
if((VP<560)&(VP>=545))
{
  ERT1 = (RT1 - 200); /* Cálculo do erro */
  CPRT1 = CT1 + (QT10*ERT1) + (QT11*ERRT1) + (QT12*ERRRT1);
  ERRRT1 = ERRT1;
  ERRT1 = ERT1;
  CT1 = CPRT1;
  REF1 = CPRT1; /* Saída do controlador de ângulo - Extensão*/
}
if((VP<569)&(VP>=560))
{
  ERT1 = (RT1 - 160); /* Cálculo do erro */
  CPRT1 = CT1 + (QT10*ERT1) + (QT11*ERRT1) + (QT12*ERRRT1);
  ERRRT1 = ERRT1;
  ERRT1 = ERT1;
  CT1 = CPRT1;
  REF1 = CPRT1; /* Saída do controlador de ângulo - Extensão*/
}
if((VP<580)&(VP>=569))
{
  ERT1 = (RT1 - 90); /* Cálculo do erro */
  CPRT1 = CT1 + (QT10*ERT1) + (QT11*ERRT1) + (QT12*ERRRT1);
  ERRRT1 = ERRT1;
  ERRT1 = ERT1;
  CT1 = CPRT1;
  REF1 = CPRT1; /* Saída do controlador de ângulo - Extensão*/
}
if(REF1>= 415)
{
  REF1 = 415;
}
/* Controlador de corrente - Extensão */
CP1 = (0.533*V1) + 90;
ER1 = REF1 - CP1; /* Cálculo do erro */
CPR1 = C1 + (Q10*ER1) + (Q11*ERR1) + (Q12*ERRR1); /*Saída do*/
/*controlador de corrente - Extensão*/
ERRR1 = ERR1;
ERR1 = ER1;
C1 = CPR1;
}
else
{
  CPR1 = 0;
}
if((i > 63570) & (i <= 78240))
{
  if((VP<575)&(VP>=570))
  {
    ERT2 = (RT2 - 600); /* Cálculo do erro */
    CPRT2 = CT2 + (QT20*ERT2) + (QT21*ERRT2) + (QT22*ERRRT2);
    ERRRT2 = ERRT2;
  }
}

```

```

    ERRRT2 = ERT2;
    CT2 = CPRT2;
    REF2 = CPRT2; /* Saída do controlador de ângulo - Flexão*/
}
if((VP<570)&(VP>=565))
{
    ERT2 = (RT2 - 300); /* Cálculo do erro */
    CPRT2 = CT2 + (QT20*ERT2) + (QT21*ERRRT2) + (QT22*ERRRT2);
    ERRRT2 = ERRRT2;
    ERRRT2 = ERT2;
    CT2 = CPRT2;
    REF2 = CPRT2; /* Saída do controlador de ângulo - Flexão*/
}
if((VP<565)&(VP>=550))
{
    ERT2 = (RT2 - 275); /* Cálculo do erro */
    CPRT2 = CT2 + (QT20*ERT2) + (QT21*ERRRT2) + (QT22*ERRRT2);
    ERRRT2 = ERRRT2;
    ERRRT2 = ERT2;
    CT2 = CPRT2;
    REF2 = CPRT2; /* Saída do controlador de ângulo - Flexão*/
}
if((VP<550)&(VP>=530))
{
    ERT2 = (RT2 - 240); /* Cálculo do erro */
    CPRT2 = CT2 + (QT20*ERT2) + (QT21*ERRRT2) + (QT22*ERRRT2);
    ERRRT2 = ERRRT2;
    ERRRT2 = ERT2;
    CT2 = CPRT2;
    REF2 = CPRT2; /* Saída do controlador de ângulo - Flexão*/
}
if((VP<530)&(VP>=510))
{
    ERT2 = (RT2 - 220); /* Cálculo do erro */
    CPRT2 = CT2 + (QT20*ERT2) + (QT21*ERRRT2) + (QT22*ERRRT2);
    ERRRT2 = ERRRT2;
    ERRRT2 = ERT2;
    CT2 = CPRT2;
    REF2 = CPRT2; /* Saída do controlador de ângulo - Flexão*/
}
if((VP<510)&(VP>=500))
{
    ERT2 = (RT2 - 130); /* Cálculo do erro */
    CPRT2 = CT2 + (QT20*ERT2) + (QT21*ERRRT2) + (QT22*ERRRT2);
    ERRRT2 = ERRRT2;
    ERRRT2 = ERT2;
    CT2 = CPRT2;
    REF2 = CPRT2; /* Saída do controlador de ângulo - Flexão*/
}
if(REF2>= 600)
{
    REF2 = 600;
}
/* Controlador de corrente - Flexão */
CP2 = ((2.32*V2) + 563.63)/4.51;
ER2 = REF2 - CP2; /* Controlador de corrente */
CPR2 = C2 + (Q20*ER2) + (Q21*ERR2) + (Q22*ERRR2); /* Saída do/
/*controlador de corrente - Flexão*/
ERRR2 = ERR2;
ERR2 = ER2;
C2 = CPR2;
}
else
{
    CPR2 = 0;
    REF2 = 0;
}
}

```

```
        if(i >= 117360)
        {
            i = 0;
        }
        while(P==0) /* Espera interrupção */
        {
        }
    }while(1);
}
/***** Rotinas de Serviço de Interrupção *****/
interrupt void TIMER_ISR(void)
{
    if((PIVR - 0x0029) == 0) /* PIVR da interrupção T1UFINT */
    {
        CMPR1 = CPR1;
        CMPR2 = CPR2;
        P = 1;
        i++;
        EVAIFRA = 0x0200; /* Zera flag T1UFINT */
    }
}
void dummy(void)
{
    while(1);
}
```

Referências Bibliográficas

AMADIO, A. *Fundamentos da Biomecânica do Esporte. Considerações sobre a Análise Cinética e Aspectos Neuro-musculares do Movimento*. Tese (Doutorado) — Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1989.

AMADIO, A.; DUARTE, M. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento. Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996. Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física.

ARAÚJO, C. J. d.; LIMA, I. S. T. d. Electrical activation under constant load of ti-ni and cu-zn-al sma wire actuators. *18th International Congress of Mechanical Engineering - COBEM*, November 6-11 2005.

BELTRAMINI, L. *Elementos de Histologia e Anatomo-fisiologia Humana*. <http://biologia.ifqsc.sc.usp.br/cap5/MUSCULAR.html>: Word Wide Web, 1999. Consultado em 5 de outubro de 2004.

BROWN, G. A. *Determination of body segment parameters using computerized tomography and magnetic resonance imaging*. Dissertação — Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, 1987.

BUCKLEY, D. et al. Anthropometric and computerized tomographic measurements of lower extremity lean body mass. *J. Amer. Diet Assoc.*, v. 87, n. 2, p. 196–199, 1987.

CHANDLER, R. F. et al. Investigation of inertial properties of the human body. *AMRL-TR-74-137, AD-A016-485, DOT-HS-801-430*, Ohio, 1975. Wright-Patterson Air Force Base.

CHUMLEA, W. C.; BAUMGARTNER, R. N. Status of anthropometry and body composition data in elderly subjects. *Am J. Clin. Nutr.*, v. 50, p. 1158–66, 1989.

CONTINI, R. Body segments parameters. *Artificial Limbs*, v. 16, n. 1, p. 1–19, 1972. Part ii.

CRAIG, J. J. *Introduction to robotics: mechanics and control*. 2. ed. [S.l.]: Addison Wesley Publishing Company, 1989. ISBN 0-201-09528-9.

- DEMPSTER, W. *Space requirements of the seated operator: Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs*. Dayton, Ohio, 1955. 55-159 p. Wright-Patterson Air Force Base.
- DRILLIS, R.; CONTINI, R. *Body segment parameters*. New York, September 1966. Technical Report, 1166-03.
- EDELSTEIN, J. E. *Avaliação e Manejo Protético*. 2. ed. São Paulo: O Sullivan e Susan B., 1993. Pp 465-489.
- FURUYA, Y.; SHIMADA, H. *Shape memory actuators for robotic applications*. 1990. 338-355 p. In *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*.
- GORBET, R. B. *A Study of the Stability and Design of Shape Memory Alloy Actuators*. Dissertação (Electrical Engineering) — University of Waterloo, 1996.
- GRIERSON, Y. M. *A three-dimensional whole body model for a dynamic motion analysis*. Dissertação (Master of science in Mechanical Engineering) — Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, june 1992.
- HERMINI, H. A.; BALTHAZAR, J. M. Sistemas biocibernéticos para a reabilitação humana. um estado da arte. In: CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA. *Anais do 3º congresso temático de dinâmica e controle da SBMAC*. São Paulo: UNESP, 2004.
- HINRICHS, R. N. Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements: An extension of the data of chandler et al(1975). *Journal of Biomechanics*, v. 18, n. 8, p. 621-624, 1985.
- HINRICHS, R. N. Adjustments to the segment center of mass proportions of clausner et al.(1969). *Journal of Biomechanics*, v. 23, n. 9, p. 949-951, 1990.
- IBGE. *Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística*. 2000.
- IKUTA, K. Micro and miniature shape memory alloy actuator. In: *Int. Conference Robotic Automatic*. [S.l.: s.n.], 1990. p. 2156-2161.
- IVANITSKIY, M. F. Human anatomy, part i. In: . Moscow, Russian: [s.n.], 1956. 3 ed.
- IYER, S. S.; HADDAD, Y. M. Intelligent materials—an overview. *J. Pres. Vest & Piping*, v. 58, p. 335-344, 1994.
- JENSEN, R. K. Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *Journal of Biomechanics*, v. 19, n. 5, p. 359-368, 1986.

LADIN, Z.; FLOWERS, W. C.; MESSNER, W. A quantitative comparison of a position measurement system and accelerometry. *J. Biomech.*, v. 22, p. 295–308, 1989.

LAFONTAINE, S.; HUNTER, I. W. Nickel-titanium shape memory alloy actuators for home automation. *Sensors and Actuators*, 1998.

LUO, Y. et al. A shape memory alloy actuator using peltier modules and r-phase transition. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, v. 11, July 2000.

MADILL, D. R.; WANG, D. Modeling and l2-stability of a shape memory alloy position control system. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, v. 6, n. 4, p. 473–481, July 1998.

MCCONVILLE, J. et al. *Anthropometric Measurement of Body and Body Segment Moments of Inertia*. Ohio, 1980.

MEMORY-METALLE, G. *Nitinol devises, components and online shop*. <http://www.memory-metalle.de>, 2005. Consultado em 5 de fevereiro de 2005.

MENEGALDO, L. L. *Modelagem Matemática, Simulação e Controle Artificial da Postura em Seres Humanos*. Dissertação (Dissertação Mestrado) — Universidade Estadual De Campinas Faculdade De Engenharia Mecânica, Campinas, SP, 1997.

PAUL, R. P. *Robot manipulators: Mathematics, programming, and control*. 6. ed. Cambridge, Massachusetts: [s.n.], 1981. ISBN 0-262-16082-X.

PREUSS, L. E.; BOLIN, F. P. Biophysical methods for estimating in vivo body composition: The determination of the adipose compartment. *Henry Ford Hosp. Med. J.*, v. 36, n. 2, p. 92–102, 1988.

ROSTAMI, M.; BESSONNET, G. Sagittal gait of a biped robot during the single support phase. part 1: passive motion. *Robotica*, v. 19, p. 163–176, 2001.

SAFAK, K. K.; ADAMS, G. G. Modeling and simulation of an artificial muscle and its application to biomimetic robot posture control. *Robotics and Autonomous Systems*, v. 41, n. 4, p. 225–243, December 2002.

SALZGEBER, O. A. Method of determination masses and location of mass centers of stumps. *Transact. Scient. Research Inst. of Prosthetics in Moscow*, v. 3, 1949.

SPONG, M. W.; M., V. *Robot dynamics and control*. [S.l.]: John Wiley & Sons, Inc., 1989. ISBN 0-471-61243-X.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B.; O'CONNOR, J. *Dynamics of Human Gait*. 2nd. ed. Howard Place, Western Cape 7450, South Africa: Kiboho, 2000. ISBN 0-620-23558-6.

YOUNG, J. et al. *Anthropometric and Mass Distribution of the Adult Female*. Oklahoma, 1985. 227-232 p.

ZATSIORSKY, V.; SELUYANOV, V. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics VIII-B*, 1983. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers.