Ivo da Paz Lopes

Músculo de McKibben aplicado em manipulador não condutor

São Paulo

2014

Ivo da Paz Lopes

Músculo de McKibben aplicado em manipulador não condutor

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

São Paulo

2014

Ivo da Paz Lopes

Músculo de McKibben aplicado em manipulador não condutor

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

Área de concentração: Engenharia de Controle e Automação Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Oswaldo Horikawa

São Paulo

2014

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

São Paulo, 10 de julho de 2014.

Assinatura do autor _____

Assinatura do orientador _____

Catálogo-na-publicação

Lopes, Ivo da Paz

**Músculo de McKibben aplicado em manipulador não condutor / I.P. Lopes. – versão corr. -- São Paulo, 2014.
97 p.**

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

1.Manipuladores mecânicos 2.Dielétricos 3.Energia pneumática 4.Mecanismos I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II.t.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Dr. Oswaldo Horikawa, pela orientação e paciência durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Professor Dr. André Hirakawa, pelos conselhos e apoio, durante e antes do desenvolvimento desta pesquisa.

Aos meus pais, pelo apoio, paciência e compreensão durante todas as minhas fases de estudo.

A minha irmã Iara Lopes, pela amizade e carinho mesmo quando distante.

Aos meus amigos de laboratório Victor Sverzuti, Renan Pavani, Willian Scaff e Rogério Yamamoto pelas discussões, apoio técnico e amizade.

Aos meus vários amigos, em especial para Victor Vasconcellos, Adam Fabricio, Ricardo Rangel, Rodrigo Oquendo, Brenda Alkmim, Jaelson Santos, Mariana Rodrigues e a toda Família Alves que com sua amizade me deram forças para não desistir.

RESUMO

Quando as atividades de um sistema mecatrônico são realizadas em ambientes com intenso campo elétrico e ou magnético, os dispositivos que irão executar as tarefas devem ser cuidadosamente projetados para que a presença de peças metálicas não se torne um risco. O campo elétrico pode gerar descargas elétricas e o campo magnético, exercer forças não previstas sobre peças metálicas. Assim o uso de alguns elementos, como motores elétricos, peças metálicas ou sensores eletrônicos se torna inviável. A motivação inicial para esse trabalho foi encontrar um atuador que possa ser construído sem o uso de elementos metálicos e com ele, construir um manipulador inerte a campos magnéticos e elétricos. Neste contexto, a transmissão de energia para os atuadores por meios hidráulicos ou pneumáticos se torna a opção mais indicada. Frequentemente, sistemas pneumáticos e hidráulicos apresentam atuadores com componentes metálicos, devido a resistência mecânica destes componentes. Em situações na qual os requisitos quanto a esforços são menores, elementos metálicos podem ser substituídos por materiais poliméricos de uso comum na Engenharia. Entre os atuadores hidráulicos e pneumáticos, um que já apresenta poucas partes metálicas é o músculo pneumático artificial (MPA). O MPA possui características tais como: baixo peso relacionado ao esforço gerado, escala de esforços similar a um cilindro pneumático de mesmo tamanho e construção simples. Assim, o MPA foi escolhido como atuador para o manipulador não-condutor desenvolvido neste trabalho. Adotando o MPA como elemento central, este trabalho tem por objetivo identificar as diretrizes para a aplicação do MPA na construção de um manipulador inerte a campos elétricos e magnéticos. Para isso, primeiramente foi desenvolvido um MPA livre de qualquer parte metálica. Visando sua aplicação, as características do músculo como: gama de esforços, tempo de resposta e histerese foram avaliadas através de testes. Algumas estratégias de controle do atuador foram testadas e comparadas, e com o atuador desenvolvido foi construído um manipulador inerte a campos magnéticos e elétricos. O manipulador construído tem como objetivo exercer movimentos distintos sobre a mão de um paciente, o mesmo deve acompanhar o paciente durante um exame de ressonância magnética. O atuador apresentou uma gama de esforços dentro do previsto, um tempo de resposta característico de atuadores pneumáticos e ao contrário do esperado, uma baixa histerese. Através de elementos mecânicos e com o uso de dois MPA, o

manipulador foi capaz de exercer um trabalho sobre a mão de um voluntario fora do campo da RM, mostrando a viabilidade da aplicação.

Palavras - chave: Manipulador não condutor. Atuador livre de metais. Músculo pneumático artificial. Isolação eletromagnética.

ABSTRACT

When activities executed by a mechatronic system are performed in environments with strong magnetic and or electric field, the devices that will perform the tasks should be carefully designed so that the presence of metal parts does not become a risk. The electric field can generate electrical currents and the magnetic field may exert unexpected force in a metal part. Thus the use of some elements, such as electric motors, metallic parts or electronic sensors becomes unviable. The initial motivation for this work was to find an actuator that could be built without metallic elements and, using such actuator, build a manipulator inert to magnetic and electric fields. In this context, the use of hydraulic or pneumatic actuators becomes the most indicated option. Frequently, pneumatic and hydraulic systems have actuators with metal parts so as resist mechanical loads. In situations where the actuator is loaded by small loads, metal parts may be replaced by polymeric materials commonly used in Engineering. Among hydraulic and pneumatic actuators, one that already presents a few metal parts is the pneumatic artificial muscle (PAM). PAM has characteristics such as: low weight to effort ratio, simple construction as well as range of generated force and dimensions similar to a pneumatic cylinder. Thus, the PAM is chosen as the actuator for the non-conductive manipulator developed in this work. Adopting the PAM as a central element, this work aims identifying directives on using the PAM in the construction of a manipulator inert to electric and magnetic fields. For this, firstly it is developed a PAM free from any metal part. Next, the characteristics of the PAM such as range of efforts, response time and hysteresis curve are assessed through tests. Some strategies for the actuator control are tested and compared. Finally, using the developed actuator, a manipulator inert to magnetic and electric fields are constructed. The purpose of this manipulator is to induce motions to the fingers of a patient hand while the patient is examined in a MRI (magnetic resonance imaging) equipment. The actuator presented a range of efforts according to expectations, a response time compatible with pneumatic actuators and, contrary to expectations, low hysteresis.

Keywords: non-conductive manipulator; metal-free actuator; pneumatic artificial muscle; electromagnetic isolation

LISTA DE SÍMBOLOS

W_{in} – Trabalho de entrada

P' – Pressão absoluta

P_{ex} – Pressão externa

P – Pressão relativa

dl_i – Deslocamento da superfície

dS_i – Vetor de área

S_i – Área total da superfície

dV – Variação de volume

W_{out} – Trabalho de saída

F – Força de tração axial

dL – Diferencial de deslocamento

L – Comprimento do músculo pneumático

D – Diâmetro da malha do músculo pneumático

θ – Menor ângulo entre uma fibra da malha e o eixo axial do músculo pneumático

b – Comprimento de uma fibra da malha que envolve o músculo pneumático

n – Número de voltas que a fibra percorre em torno do músculo pneumático

ε – Contração do músculo pneumático

L_0 – Comprimento inicial do músculo pneumático

θ_0 – Menor ângulo inicial entre uma fibra da malha e o eixo axial do músculo pneumático

D_0 – Diâmetro inicial do músculo pneumático

h – Número de linhas formadas pela malha na projeção

j – Número de colunas formadas pela malha na projeção

s – lado do losango formado pela malha

t – Espessura da parede formada pela malha
 f – Força de contração positiva de cada linha da malha
 f_c – Força gerada pela tensão superficial em cada coluna
 δr – Tensão superficial perpendicular ao eixo axial
 δL – Tensão superficial paralela ao eixo axial
 r_i – Raio interno da câmara elástica do músculo
 r – Raio da malha em trama
 σ_1 – Tensão circunferencial ou tensão de arco
 σ_2 – Tensão longitudinal
 c – distância entre os cortes
 P_1 – Força resultante da pressão na área da secção do cilindro
 P_2 – Força resultante da pressão sobre a área circular do cilindro
 F_{t1} – Força de tração componente da tração circunferencial
 F_{t2} – Força de tração componente da tração longitudinal
 T_c – Tração circunferencial
 T_l – Tração longitudinal
 V_i – Volume no instante
 D_i – Diâmetro da malha no instante
 L_i – Comprimento no instante
 θ_i – Ângulo θ no instante
 V_{con} – Volume interno da via de conexão
 D_{in} – Diâmetro interno da conexão
 L_{con} – Comprimento da via de conexão
 k – Fator de correção de forma

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Robô PUMA 560	15
Figura 2 - Espectro de Suscetibilidade Magnética	16
Figura 3 - Dispositivo proposto para incisões.....	18
Figura 4 - Robô pneumático	18
Figura 5 - Atuador piezelétrico para geração de ondas mecânicas.....	19
Figura 6 - Matriz tátil pneumática	20
Figura 7 - Robô hidráulico voltado para reabilitação	20
Figura 8 - Robô contínuo telescópico.....	22
Figura 9 - Equipamento destinado a substituição de elementos da rede	23
Figura 10 - Dispositivo de suporte para serra hidráulica	24
Figura 11 - Dispositivo para transmissão de trabalho	25
Figura 12 - Cilindros pneumáticos construídos sem metais	26
Figura 13 - Plataforma com acionamento hidráulico	27
Figura 14 - Esquema proposto para divisão do conjunto	31
Figura 15 - Sensor de força biaxial.....	33
Figura 16 - Sensor hidráulico	34
Figura 17 - Balloon Sensor.....	35
Figura 18 - Motor pneumático de passo.....	36
Figura 19 - Exemplos de Músculos Artificiais Pneumáticos	36
Figura 20 - Aplicação e projeto da órtese de McKibben.....	37
Figura 21 - Estados do Músculo de McKibben.....	38
Figura 22 - Músculo comercial em duas situações.....	38
Figura 23 - Geometria do músculo	40
Figura 24 - Projeção da malha aberta em duas situações	42
Figura 25 - Músculo como vaso de pressão.....	43
Figura 26 - Tensões em vaso de pressão cilíndrico	45
Figura 27 - Esquema da malha reduzido	46
Figura 28 - Músculos pneumáticos industriais.....	49
Figura 29 - Faixa de operação do MAS-10.....	50
Figura 30 - Aparato experimental utilizado para caracterização.....	52
Figura 31 - Característica estática do Músculo	53
Figura 32 - Banco de válvulas PCM	54

Figura 33 - Circuito para acionamento de um único atuador.....	55
Figura 34 - Tubo de látex	57
Figura 35 - a) Malha solta b)Malha contraída.....	57
Figura 36 - Conectores de PVC	58
Figura 37 - Esquema com os elementos que formam o músculo.....	58
Figura 38 - Primeiro músculo de testes construído	58
Figura 39 - Bancada de testes sem os instrumentos	59
Figura 40 - Aparato com sensor de proximidade.....	60
Figura 41 - Bancada de ensaios a) com dinamômetro b) com sensor indutivo	60
Figura 42 - Sensores e válvulas pneumáticos.....	62
Figura 43 - Resposta em degrau obtida com o sensor magnético	63
Figura 44 - Ensaio de histerese do músculo - Tamanho fixo	64
Figura 45 - Estrutura para segundo ensaio de histerese.....	64
Figura 46 - Segundo ensaio de histerese a) Peso de 12N b)Peso de 2,15N	65
Figura 47 - Linhas de força do músculo pneumático.....	66
Figura 48 - Efeito mola do atuador	67
Figura 49 - Gráfico de força utilizando as equações trabalhadas por Tondu (1997) .	68
Figura 50 - Gráfico proposto com as tensões superficiais.....	69
Figura 51 - Comparação entre os modelos em 100kPa	70
Figura 52 - Comparação entre os modelos em 200kPa	70
Figura 53 - Comparação entre os modelos em 300kPa	71
Figura 54 - Comparação entre os músculos de paredes distintas.....	71
Figura 55 - Plataforma Arduino UNO	72
Figura 56 - Circuito pneumático para controle por PWM.....	73
Figura 57 - PWM com frequência de 1Hz	74
Figura 58 - PWM com frequência de 5Hz	74
Figura 59 - PWM com frequência de 25Hz.....	75
Figura 60 - Tempo gasto para estabilização da pressão.....	76
Figura 61 - Circuito Pneumático para controle On-off	77
Figura 62 - Controle de força através da pressão	77
Figura 63 - Manipulador usando braço como apoio	78
Figura 64 - Base de Madeira.....	79
Figura 65 - Luva para transmissão dos movimentos.....	80
Figura 66 - Manipulador sem os atuadores.....	80

Figura 67 - Mecanismo do primeiro movimento	81
Figura 68 - Mecanismo do segundo movimento.....	82
Figura 69 - Primeiro movimento do atuador	83
Figura 70 - Segundo movimento do atuador, fechando o polegar.....	83

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Restrições dos manipuladores que operam junto a RM	16
1.1.1	Atividades desenvolvidas pelos dispositivos compatíveis com RM	17
1.1.1.1	Dispositivos dedicados as atividades de incisões	17
1.1.1.2	Dispositivos fonte de ondas.....	18
1.1.1.3	Dispositivos estimuladores	19
1.2	Restrições dos manipuladores que operam junto a redes elétricas energizadas	21
1.2.1	Atividades em redes elétricas energizadas	21
1.2.1.1	Inspeção.....	21
1.2.1.2	Substituição de elementos da rede	22
1.2.1.3	Remoção de elementos não pertencentes à rede.....	23
1.3	Técnicas de atuação visando isolação elétrica ou magnética	24
1.3.1	Transmissão de trabalho por conjuntos mecânicos.....	25
1.3.2	Transmissão de trabalho por pneumática	26
1.3.3	Transmissão de trabalho por hidráulica.....	26
1.3.4	Transmissão de trabalho por eletricidade.....	27
1.4	Revisão.....	28
1.5	Objetivos.....	29
1.6	Metodologia.....	30
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	31
2.1	Transmissão de trabalho e torque	32
2.2	Elementos estruturais e mecanismos.....	32
2.3	Elementos de sensoriamiento	33
2.3.1	Sensoriamiento por luz.....	33
2.3.2	Sensoriamiento hidráulico	34
2.3.3	Sensoriamiento pneumático	35
2.4	Elemento atuador	35
2.4.1	Músculo de McKibben	37
2.4.2	Modelo estático do músculo de McKibben	39
2.4.3	Modelo estático em função da tensão superficial	42
2.4.4	Continuação do modelo estático em função da tensão superficial	44
2.4.5	Equação para variação de volume do músculo	48

2.4.6	MPA comerciais.....	49
2.5	Conexões pneumáticas	50
2.6	Conjunto de acionamento do Músculo de McKibben.....	51
3	CONSTRUÇÃO E TESTES	56
3.1	Protótipo do atuador	56
3.2	Bancada de ensaios	59
3.3	Elementos pneumáticos	61
3.4	Ensaio com o atuador	62
3.4.1	Tempo de resposta para degrau de pressão.....	62
3.4.2	Curva de Histerese.....	63
3.4.3	Ensaio de Força.....	65
3.4.4	Efeito mola do atuador	67
3.5	Modelos matemáticos do músculo.....	67
3.6	Técnicas de controle aplicadas ao atuador	72
3.6.1	Controle por PWM.....	73
3.6.2	Controle On-Off	76
4	MANIPULADOR	78
4.1	Área de atuação	78
4.2	Materiais	79
4.3	Funcionamento	81
4.4	Testes.....	82
5	CONCLUSÕES.....	84
6	TRABALHOS FUTUROS	86
7	REFERÊNCIAS	87
Anexos		94
	Anexo I - Código do leitor do dinamômetro.....	94

1 INTRODUÇÃO

Manipuladores robóticos são elementos amplamente usados na Engenharia e consistem de estruturas formadas de ligações rígidas próximas, conectadas por articulações que permitem o movimento relativo das ligações vizinhas. Estas articulações são normalmente instrumentadas com sensores de posição ou rotação, além de atuadores. Na figura 1 temos um exemplo de manipulador, o robô PUMA 560 (CRAIG, 2005).

Figura 1 - Robô PUMA 560

Fonte: Craig (2005)

Em algumas aplicações específicas dentro da Engenharia, o uso de estruturas metálicas, sensores eletrônicos ou mesmo de atuadores eletromagnéticos se torna proibitivo. Isto se verifica nos seguintes dois exemplos de aplicação:: manipuladores que operam junto a um equipamento de Ressonância Magnética (RM) e manipuladores que operam junto a redes elétricas energizadas (GASSERT; BURDET; CHINZEI, 2008) (RONCOLATTO et al. 2010).

1.1 Restrições dos manipuladores que operam junto a RM

Ressonância Magnética (RM) é uma técnica de obtenção de imagens utilizada principalmente na área médica. A RM é fundamentada em três etapas: alinhamento, excitação e detecção de radiofrequência. A primeira etapa se refere ao alinhamento magnético que os átomos do corpo em análise adquirirão quando estão submetidos a um campo magnético. Quando os átomos estão alinhados eles apresentam uma frequência de resposta, baseada nessa frequência é feita a etapa seguinte que é a excitação através de um pulso eletromagnético. Após a excitação os átomos tendem a voltar ao seu estado não excitado e para isso eles emitem um pulso eletromagnético, a detecção desse pulso, referente a terceira etapa, indica a posição dos átomos e assim é construída a imagem (AMARO; YAMASHITA, 2001).

Devido ao intenso campo magnético presente, é preciso cuidado especial com a suscetibilidade magnética dos materiais utilizados na construção de um dispositivo que se propõe a realizar alguma atividade no interior da RM. A suscetibilidade de cada material terá influência nos resultados das imagens obtidas. A suscetibilidade magnética é a capacidade dos materiais de se magnetizarem diante a presença de um campo magnético. Ela é adimensional e varia de -1 para os supercondutores até um valor superior a cem mil para materiais ferromagnéticos (SCHENCK, 1996).

Os materiais que apresentam uma suscetibilidade compatível com os exames de ressonância magnética são aqueles que apresentam a suscetibilidade magnética na faixa aproximada entre -10^{-5} até 10^{-5} . Nesta faixa existem alguns materiais diamagnéticos, como a água, e alguns paramagnéticos, como o ar (SCHENCK, 1996).

Fonte: Autoria própria

Na figura 2 temos um espectro de suscetibilidade magnética, os materiais que possuem o valor da sua suscetibilidade magnética na faixa azul do esquema são os indicados para serem utilizados na construção dos dispositivos que acompanham o exame de RM.

1.1.1 Atividades desenvolvidas pelos dispositivos compatíveis com RM

As atividades desenvolvidas pelos equipamentos dedicados para o trabalho em conjunto com os exames de RM podem ser agrupadas em:

- Incisões (biopsias ou braquiterapia);
- Elastografia e;
- Estímulos neurológicos (YU; RIENER, 2005).

1.1.1.1 Dispositivos dedicados as atividades de incisões

Os dispositivos de incisões utilizam as imagens de RM e assim alcançam pequenos alvos, tanto para biopsias quanto para a braquiterapia. Braquiterapia é o tratamento realizado pelo implante de uma pequena semente radioativa no corpo do paciente (GASSERT; BURDET; CHINZEI, 2008) (MUNTENER et al., 2006).

Um exemplo de dispositivo de incisão é o apresentado por Fischer et al, (2008) visto na figura 3. Esse sistema robótico utiliza um conjunto pantográfico acionados por varetas para o posicionamento de altura e inclinação horizontal; um cilindro pneumático customizado com freio para o posicionamento do conjunto da agulha; guias lineares são responsáveis pelo apoio da estrutura e encoders ópticos por informarem a posição da agulha para o controlador. Todo o dispositivo é construído com materiais compatíveis com a aplicação em ambientes de ressonância magnética (FISCHER et al., 2008).

Figura 3 - Dispositivo proposto para incisões

Fonte: Fischer et al. (2008)

Outro exemplo de dispositivo que realiza incisões é o apresentado por Stoianovici et al. (2007). O conjunto robótico é movimentado por seis motores de passo pneumáticos, cada motor é pilotado por três entradas distintas de ar, dessa forma é preciso diversas conexões pneumáticas, além das fibras ópticas utilizadas nos encoders, figura 4 (STOIANOVICI et al., 2007) (MUNTENER et al., 2008).

Figura 4 - Robô pneumático

Fonte: Muntener et al. (2008)

1.1.1.2 Dispositivos fonte de ondas

Os dispositivos que geram ondas mecânicas atuam nos exames de elastografia, este exame é baseado na medição da velocidade de propagação de uma onda mecânica por um tecido. Para exemplificar, temos o dispositivo construído

pela equipe de Uffmann (2002). O dispositivo utiliza um elemento piezelétrico para a geração das ondas, no entanto a suscetibilidade magnética de alguns dos materiais utilizados gera interferência nas imagens obtidas. O dispositivo tem o corpo construído com ligas de alumínio, titânio e de Cobre-berílio, o atuador pode ser observado na figura 5. Neste caso, os distúrbios gerados na imagem captada pelo equipamento de RM são corrigidos por software (UFFMANN et al., 2002) (UFFMANN; LADD, 2008).

Fonte: Uffmann et al. (2002)

1.1.1.3 Dispositivos estimuladores

E por fim temos os dispositivos que geram estímulos mecânicos perceptíveis ao paciente para que a reação correspondente possa ser observada e mapeada pelo equipamento de ressonância magnética. Um primeiro subgrupo de dispositivos estimuladores tem como objetivo exercer uma série de movimentos precisos e repetitivos sobre o paciente, para que assim as atividades cerebrais correspondentes possam ser monitoradas pelos equipamentos de RM (YU; RIENER, 2005).

Para exemplificar, podemos citar o dispositivo construído por Zappe et al. (2004), o dispositivo é formado por uma série de pinos com acionamento pneumático e retorno por mola, organizados em uma matriz 8 x 8 que gera padrões 2D afim de estimular a pele, conforme pode ser observado na figura 6. A maior parte do dispositivo é construído em cloreto de polivinila (PVC) e a unidade responsável pelo acionamento fica a uma distância segura do dispositivo, já que a mesma possui elementos ferromagnéticos (ZAPPE et al., 2004).

Figura 6 - Matriz tátil pneumática

Fonte: Zappe et al. (2004)

Um segundo subgrupo de dispositivos estimuladores é o subgrupo dedicado a reabilitação de pacientes. Através da RM é possível visualizar a reorganização do cérebro ou de alguma outra estrutura biológica durante a recuperação, para aperfeiçoamento do tratamento (YU; RIENER, 2005).

Neste caso é possível citar o dispositivo apresentado no trabalho de Mendelowitz (2005). Esse dispositivo tem como finalidade gerar movimentos no pulso de um paciente acompanhado pela RM. Os movimentos do robô são transmitidos por um sistema hidráulico. Elementos com peças metálicas ficam fora da área de atuação do dispositivo (MENDELOWITZ, 2005) (HANUMARA, 2006).

Figura 7 - Robô hidráulico voltado para reabilitação

Fonte: The Newman Lab

Pelos exemplos citados é possível verificar que os dispositivos compatíveis com os exames de ressonância magnética são divididos em partes distintas. Uma parte fica dentro do campo magnético e não possui nenhum tipo de material metálico. Já o restante do dispositivo é mantida a uma distância considerável do campo magnético. Esta parte possui metais, incluindo materiais ferromagnéticos. Há casos em que se usa alguma liga metálica na primeira parte e se toma o cuidado de usar ligas não ferromagnéticas, Mesmo assim, as partes metálicas geram problemas nas imagens obtidas pelos exames de RM.

1.2 Restrições dos manipuladores que operam junto a redes elétricas energizadas

Já no setor de eletricidade, mais especificamente na área de transmissão e distribuição de energia elétrica, diversas são as atividades realizadas sobre as redes aéreas com condutores nus energizados. Aqui também encontramos a necessidade de manipuladores não-condutores de eletricidade. Nestes casos, os condutores se localizam a uma altura geralmente superior a 3 metros e devido ao uso de condutores nus, existe o constante risco de conduções indevidas de correntes elétricas (CREDER, 2007).

1.2.1 Atividades em redes elétricas energizadas

As atividades em redes elétricas energizadas podem ser divididas basicamente nos seguintes grupos(RONCOLATTO et al., 2010):

- Inspeção,
- Substituição de elementos da rede e
- Remoção de elementos não pertencentes à rede.

1.2.1.1 Inspeção

A inspeção é necessária para verificar o estado dos elementos pertencentes à rede de distribuição. Como estamos falando dos casos onde a rede possui

condutores nus e está localizada a uma considerável altura, um eletricitista não pode trabalhar de forma plena sobre na rede sem o uso de algum equipamento auxiliar. Tais equipamentos de inspeção devem manter a segurança tanto do eletricitista como da rede (RONCOLATTO et al., 2010).

Para exemplificar um dispositivo de auxílio à inspeção podemos citar o robô contínuo telescópico que utiliza uma estrutura flexível e isolada, movimentada através de cabos tracionáveis, conforme figura 8. Nesse robô é possível instalar uma câmera na sua extremidade e assim inspecionar estruturas em alturas elevadas sem que haja a necessidade de um eletricitista ser suspenso até a posição de inspeção, mantendo a segurança do mesmo e do sistema elétrico. A base do robô possui elementos metálicos, mas a estrutura que se aproxima da rede elétrica é construída de materiais não condutores elétricos (CORES, 2009).

Figura 8 - Robô contínuo telescópico

Fonte: Cores (2009)

1.2.1.2 Substituição de elementos da rede

Um exemplo de robô capaz de fazer a troca de alguns elementos da rede é o robô construído por companhias elétricas japonesas visando a manutenção de

linhas energizadas. O robô apresenta uma construção complexa devido a necessidade de isolações tanto para a transmissão de força como de informações de controle (NIO; MARUYAMA, 1993). O isolamento da porção do cesto, onde se encontram os manipuladores, com relação ao solo é assegurado através da porção correspondente à lança, por onde passam mangueiras poliméricas que transmitem a potência mecânica através de óleo sob pressão e fibras ópticas que transmitem as informações de controle.

Figura 9 - Equipamento destinado a substituição de elementos da rede

Fonte: Nio e Maruyama (1993)

1.2.1.3 Remoção de elementos não pertencentes à rede

Uma atividade que tem destaque na manutenção de redes aéreas é a poda de árvores, conforme árvores ou arbustos vão crescendo em torno das redes, eles

podem gerar curtos circuitos ou sobrecarregar a rede elétrica com peso extra. A poda é realizada periodicamente por um eletricista utilizando algum tipo de equipamento, em geral uma serra hidráulica. Mesmo tendo o corpo não metálico a serra possui as laminas metálicas, isso aumenta o risco de acidentes durante a atividade. Para auxiliar o eletricista já foram propostos alguns dispositivos de suporte, um exemplo pode ser visto na figura 10, um dispositivo com uma mola a gás é utilizada para contrabalancear o peso da serra hidráulica. Este dispositivo apresenta o braço principal construído de material isolante (Roncolato et al. 2010).

Figura 10 - Dispositivo de suporte para serra hidráulica

Fonte: Roncolato (2010)

Pelos trabalhos vistos é possível concluir que os dispositivos ou robôs projetados para exercer algum tipo de atividade nas proximidades das redes elétricas possuem como característica a preocupação constante com a isolamento elétrica, já que correntes elétricas indevidas podem causar danos diversos.

1.3 Técnicas de atuação visando isolamento elétrica ou magnética

Uma variedade de técnicas pode ser encontrada para contornar os problemas envolvidos com o trabalho em regiões com intensos campos magnéticos e ou elétricos. Nos trabalhos que envolvem a RM os robôs são formados por conjuntos distintos, esses conjuntos são unidos de maneira que um conjunto transmite trabalho e/ou torque para o outro. O conjunto responsável pelo acionamento fica a uma distância segura e se mantém fora do ambiente da RM (GASSERT et al., 2006).

Para as situações relacionadas à rede elétrica é possível encontrar soluções que não necessitam de divisão do dispositivo, como por exemplo, os robôs sustentados pelas linhas ou que voam sobre a mesma (ELIZONDO et al., 2010).

1.3.1 Transmissão de trabalho por conjuntos mecânicos

A transmissão de energia mecânica via cabos possibilita componentes pequenos na região de atuação, pode ser combinado com outro atuador compatível com o ambiente e possui baixa inércia. No entanto, necessita de uma estrutura rígida e pouco flexível. O uso de hastes apresenta características semelhantes aos dos cabos. (GASSERT et al., 2006) (CHAPUIS et al., 2006).

Koseki et al. (2003) desenvolveram um dispositivo mecânico de transmissão de trabalho e/ou torque para a região de operação acompanhada pela RM, esse dispositivo é instalado na região da RM e pode transmitir tanto movimentos de rotação quanto de translação, o dispositivo utiliza diversas juntas universais e pode ser visto na figura 11 (KOSEKI et al., 2003).

Fonte: Koseki et al. (2003)

1.3.2 Transmissão de trabalho por pneumática

A transmissão de energia por meio de sistemas pneumáticos apresenta como vantagens a instalação simples e flexível além de uma alta relação força-peso. Alguns ambientes já possuem instalações de ar comprimido, facilitando o uso destes atuadores. Entre suas dificuldades podemos citar a compressibilidade do fluido, difícil controle de posição e o elevado ruído. Um exemplo é o trabalho de Melzer et al. (2008) onde é descrito a construção de um sistema assistente compatível com o ambiente de ressonância magnética, utilizando cilindros especiais, esses cilindros são apresentados em tamanhos distintos na figura 12 (GASSERT et al., 2006) (MELZER et al., 2008).

Figura 12 - Cilindros pneumáticos construídos sem metais

Fonte: Melzer et al. (2008)

1.3.3 Transmissão de trabalho por hidráulica

A transmissão de energia por sistemas hidráulicos apresenta flexibilidade, elevada relação esforço gerado por peso, separação do sistema de geração de força para área de atuação, além das próprias vias hidráulicas poderem ser utilizadas como retorno de informação para controle. No entanto, apresenta atrito, comportamento não linear em alguns componentes, um conjunto total complexo e possíveis vazamentos. Um exemplo, semelhante ao trabalho de Nio e Maruyama

(1993), é o trabalho desenvolvido na Espanha, o ROBTET. O ROBTET é designado a executar tarefas nas redes elétricas com controle à distância, manipuladores e ferramentas manipuladas a distância estão localizadas em uma plataforma telescópica isolada (figura 13). A plataforma é composta de câmeras, dois manipuladores, uma lança auxiliar e um sistema de baterias para suprir os dispositivos eletrônicos que se encontram na plataforma. Um sistema hidráulico isolado é responsável por fornecer energia aos manipuladores (ARACIL et al., 2002).

Figura 13 - Plataforma com acionamento hidráulico

Fonte: Aracil et al. (2002)

1.3.4 Transmissão de trabalho por eletricidade

Nesse grupo de transmissão de trabalho, há diversos princípios em funcionamento, incluindo os motores elétricos. É o grupo de atuadores que apresenta a maior precisão, pode ser combinado com outros atuadores, possui a maior flexibilidade e apresenta design compacto. Entretanto, são os que apresentam o maior risco. Os dispositivos que fazem uso da eletricidade não podem ficar localizados em qualquer região próxima dos equipamentos de RM ou sem isolações quando próximos das redes elétricas, esses dispositivos podem sofrer variações de desempenho e necessitam de extensivos testes antes de serem implementados (GASSERT et al., 2006).

1.4 Revisão

Pelos trabalhos revistos é possível fazer duas observações gerais. A primeira observação é que para os casos relacionados à ressonância magnética, os exemplos encontrados são acionados de fora do ambiente da RM, isso permite que o conjunto de controle e energia possua elementos comuns da engenharia enquanto apenas o manipulador, localizado junto do equipamento de RM, seja construído com materiais inertes ao campo magnético.

A segunda observação geral é que nos casos relacionados às redes elétricas, encontramos alguns dispositivos em que o manipulador é isolado eletricamente da sua fonte de controle e energia, e em outros casos os robôs são unidades completas e compactas, em ambos os casos os dispositivos possuem algum tipo de isolamento e mesmo assim sofrem restrições com relação à área de atuação, sempre na tentativa de evitar acidentes com descargas elétricas.

Através das observações acima, é possível concluir que a solução de dispositivos robóticos completos e compactos, oriunda da inspeção de redes elétricas, não é viável para as atividades relacionadas com o ambiente de ressonância magnética, já que seria necessário algum sistema eletrônico e ou algum tipo de elemento ferromagnético na construção do robô. Até esse ponto é possível dizer que uma proposta robótica que engloba os dois casos precisa ter o manipulador separado da unidade de controle devido às restrições da RM. Os trabalhos revistos sobre redes elétricas energizadas mostraram descartar qualquer tipo de estrutura condutora de corrente elétrica entre a rede e o solo. Essa medida é tomada visando à segurança. Assim, a transmissão de energia por meio da eletricidade é descartada, lembrando que ela poderia ser utilizada nos ambientes de RM.

Assim chegamos a algumas conclusões. A primeira conclusão é que uma solução robótica que possa ser utilizada nas duas aplicações deve ter seu manipulador separado da unidade de controle e energia. A segunda é que a eletricidade deve ser descartada visando a segurança. A terceira conclusão é que algumas ligas metálicas podem ser utilizadas no manipulador, sendo elas compatível com a RM e estando devidamente isolada nas atividades de redes elétricas, no entanto, a aplicação da mesma gera um projeto extremamente complexo. Na ressonância magnética algumas ligas foram utilizadas como atuadores piezelétricos,

no entanto, já foi descartada como opção de fonte de energia para o atuador, reduzindo a necessidade de ligas metálicas no projeto. E por fim, temos três formas de transmissão de energia como opção ao manipulador, por sistemas hidráulicos, pneumáticos ou dispositivos mecânicos como cabos ou hastes.

1.5 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo principal propor uma solução robótica para atividades exercidas em ambientes com intensos campos magnéticos e ou elétricos, de modo que o dispositivo proposto possa atuar dentro das restrições impostas pelos dois ambientes. O foco do trabalho é o atuador e como tal, será considerado o uso de atuadores pneumáticos. Dentre as possíveis formas de transmissão de energia, a pneumática é adotada já que apresenta características interessantes como: a existência de instalações pneumáticas já prontas em diversos ambientes; uma maior simplicidade na interconexão entre o conjunto de acionamento e o atuador comparado com a transmissão de energia por cabo ou haste. Sistemas eletrônicos serão utilizados somente no controle do atuador numa posição suficientemente afastada do campo magnético ou elétrico. Dada a indisponibilidade no mercado de atuadores totalmente desprovidos de partes condutoras de eletricidade, opta-se pelo desenvolvimento de um atuador dedicado, especialmente construído sem o uso de metais. Este protótipo é baseado no músculo de McKibben. Sobre este atuador, são levantadas as principais características que são comparadas àquelas previstas através de modelos teóricos conhecidos. E por fim, o atuador desenvolvido é aplicado num manipulador que tem a finalidade de exercer movimentos contínuos sobre a mão de um paciente no interior de um equipamento de ressonância magnética.

1.6 Metodologia

Inicialmente, é realizado um levantamento bibliográfico sobre as limitações impostas a dispositivos que exercem trabalhos de manipulação dentro de ambientes com intenso campo magnético e ou elétrico. Como ponto de referência para o ambiente com intenso campo magnético é considerado o exame com ressonância magnética, e como referência para o ambiente com intenso campo elétrico são adotadas as atividades exercidas em redes de distribuição elétrica energizadas. Na etapa seguinte foi escolhida a técnica de atuação que poderia ser utilizada em ambos os casos. Com esse dispositivo construído, na terceira etapa, as suas características foram levantadas. Tais características obtidas experimentalmente são comparadas àquelas obtidas por meio de modelos conhecidos em literatura. Na quarta etapa foi aplicada uma estratégia de controle e por fim um estudo de caso para um levantamento qualitativo do elemento proposto.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Conforme foi verificado nos trabalhos já citados, para o desenvolvimento de um sistema robótico ou de algum dispositivo automático para exercer uma atividade dentro de um intenso campo magnético, como o que existe na ressonância magnética, é preciso manter parte do dispositivo fora do ambiente, protegido do intenso campo magnético. Quando se trata da aplicação da robótica ou de algum dispositivo automático em intensos campos elétricos, como os casos envolvendo as atividades realizadas em redes de distribuição energizadas, a isolação pode ser o suficiente, porém gera um dispositivo complexo e não deve existir nenhum tipo de elemento condutor que atravesse a estrutura do sistema mesmo estando esse elemento isolado.

Para esse trabalho foi então adotada a estratégia da divisão do dispositivo, já que assim o mesmo pode ser aplicado nas duas situações, em ambientes com intensos campos magnéticos ou elétricos. A solução adotada nesse trabalho separará os componentes do conjunto total em dois módulos. O primeiro módulo é o responsável pela geração de força e controle para o segundo, sendo o segundo módulo o manipulador que fica no ambiente, com intenso campo magnético e ou elétrico, e é conectado ao primeiro módulo por conexões compatíveis com ambos os ambientes, conforme esquema da figura 14. Com essa divisão é possível utilizar eletricidade no primeiro módulo, facilitando a aplicação de um sistema de controle.

Fonte: Autoria própria

2.1 Transmissão de trabalho e torque

Foram apresentadas quatro técnicas de transmissão de trabalho e torque para acionamento do manipulador. Destas técnicas de transmissão, a utilização da pneumática foi adotada visando às vantagens que já foram citadas, sendo elas: instalações pneumáticas em diversos locais, o ar é um isolante natural e possui a suscetibilidade magnética do ambiente onde é feito o exame, os sistemas pneumáticos apresentam conexões flexíveis de materiais plásticos, é limpa com relação à transmissão por sistemas hidráulicos e não necessita de retorno também comparado com os sistemas hidráulicos. Apesar da transmissão de trabalho e torque ter sido descartado por sistemas hidráulicos ou por conjuntos mecânicos eles poderiam ter sido utilizados, no entanto não se mostraram vantajosos com base nos trabalhos vistos.

Em aplicações industriais de sistemas pneumáticos existem diversos tipos de conexões, entre elas as mangueiras de poliuretano. O poliuretano é um material eletricamente isolante e não possui características ferromagnéticas, desta maneira se mostra um bom candidato para ser utilizado como via de conexão entre manipulador e modulo de controle e energia (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2012) (MANO; MENDES, 1999).

2.2 Elementos estruturais e mecanismos

Pelas restrições da ressonância magnética os materiais utilizados no manipulador devem possuir uma suscetibilidade magnética na faixa aproximada de -10^{-5} até 10^{-5} , e serem isolantes elétricos, quanto maior a sua rigidez dielétrica maior será a segurança para as atividades em intensos campos elétricos. Materiais que possuem ambas as características são, por exemplo, os plásticos comuns (SCHENCK, 1996) (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2012) (RIBEIRO, 2000) (PADILHA, 2000).

2.3 Elementos de sensoriamento

Os elementos de sensoriamento, enquanto parte do manipulador dentro da região de atuação, devem atender as mesmas restrições que estão os elementos estruturais já citados, eles são importantes elementos para controle de força e posição (GASSERT et al., 2008).

2.3.1 Sensoriamento por luz

É possível utilizar a luz para fazer medições dentro do ambiente do manipulador. Sensores de posição e torque podem ser implementados utilizando fibra óptica, é possível encontrar a aplicação da fibra óptica tanto em trabalhos voltados para a ressonância magnética como para a manutenção em redes elétricas, a diferença básica entre as duas aplicações é que para os dispositivos voltados para a ressonância magnética os transdutores eletrônicos ficam exclusivamente fora do ambiente da RM, já na manutenção em rede energizadas existe um transdutor também no manipulador. Na manutenção de redes elétricas, a fibra óptica é utilizada também para a transmissão de todo um conjunto de informações (GASSERT et al., 2008) (CHE; GU; YANG, 2004).

Um exemplo de aplicação da fibra óptica é o sensoriamento de força com base em elastômeros, na figura 15 é possível verificar um sensor de força construído com uma fibra óptica como fonte de luz e um grupo de fibras ópticas receptoras. A direção da força aplicada sobre o conjunto vai determinar por qual fibra óptica a luz irá retornar (TADA; SASAKI; OGASAWARA, 2002).

Fonte: Tada, Sasaki e Ogasawara (2002).

Além da fibra óptica, também é possível fazer uso da luz através da visão computacional, ou seja análise de imagem capturada através de uma câmera. A visão computacional tem sido utilizada em diversas aplicações industriais, no entanto ela apresenta uma maior empregabilidade no ambiente de manufatura, pois o processamento de imagens necessita de ambientes controlados, fato esse que seria um problema para a aplicação em manutenções de redes elétricas que não possuem um ambiente controlado. Sua empregabilidade ficaria comprometida também em ambientes de ressonância magnética, pois o equipamento responsável pela captação das imagens deveria ficar fora do campo magnético, além do pouco espaço entre o paciente e o equipamento de RM (RUDEK; COELHO; CANGILIERI, 2002).

2.3.2 Sensoriamento hidráulico

Um dispositivo com embolo, se construído com os materiais adequados, pode ser utilizado como sensor hidráulico de posição ou força. Este tipo de adaptação necessitaria de um transdutor eletrônico externo ao ambiente com campo elétrico ou magnético, Um exemplo é o transdutor de força desenvolvido por Liu et al. (2000), com o objetivo de medir a força que um paciente exerce enquanto está sendo examinado por ressonância magnética, na figura 16 podemos ver o conjunto (LIU et al., 2000).

Figura 16 - Sensor hidráulico

Fonte: Liu et al. (2000)

2.3.3 Sensoriamento pneumático

O mesmo princípio aplicado no sensoriamento por hidráulica pode ser aplicado com sistemas pneumáticos. Nesse caso é possível citar o balloon sensor (sensor balão). O balloon sensor é ligado a um transdutor de pressão e a diferença de pressão é entendida como variação de volume no balloon sensor. Este sensor é formado apenas de uma câmara elástica e pode ser visto na figura 17 (KADOTA et al., 2009).

Figura 17 - Balloon Sensor

Fonte: Kadota et al. (2009)

Para a utilização de sensores eletrônicos de pressão os mesmos devem estar localizados fora da região de atuação do manipulador. Este trabalho utilizou esta técnica instalando sensores de pressão nas vias que ligam os atuadores às válvulas, e mantendo os sensores eletrônicos fora da área de atuação do manipulador.

2.4 Elemento atuador

A solução proposta nesse trabalho utiliza a pneumática como fonte de energia. Os cilindros pneumáticos são os atuadores mais conhecidos da pneumática e os mesmos podem ser construídos com materiais que satisfaçam as imposições da RM e das redes energizadas. Um exemplo já foi mostrado na figura 12 e o mesmo

integra um manipulador para ambientes de ressonância magnética, este manipulador é dedicado a incisões cirúrgicas (MELZER et al., 2008).

Nos trabalhos revistos também foi possível encontrar um motor pneumático de passo, este motor é mostrado na figura 18, ele possui a carcaça de resina e outras partes de polímeros, seu funcionamento depende de três vias de ar distintas (STOIANOVICI et al., 2007) (MUNTENER et al., 2008).

Figura 18 - Motor pneumático de passo

Fonte: Stoianovici et al. (2007)

Existem outros atuadores pneumáticos que fazem uso de partes condutoras ou ferromagnéticas, eles são os Músculos Artificiais Pneumáticos (MAP), esses atuadores exercem movimento similar a um músculo biológico. Na figura 19 estão representados os principais: a) Músculo de McKibben, b) Músculo de pregas, c) Músculo Yarlott, d) ROMAC músculo e e) Músculo hiperbolóide (KELASIDI et al., 2011).

Figura 19 - Exemplos de Músculos Artificiais Pneumáticos

Fonte: Kelasidi et al. (2011)

2.4.1 Músculo de McKibben

O Músculo de McKibben é o Músculo Artificial Pneumático mais conhecido atualmente, ele foi desenvolvido na década de 50, pelo físico Joseph L. McKibben, com o objetivo de ser o atuador de uma órtese (TONDU; LOPEZ, 1997).

Figura 20 - Aplicação e projeto da órtese de McKibben

Fonte: Adaptado de Tondou e Lopez (1997)

O músculo de McKibben é um atuador linear de tração, podendo ser utilizado como mola. Ele é caracterizado pela câmara interna de material elástico, pela malha externa que recobre a câmara e por conexões nas extremidades que unem todo o conjunto (DAERDEN; LEFEBER, 2003).

Como pode ser visto, o músculo de McKibben apresenta boa parte dos seus elementos feitos de materiais compatíveis tanto com ambientes de ressonância magnética como ambientes de redes de distribuição energizadas. Isto o torna um

bom candidato para atuador de um manipulador dedicado aos ambientes já mencionados.

Fonte: Tondu e Lopez (2000)

A malha que recobre a câmara interna forma pequenas células em losango na superfície do atuador. Ao ser inflada, a câmara tende a expandir em todas as direções. No entanto, a malha externa pode apenas se rearranjar sem sofrer deformação plástica. E para que haja expansão volumétrica, há uma diminuição no comprimento do músculo e assim ele realiza o trabalho de tração. O músculo pneumático tem três estados básico: esticado, em repouso e pressurizado como pode ser visto na figura 21 (TONDU; LOPEZ, 2000).

Tendo em vista o baixo peso, a facilidade no seu uso e a simplicidade de construção, o músculo de McKibben se apresenta como uma boa solução em termos de atuador. Na figura 22 temos um exemplo de músculo manufaturado.

Fonte: Web Site Shadow (2011)

2.4.2 Modelo estático do Músculo de McKibben

Em um sistema sem perdas, o trabalho realizado pelo gás na expansão do músculo é transformado em trabalho de tração. Para gerar o aumento de volume o gás realiza o trabalho de entrada (W_{in}), podendo ser descrito pela equação 1.

$$dW_{in} = \int_{Si} (P' - P_{ex}) dl_i \cdot d_{Si} = (P' - P_{ex}) \int_{Si} dl_i \cdot d_{Si} = PdV \quad (1)$$

Onde P' é a pressão absoluta dentro da câmara, P_{ex} a pressão externa, geralmente a pressão ambiente, P a pressão relativa, dl_i o deslocamento da superfície, d_{Si} o vetor de área, Si a área total da superfície e dV a variação de volume. Ou seja, a pressão realiza um trabalho de expansão volumétrica e como foi adotado que o sistema não possui perdas todo o trabalho é convertido em tração, podendo ser expresso por W_{out} , trabalho de saída, conforme a equação 2 (CHOU; HANNAFORD, 1996).

$$dW_{out} = - FdL \quad (2)$$

Onde F é a tração axial e dL o diferencial de deslocamento. Pela conservação de energia temos que:

$$dW_{out} = dW_{in} \quad (3)$$

Portanto

$$- FdL = PdV \quad (4a)$$

$$F = - P \frac{dV}{dL} \quad (4b)$$

Com a força definida em função da variação do volume, resta definir a variação de volume permitida pela malha. No volume máximo, o músculo alcança a contração limite. Observando a figura 23 é possível formular o seu comprimento (L) e diâmetro (D) em função do ângulo (θ), este ângulo é o menor dos ângulos formado entre a malha e o eixo axial do músculo. O comprimento da fibra pode ser chamado de b e n o número de voltas que a fibra faz em torno do músculo, com as constantes b e n é possível definir o comprimento e o diâmetro do músculo nas equações 5 e 6 respectivamente (CHOU; HANNAFORD, 1996).

Fonte: Chou e Hannaford (1996)

$$L = b \cdot \cos \theta \quad (5)$$

$$D = \frac{(b \cdot \sin \theta)}{n\pi} \quad (6)$$

Fazendo a equação do volume em função do diâmetro (D) e do comprimento (L) temos as equações 7a e 7b.

$$V = \frac{1}{4} \pi D^2 L \quad (7a)$$

$$V = \frac{b^3}{4\pi n^2} \sin^2 \theta \cos \theta \quad (7b)$$

Como b e n são constantes, a variação do volume será em função da variação de θ , sendo θ um ângulo entre 0 e 90°. Resolvendo a força, da equação 4b, pela derivada do volume em função de θ e pela derivada do comprimento também em função de θ temos, conforme (CHOU; HANNAFORD, 1996), as equações 8a e 8b:

$$F = -P \frac{dV/d\theta}{dL/d\theta} \quad (8a)$$

$$F(P, \theta) = \frac{Pb^2(3\cos^2 \theta - 1)}{4\pi n^2} \quad (8b)$$

A equação 8b já havia sido demonstrada por Chou e Hannaford (1996) em seus trabalhos, no entanto não é prático trabalhar com valores de b e n , ambos relacionados com o diâmetro do músculo, pela equação 6 e 8b é possível formular a equação 9.

$$F(P, D, \theta) = \frac{\pi}{4} PD^2 \frac{(3\cos^2 \theta - 1)}{(1 - \cos^2 \theta)} \quad (9)$$

Adotando contração (ϵ) conforme a equação 10 e aplicando na equação 9 é possível formular a equação 11 (DAERDEN; LEFEBER, 2003).

$$\epsilon = \frac{L_0 - L}{L_0} \quad (10)$$

$$F(P, \epsilon) = \frac{\pi}{4} PD_0^2 \left(\frac{3}{\tan^2 \theta_0} (1 - \epsilon)^2 - \frac{1}{\sin^2 \theta_0} \right) \quad (11)$$

Onde, L_0 , θ_0 e D_0 são respectivamente, largura, ângulo θ e diâmetro iniciais do músculo, ambos definidos conforme a construção do músculo. E assim temos

uma equação de força em função da diferença de pressão e da posição que o músculo se encontra recuado.

2.4.3 Modelo estático em função da tensão superficial

Um segundo modelo de força pode ser obtido através da tensão superficial. Quando a pressão interna do músculo é maior que a externa, a câmara interna tende a expandir em todos os sentidos, mas a malha em torno da câmara regula a expansão, assim, pelo estudo da variação de formato da malha é possível encontrar um modelo de força. Uma projeção plana da malha pode ser vista na figura 24. Nesta projeção é possível verificar um número de linhas h e colunas j formando o retângulo aproximado da superfície do músculo (TONDU, 2012).

Figura 24 - Projeção da malha aberta em duas situações

Fonte: Tondou (2012)

O número de colunas e linhas não sofre alteração conforme o músculo se contrai ou expande, assim os elementos pantográficos não são alterados em número, e nesses elementos acontecem a transmissão da tração superficial do músculo. Na figura 24 cada lado do losango está representado por s , iremos considerar que toda a malha mantém contato com a câmara de borracha e s é constante. Assim podemos descrever o comprimento L e o perímetro em função de

s e θ , conforme apresentado nas equações 12 e 13 respectivamente (TONDU, 2012).

$$L = 2j_s \cos \theta \quad (12)$$

$$\pi D = 2hs \sin \theta \quad (13)$$

Considerando a malha cilíndrica sem espessura e perfeitamente em contato com a parede da câmara com espessura t , elas podem ser tratadas como um vaso de pressão, onde a pressão interna vai determinar a tensão superficial, na figura 25 essa idéia é apresentado esquematicamente (TONDU, 2012).

Figura 25 - Músculo como vaso de pressão

Fonte: Tondou (2012)

Sendo f a força de contração positiva produzida por cada linha longitudinalmente e f_c a força gerada pela tensão superficial em cada coluna, Tondou aplicou o teorema de trabalho virtual a rede e obteve as equações 14a e 14b, sendo δr a tensão superficial perpendicular ao eixo axial do músculo, também chamada de tensão de arco e δL a tensão superficial paralela ao eixo axial do músculo (TONDU, 2012).

$$2jf_c \left(\frac{\pi}{2} \right) \delta r + \frac{h}{2} f \delta L = 0 \quad (14a)$$

$$f = \frac{\cos \theta}{\sin \theta} f_c \quad (14b)$$

É conhecido que a força total ao longo da circunferência é o resultado do produto de $r_i LP$, onde r_i é o raio interno da câmara elástica do músculo, logo f_c é dado pela equação 15.

$$f_c = \frac{r_i LP}{j} \quad (15)$$

Utilizando as equações 12, 13 e 15 é possível então propor a nova equação para força na malha. Sabendo que o raio da malha é definido por r , temos a equação 16. Por essa equação fica enfatizado que a força gerada pelo músculo não depende da densidade da malha mas depende do ângulo da malha e do diâmetro do cilindro (TONDU, 2012).

$$F(r_i, r, \theta, P) = 2\pi r_i r \frac{\cos^2 \theta}{\sin^2 \theta} P \quad (16)$$

2.4.4 Continuação do modelo estático em função da tensão superficial

A equação 16, apresentada por Tondou, depende do ângulo θ no instante considerado. Mas obter o ângulo para cada posição não é prático, por isso uma nova equação será proposta. Como regra geral, os vasos de pressão possuem as suas paredes finas comparadas com seus raios e comprimentos, para que uma parede seja considerada fina ela deve apresentar uma espessura dez vezes menor que o raio do cilindro (GERE, 2009).

Considerando que a câmara interna não está restringindo a expansão, pois a mesma é capaz de expandir em todas as direções, para efeitos de cálculos, só foi considerado como membrana de parede a malha.

Pelo esquema da figura 26 é possível verificar σ_1 como a tensão circunferencial ou tensão de arco, σ_1 é correspondente a δr nas equações de

Tondu. E também podemos encontra σ_2 , chamado de tensão longitudinal, correspondente a δL . Para determinar a tensão σ_1 foi feito dois cortes (mn e pq) perpendiculares ao eixo longitudinal com uma distância c entre eles. A tensão circunferencial aplicada na área formada pela espessura da parede ao longo do comprimento c é igual a força P_1 resultante da pressão sobre a área formada pelo raio com o comprimento c , conforme as equações 17 e 18 (GERE, 2009).

Figura 26 - Tensões em vaso de pressão cilíndrico

Fonte: Gere (2009)

$$\sigma_1 (2ct) - 2Pcr = 0 \quad (17)$$

$$\sigma_1 = \frac{Pr}{t} \quad (18)$$

Definido σ_1 fica restando definir a tensão longitudinal, σ_2 . A tensão longitudinal é aquele que equilibra com a força P_2 resultante da pressão sobre a área circular do cilindro, sendo que a tensão longitudinal está distribuída na área da casca, assim podemos montar a equação 19 e dela encontrar a tensão longitudinal na equação 20 (GERE, 2009).

$$\sigma_2(2\pi r t) - P\pi r^2 = 0 \quad (19)$$

$$\sigma_2 = \frac{Pr}{2t} \quad (20)$$

Considerando que a superfície do músculo é formada apenas de losangos, quando o mesmo é pressurizado a tensão circunferencial entra em equilíbrio com a tensão longitudinal através da tração da malha, caso haja uma força de tração sobre o músculo a mesma influenciará no equilíbrio das duas tensões. Esta redução pode ser vista no esquema da figura 27.

Fonte: Autoria própria

F_{t1} é a componente da tração circunferencial T_c e F_{t2} é uma componente da tração longitudinal T_l , F_{t1} e F_{t2} são a mesma força. Ao longo do eixo do músculo também existe a força contra gerada pela pressão, com estas trações e as tensões em um vaso de pressão definidas anteriormente é possível montar as equações 21, 22 e 23.

$$T_c = \sigma_1 Lt \quad (21)$$

$$F_{t1} = T_c / \sin \theta \quad (22)$$

$$F_{t2} = T_l / \cos \theta \quad (23)$$

Como F_{t1} e F_{t2} devem ter a mesma intensidade, com a substituição de 22 e 23 é possível isolar T_l na equação 24 e utilizando as equações de tensões em vasos cilíndricos equacionar T_l em função das variáveis de início, visto na equação 25.

$$T_l = T_c \frac{\cos \theta}{\sin \theta} \quad (24)$$

$$T_l = PLr \frac{\cos \theta}{\sin \theta} \quad (25)$$

A equação 25 ainda depende do valor de θ e não representa a real tração do músculo de T_l deve ser subtraída a força que a pressão gera tentando abrir a câmara, conforme a equação 26

$$F = T_l - P_2 \quad (26)$$

Utilizando os conceito de Chou e Hannaford (1996) das equações 5 e 6, ambos apresentados no esquema da figura 23 é possível equacionar 27 eliminando os ângulos.

$$F(P, L, r) = \Pr(2 \frac{L^2}{Dn\pi} - \pi r) \quad (27)$$

Na equação 27 temos n como uma constante inicial.

2.4.5 Equação para variação de volume do músculo

Retomando a equação 7b, é possível verificar que para cada valor do ângulo θ teremos um valor correspondente de volume. Conhecer o volume do músculo em cada instante é interessante, pois com ele podemos abstrair outras informações. No entanto não é prático analisar o valor do ângulo θ constantemente. Para solucionar esse problema foi levantada uma equação de volume no instante em função do ângulo inicial, do comprimento inicial e do comprimento no instante. Segue a formulação:

$$V_i = \frac{1}{4} \pi D_i^2 L_i \quad (28)$$

$$D_i = (b \cdot \sin \theta_i) / n \pi \quad (29)$$

As equações 28 e 29 já haviam sido apresentadas, mas sem o índice (i) de instante. Substituindo a equação 29 na equação 28 temos:

$$V_i = \frac{1}{4} \pi L_i \left((b^2 \sin^2 \theta_i) / n^2 \pi^2 \right) \quad (30a)$$

$$V_i = L_i b^2 \sin^2 \theta_i / 4 n^2 \pi \quad (30b)$$

A equação 5 que relaciona o comprimento L com o ângulo θ também pode ser obtida em um determinado instante, e com esta convenientemente elevada ao quadrado temos a equação 31. Através da identidade trigonométrica fundamental para o ângulo θ_i e aplicando a equação 31 na 30b, temos a equação 32.

$$L_i^2 = b^2 \cdot \cos^2 \theta_i \quad (31)$$

$$V_i = L_i (b^2 - L_i^2) / 4 n^2 \pi \quad (32)$$

A equação 32 não possui o ângulo θ , no entanto possui as constantes b e n que não são facilmente mensuradas, mas que podem ser determinadas pelos valores iniciais do músculo através das equações 5 e 6, resultando assim na equação 33.

$$V_i = \pi L_i D_0^2 (L_0^2 - L_i^2 \cos^2 \theta_0) / 4 \sin^2 \theta_0 L_0^2 \quad (33)$$

Considerando que os valores iniciais são constantes, com a equação 33 é possível relacionar o volume do músculo com o seu comprimento em qualquer instante. Esta informação foi pertinente no levantamento das características de mola do atuador.

2.4.6 MPA comerciais

Figura 28 - Músculos pneumáticos industriais

Fonte: Festo (2012)

Os músculos pneumáticos frequentemente citados em trabalhos são os produzidos pela empresa Festo. Segundo informações da empresa, o atuador denominado Músculo Pneumático MAS apresenta um comportamento semelhante ao músculo de McKibben. O fabricante relata que o atuador é constituído internamente de fibras sintéticas em trama geométrica, no entanto uma câmara de borracha cobre as tramas do atuador, o atuador Festo possui os conectores de materiais metálicos. Na figura 28 é mostrado músculos nos diâmetros de 40, 20 e 10 mm e na figura 29 está o gráfico de força por pressão por deslocamento de um músculo de 10mm de diâmetro (FESTO, 2012).

Figura 29 - Faixa de operação do MAS-10

Fonte: Festo (2012)

2.5 Conexões pneumáticas

Um fator característico da pneumática é a compressão do ar, esse efeito gera um atraso entre estímulo e resposta. Quanto maior a distância entre a fonte de pressão e o atuador maior a quantidade de ar a ser comprimida, gerando um maior atraso (GASSERT et al., 2006). O volume de ar presente nas vias de conexão pode ser maior que o volume de ar no próprio atuador e esse volume pode ser calculado pela equação 34.

$$V_{con} = \frac{1}{4} \pi D_{in}^2 L_{con} \quad (34)$$

Onde V_{con} é o volume interno da via de conexão, D_{in} o diâmetro interno da conexão utilizada e L_{con} o comprimento que a via de conexão possui de uma extremidade a outra. Uma via de conexão frequentemente usada em sistemas pneumáticos são as mangueiras flexíveis, como a solução estudada neste trabalho visa a flexibilidade é conveniente a aplicação da mesma.

Estando o sistema de controle afastado do manipulador e previsível que as turbulências internas do sistema pneumático gerem informações falsas nos primeiros instantes.

Um parâmetro que pode ser adotado para contorno é a velocidade do som no ar, a velocidade de qualquer onda mecânica depende da propriedade inercial e elástica do meio, quando se trata do ar a uma temperatura de 20°C, essa velocidade chega a 343m/s (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2012). Sabendo a velocidade do som no ar é possível concluir que a onda de compressão se desloca um metro a cada 3ms, ou seja, para cada metro entre o atuador e a válvula pode ser interessante o intervalo de 3ms entre as leituras do sensor, permitindo assim que haja redução de grandes flutuações da pressão interna do sistema.

2.6 Conjunto de acionamento do Músculo de McKibben

O músculo de McKibben, por possuir apenas uma única câmara interna, tem uma única tomada de ar, ou seja, para cada músculo teremos apenas uma via de conexão por onde passará o ar entrando ou saindo do atuador. No trabalho de Kadota et al. (2009), foi apresentado o Balloon Sensor, nele foi desenvolvido um robô assistente e os atuadores utilizados foram os músculos MAS de 10 mm. Para mensurar o comportamento do músculo foi montado um aparato utilizando sensores de pressão, encoder de posição e um medidor de fluxo de ar. Para acionamento do atuador foi utilizada uma servo-válvula proporcional. Na figura 30 é apresentado o aparato utilizado (KADOTA et al., 2009).

Figura 30 - Aparato experimental utilizado para caracterização

Fonte: Kadota et al. (2009)

No experimento de Kadota et al. (2009) os resultados práticos mostraram que para músculos de mesmo diâmetros mas comprimentos diferentes, ocorre uma diferença entre as forças, para a mesma pressão e a mesma porcentagem de contração. O músculo maior apresentou uma maior força. No trabalho foi descrito ainda que o sistema de controle utiliza a medida do fluxo de ar para conhecimento do volume do músculo (Kadota et al. 2009).

Tondu e Lopez (1997) em seus trabalhos utilizaram um atuador de construção própria nos moldes do músculo de McKibben. Para o estudo estático foi utilizado o modelo de força da equação (11), mas com correção das extremidades cônicas do músculo através do parâmetro k . Na equação 35 é possível verificar a nova equação incluindo o parâmetro k (TONDU; LOPEZ, 1997) (TONDU; LOPEZ, 2000).

$$F(P, \varepsilon) = \frac{\pi}{4} PD_0^2 \left(\frac{3}{\tan^2 \theta_0} (1 - k\varepsilon)^2 - \frac{1}{\sin^2 \theta_0} \right) \quad (35)$$

No ensaio de caracterização realizado por Tondu e Lopez foi utilizado um aparato similar ao adotado por Kadota et al. mas sem a leitura do fluxo de ar. No gráfico da figura 31 são apresentados os resultados calculados e os valores obtidos considerando um músculo com os seguintes valores iniciais $L_0 = 300\text{mm}$, $D_0 = 14\text{mm}$, $\theta_0 = 20^\circ$ e $k = 1,3$ (TONDU; LOPEZ, 1997) (TONDU; LOPEZ, 2000). As esferas no gráfico representam os valores teóricos e as linhas os valores experimentais, a distância entre as linhas representa a histerese do atuador.

Fonte: Tondu e Lopez (2000)

Noritsugu e Tanaka (1997) aplicaram o músculo pneumático artificial em um manipulador voltado para a reabilitação de pacientes. Para o acionamento dos músculos foi utilizada um conjunto de válvulas on/off, esse conjunto, denominado banco de válvulas PCM (Pulse Code Modulation), era formado por oito válvulas on/off e cada uma possuía um nível de restrição diferente. A restrição de uma válvula era o dobro da válvula sucessora e assim foi possível criar uma lógica binária de acionamento. Na figura 32 é apresentado este conjunto PCM de válvulas (NORITSUGU; TANAKA, 1997).

Figura 32 - Banco de válvulas PCM

Fonte: Noritsugu e Tanaka (1997)

Choi, Lee e Lee (2006) citam as vantagens do uso de válvulas proporcionais, mas lembram que as mesmas possuem algumas desvantagens como o peso e o custo. Como solução alternativa, a equipe propõe uma estratégia de controle baseada em válvulas de duas posições com três vias (CHOI; LEE; LEE, 2006).

A estratégia baseada em duas válvulas foi adotada na construção do robô de escalada ROBIN. No trabalho os autores citam que os músculos pneumáticos possuem como característica o seu baixo peso, no entanto as válvulas proporcionais no conjunto subtraem esta vantagem além de serem mais caras. Na figura 33 é apresentado o circuito pneumático formado pelas duas válvulas para acionamento de um único músculo (PACK; CHRISTOPHER; KAWAMURA, 1995).

Fonte: Pack, Christopher e Kawamura (1995)

O controle proposto no desenvolvimento deste trabalho foi baseado em válvulas solenóides de duas posições, com apenas estas válvulas é possível montar algumas estratégias diferentes de acionamento. Uma primeira tentativa foi baseada no controle da pressão através de pulsos de ar com largura controlada, um PWM (Pulse Width Modulation). Tendo uma fonte de vazão e pressão constante, com o PWM foi buscado uma variação na pressão da saída. A segunda estratégia foi pelo controle on-off com set-point na pressão, utilizando um esquema similar ao utilizado no robô ROBIN, figura 33. Uma válvula permite apenas a entrada de ar no atuador e a outra apenas a saída do ar. Como o PWM necessita de uma maior velocidade, serão utilizadas válvulas especiais de acionamento rápido.

3 CONSTRUÇÃO E TESTES

Adotando o modelo do músculo de McKibben, um atuador pneumático foi desenvolvido e construído. Com o atuador desenvolvido são levantadas as suas características e comparadas às características calculadas através dos modelos apresentados.

3.1 Protótipo do atuador

Atualmente é possível encontrar músculos empregados na indústria, um deles é o já citado músculo produzido pela empresa Festo, outro também encontrado comercialmente é o atuador Shadow Air Muscle. O músculo Shadow é manufaturado pela Shadow Robot Company, na figura 22 é possível ver a foto deste músculo tracionando uma haste metálica. O fabricante disponibiliza os dados técnicos para um músculo de 30mm, sendo esse valor referente ao diâmetro máximo externo quanto o músculo está exercendo tração (SHADOW 2012). Como é possível verificar nos documentos de ambos os atuadores, eles apresentam componentes ferromagnéticos e ligas de alumínio, componentes esses que tornam a aplicação de ambos inviáveis nas condições requeridas para esse trabalho. Como os modelos manufaturados não comprem as condições propostas neste trabalho, uma versão do músculo de McKibben foi construída sem o uso de metais.

Seguindo o modelo do músculo de McKibben temos uma câmara elástica cercada por uma malha em trama com os conectores na extremidade. Para utilizar, como câmara, foi adquirido tubo de látex de código 517 (TRADELAB 2012). Conforme informação fornecida pelo fabricante, o tubo com esse código apresenta um diâmetro interno de 9,5mm e parede de 1mm, apresentado na figura 34.

Figura 34 - Tubo de látex

Fonte: Autoria própria

Para a malha em trama, foi utilizada uma malha comercial de nylon, também conhecida como Manga de Nylon Sleeve. A malha utilizada tem 25mm de diâmetro máximo, figura 35 (DINNIL 2012).

Figura 35 - a) Malha solta b) Malha contraída

Fonte: Autoria própria

E para os conectores da extremidade foram usinadas peças em PVC, o PVC é isolante elétrico e não possui características magnéticas perceptíveis, na figura 36 é possível ver as peças usinadas e o desenho em CAD do conector com a tomada de ar.

Figura 36 - Conectores de PVC

Fonte: Autoria própria

As primeiras versões foram montadas e nos conectores era feita uma prensagem por amarração, no entanto só a amarração não se mostrou suficiente para inibir vazamentos. Para contornar esse problema foi utilizada cola látex entre o conector e a câmara interna, além da prensagem por amarração. Na figura 37 temos um esquema com os elementos do músculo de McKibben e na figura 38 o músculo construído.

Figura 37 - Esquema com os elementos que formam o músculo

Fonte: Autoria própria

Figura 38 - Primeiro músculo de testes construído

Fonte: Autoria própria

3.2 Bancada de ensaios

Os ensaios com o atuador foram realizados em uma bancada. Nesta bancada foram fixados os instrumentos de medição, além de ser uma base rígida para a medição do tamanho do músculo conforme os testes. Na figura 39 temos uma imagem da bancada de testes com sua base móvel, base esta onde foram fixados os instrumentos de medição.

Figura 39 - Bancada de testes sem os instrumentos

Fonte: Autoria própria

O dinamômetro digital utilizado nos experimentos trabalha com um fundo de escala de 196N e uma resolução de 0,05N, o dinamômetro apresenta um tempo de atualização de dados de 0,2 segundos aproximadamente. Os dados gerados foram transferidos para o computador via interface serial RS-232. Para executar a leitura serial RS-232 e gerar um registro com os valores de força, foi utilizado um programa executado em um PC. O programa foi escrito em linguagem Python e o código do programa utilizado se encontra no Anexo I.

Posteriormente constatou-se que o dinamômetro digital não apresentava tempo de resposta suficiente para medir as reações dinâmicas do músculo. Para obter uma medição mais veloz, e assim levantar curvas de força com maior precisão, foi construído um aparato e nele utilizado um sensor indutivo analógico de

proximidade. Fazendo a leitura do sinal elétrico foi possível obter uma maior amostra de dados. O sensor utilizado fornecia uma tensão de saída proporcional a tensão de entrada e a distância entre o ponto sensor e uma chapa metálica, essa chapa se distanciava do sensor proporcionalmente a força aplicada nela conforme o esquema da figura 40.

Figura 40 - Aparato com sensor de proximidade

Fonte: Autoria própria

O aparato foi calibrado utilizando o dinamômetro digital, o sensor utiliza um transdutor da Bently Nevada, modelo 3300, o sensor indutivo possui um fundo de escala de 5mm. Na construção do aparato o ponto de apoio do músculo estava posicionado de modo que o deslocamento máximo causado pela flexão não ultrapassasse o fundo de escala do sensor (BENTLY NEVADA, 2000).

Figura 41 - Bancada de ensaios a) com dinamômetro b) com sensor indutivo

Fonte: Autoria própria

3.3 Elementos pneumáticos

Válvulas on/off comuns trabalham com frequências de acionamento de 5Hz, sendo que algumas versões operam a uma frequências de 30Hz. Como essas frequências são insuficiente para o controle PWM da vazão de ar, optou-se pela utilização de válvulas rápidas. As válvulas rápidas utilizadas são produzidas pela empresa FESTO (modelo MHJ10-S-2,5-QS-4-LF, FESTO 2012) e possuem uma frequência máxima de comutação de 500Hz, portanto mais adequadas ao controle PWM. As válvulas escolhidas possuem uma característica própria de operação, quando energizada a válvula permanece fechada e, por possuir internamente um disparador Schmitt, a posição da válvula é sempre distinta, ou completamente aberta ou completamente fechada.

No sensoramento de pressão foram utilizados sensores MPX5700, produzidos pela empresa Freescale Semiconductor, estes sensores operam de 0 a 700kPa e possuem um resposta em tensão proporcional a pressão de entrada. O sensor mede a pressão absoluta e tem a equação 36 como a função de transferência, onde V_{out} é a tensão de saída, V_s a tensão de alimentação do sensor e P' a pressão absoluta de entrada (FREESCALE, 2012).

$$V_{out} = V_s (0,0012858 P' + 0,04) \quad (36)$$

Para facilitar as operações e ensaios, três sensores e quatro válvulas rápidas foram fixados em uma única base de apoio, as válvulas já possuíam engate rápido e nos sensores foram montados mangueiras de conexão, todos apresentados na figura 42. Nesta mesma base de apoio foram feitas as ligações elétricas dos sensores e das válvulas para facilitar os ensaios.

Figura 42 - Sensores e válvulas pneumáticas

Fonte: Autoria própria

Para regular a pressão de entrada foi utilizado um regular com manômetro FESTO, apesar do regulador de pressão possuir manômetro próprio, para referência durante os ensaios apenas os sensores eletrônicos foram considerados.

3.4 Ensaios com o atuador

Ensaio de caracterização foram realizados com o músculo pneumático construído e com estes dados foram comparados com os modelos matemáticos. Os testes realizados foram: tempo de resposta para degrau de pressão, curva de histerese e força em função da contração e pressão.

3.4.1 Tempo de resposta para degrau de pressão

O teste de resposta em degrau foi feito utilizando o sensor magnético e os resultados estão na figura 43. Adotando o tempo de resposta como o tempo entre a variação de 10 a 90% da força máxima, obtemos os valores de 0,44s, 0,40s e 0,32s para as pressões de 100, 200 e 300kPa respectivamente.

Figura 43 - Resposta em degrau obtida com o sensor magnético

Fonte: Autoria própria

A pressão de 300kPa foi adotada como pressão limite por motivos de segurança pois, durante os testes iniciais, alguns músculos se romperam a pressões próximas a 400kPa. Esses tempos de resposta permitem a aplicação do músculo em uma série de atividades específicas. Com um tempo de resposta baixo comparado com motores elétricos mas dentro do esperado para atuadores pneumáticos.

3.4.2 Curva de Histerese

Com o objetivo de se obter a curva de histerese do atuador, foram feitos dois experimentos distintos. No primeiro ensaio, o músculo foi posicionado na bancada de ensaios com o seu comprimento nominal, de modo a não sofrer variações significativas de comprimento. Com o atuador posicionado, primeiramente a pressão é aumentada de 0 a 300kPa e a força correspondente em 16 pontos registrada. Na seqüência, a pressão é reduzida e em 16 pontos, a força é novamente registrada. O gráfico correspondente pode ser visto na figura 44.

Figura 44 - Ensaio de histerese do músculo - Tamanho fixo

Fonte: Autoria própria

No segundo ensaio de histerese, a bancada de testes não foi utilizada, o músculo foi suspenso verticalmente, fixado em uma estrutura de apoio por uma extremidade e na outra extremidade é suspensa uma massa de valor conhecido. A primeira massa gerava uma tração de 2,15N e a segunda 12N. O esquema montado pode ser visto na figura 46 e as duas curvas obtidas para cada massa na figura 46. Fazendo a variação da pressão interna do músculo foi possível levantar a sua relação com a posição.

Figura 45 - Estrutura para segundo ensaio de histerese

Fonte: Autoria própria

Fonte: Autoria própria

Pelos gráficos da figura 46 é possível perceber que para o peso menor, (gráfico b), o músculo sofre uma maior variação de comprimento nas menores pressões, representado pelo maior distância entre os pontos da parte esquerda do gráfico b, isso era esperado já que a menor massa oferece uma menor tração sobre o músculo. Essa contração possui um referencial diferente da contração encontrada nas equações, já que com ação da massa suspensa, o músculo inicia o teste com um tamanho maior que o seu original. Pelos ensaios realizados não foi possível identificar uma histerese significativa para o atuador, embora as literaturas anteriormente citadas reportem a existência de histerese em músculos de McKibben. Essa divergência possivelmente foi originada pelas baixas pressões empregadas nos testes.

3.4.3 Ensaios de Força

O terceiro ensaio teve como objetivo verificar a força exercida pelo músculo para uma determinada contração aplicando pressões distintas. O experimento teve o seguinte roteiro: primeiramente o músculo é fixado na bancada de ensaios com uma

determinada contração, em seguida é aplicada uma pressão e o valor correspondente de força registrado. Fazendo esse experimento, foi possível obter o gráfico da figura 47. Dado que os carregamentos eram quase estáticos, a força foi medida através do dinamômetro digital.

Fonte: Autoria própria

Os valores negativos de contração representam o alongamento do músculo. Nestes pontos o músculo já estava exercendo tração mesmo quando não estava pressurizado. Essa tração é realizada pela câmara de látex e limitada pela malha de nylon. A curva de 0kPa representa bem isso, quando não pressurizado mas esticado de modo a ter um acréscimo de 10% do seu tamanho original o músculo exercia 30N aproximadamente. Com este ensaio é possível verificar a curva característica do músculo de McKibben. Esta curva serve de referência para a aplicação do músculo já que possui as três variáveis relacionadas ao músculo.

3.4.4 Efeito mola do atuador

Restringindo uma quantidade de ar dentro do atuador o mesmo apresenta característica de mola, ou seja, conforme sofre uma força de tração ele varia de volume e altera a sua força de reação. Para medir essas características o seguinte experimento foi realizado. O músculo é mantido fixo no seu tamanho nominal. Em seguida é pressurizado e a passagem de ar bloqueada. Após o bloqueio, o músculo é solto de sua posição e levado a uma nova posição. Nesta nova posição a pressão interna é medida.

Fonte: Autoria própria

Na figura 48 estão registradas as curvas correspondentes para duas pressões iniciais distintas e os novos valores de força com o deslocamento do músculo. Com o músculo livre mas pressurizado, ele ocupa as posições da esquerda no gráfico. Se o mesmo é tracionado, a sua pressão interna aumenta gerando uma força de reação ao movimento de tração do mesmo.

3.5 Modelos matemáticos do músculo

Para que o músculo exerça a maior contração possível, a malha deve manter o menor ângulo θ_0 possível em volta da câmara de látex para que assim tenha a maior variação angular. Após a construção do protótipo, o valor obtido de θ_0 foi de aproximadamente 36° . Sendo D_0 o valor do diâmetro interno da câmara em metros,

tem-se então $D_0 = 0,0115\text{m}$. Substituindo esses valores na equação 11 (Tondur 1997) temos:

$$F(P, \varepsilon) = \frac{\pi}{4} P 0,0115^2 \left(\frac{3}{\tan^2 36^\circ} (1 - \varepsilon)^2 - \frac{1}{\sin^2 36^\circ} \right) \quad (37)$$

Adotando alguns valores de contrações e pressões é possível levantar o gráfico da figura 49. O gráfico originado pelo trabalho dos gases, não leva em consideração a câmara de látex e para baixas pressões é evidente a sua influência.

Figura 49 - Gráfico de força utilizando as equações trabalhadas por Tondur

Fonte: Autoria própria

Utilizando os mesmo valores do músculo, mas agora aplicando-os na equação 27, modelo desenvolvido neste trabalho por base nas tensões superficiais, foi levantado o gráfico da figura 50.

Figura 50 - Gráfico proposto com as tensões superficiais

Fonte: Autoria própria

É possível observar que as linhas formadas com as tensões superficiais para cada pressão possuem a mesma inclinação das linhas formadas com o modelo de trabalho dos gases, figuras 50 e 49. No entanto a escala de força não se mostrou satisfatória com base nas tensões superficiais, por isso o modelo foi readaptado a partir das equações de Tondu que também parte das tensões superficiais, equação 16. Esse novo modelo pode ser visto na equação 38.

$$F(P, r_i, r, L) = P \pi r_i \left(\frac{2rL^2}{b^2 - L^2} - r \right) \quad (38)$$

Adotando o mesmo comprimento inicial do músculo, o mesmo ângulo θ inicial, uma pressão relativa de 100kPa e os mesmos valores dimensionais para a câmara interna foi possível levantar o gráfico apresentado na figura 51 para os diversos modelos apresentados.

Figura 51 - Comparação entre os modelos em 100kPa

Fonte: Autoria própria

Pelo gráfico da figura 51 é apresentado na cor laranja os valores de força experimental do músculo construído. Em azul claro no novo modelo baseado nas tensões superficiais, equação 38. Em verde, o modelo de Tondu (2012) para tensões superficiais, equação 16. Em vermelho, o modelo de Chou (1996) para trabalho de expansão dos gases, equação 9. E em azul escuro a equação de Darden (2003), equação 11, também para a expansão dos gases, ela não pode ser vista no gráfico da figura 51 por ter sido encoberta pela equação anterior de Chou. Nas figuras 52 e 53 é possível ver o mesmo gráfico no entanto para pressões diferentes, 200kPa e 300kPa, respectivamente.

Figura 52 - Comparação entre os modelos em 200kPa

Fonte: Autoria própria

Figura 53 - Comparação entre os modelos em 300kPa

Fonte: Autoria própria

Como foi citado por Tondu e Lopez (2000), para maiores pressões o modelo de Chou e Darden se aproximam dos valores experimentais, a divergência para as menores pressões pode ser causado pela maior influência da câmara elástica nos resultados. Para verificar a influência da câmara nos resultados, um músculo foi construído utilizando uma câmara com parede de maior espessura. O músculo original possuía uma câmara com 1mm de parede, já o músculo novo possuía 2mm de parede, a comparação com o músculo original pode ser vista no gráfico da figura 54.

Figura 54 - Comparação entre os músculos de paredes distintas

Fonte: Autoria própria

Pelo gráfico da figura 54 é possível perceber que nas mesmas pressões o músculo construído com uma parede mais grossa gera uma maior força de tração. Salientando que todos as outras características dos músculos eram iguais. Isso mostra como um modelo com a inclusão de elasticidade da câmara pode ter uma maior precisão.

3.6 Técnicas de controle aplicadas ao atuador

Para realizar os ensaios de controle foi utilizada uma plataforma de prototipagem eletrônica denominada Arduino. Existem diversas versões de Arduino, a diferença básica entre cada versão é o microcontrolador utilizado, a versão utilizada neste trabalho foi a UNO, figura 55.

Figura 55 - Plataforma Arduino UNO

Fonte: Autoria própria

As válvulas de acionamento adotadas para o desenvolvimento desse trabalho possuem acionamento discreto, no entanto o músculo possui um comportamento contínuo, por este motivo, uma das primeiras técnicas testas para controle foi através do PWM.

3.6.1 Controle por PWM

A primeira tentativa de controle do músculo foi através da modulação da largura de pulso, ou PWM. O PWM já foi apresentado como técnica para controle de posição de um cilindro pneumático, NAJJARI et al. 2012. A técnica aqui apresentada é um pouco mais simples que o controle proposto por Najjari (2012) já que as válvulas utilizadas neste trabalho possuem entradas com disparador Schmitt e não podem ter a sua vazão altera pelo posicionamento da bobina.

Figura 56 - Circuito pneumático para controle por PWM

Fonte: Autoria própria

Para testar o controle de pressão com PWM foi adotado o circuito pneumático conforme a figura 56, a pressão no manômetro foi ajustada para 500kPa, e três frequências distintas foram aplicadas na válvula, 1Hz, 5Hz e 25Hz, respectivamente. A pressão pós-válvula foi monitorada para diferentes duty cycle's e os gráficos resultantes podem ser vistos nas figuras 57, 58 e 59.

Figura 57 - PWM com frequência de 1Hz

Fonte: Autoria própria

Figura 58 - PWM com frequência de 5Hz

Fonte: Autoria própria

Figura 59 - PWM com frequência de 25Hz

Fonte: Autoria própria

Como é possível perceber na figura 57 mesmo com uma pressão de entrada de 500kPa o pico de pressão no sensor não alcança 250kPa, como essas pressões são absolutas a pressão relativa de pico não ultrapassou 120kPa. Assim é possível verificar que para alcançarmos pressões maiores seria necessário ter uma maior diferença de pressão na válvula, trabalhar com uma grande diferença de pressão pode não ser vantajoso. Outro fator relevante e observável principalmente na figura 59 é o tempo que a pressão leva para subir após a abertura da válvula, com essa observação é possível concluir que uma maior frequência não representa um melhor controle da pressão média .

Como foi observado no experimento anterior, para a frequência de 25Hz o tempo que a pressão leva para alcançar o seu maior patamar é significativo dentro do período do PWM. Para verificar a velocidade da variação da pressão em um sistema fechado, uma variação de pressão em degrau foi aplicada em um circuito com uma conexão total de 10 metros e o resultado é observado na figura 60.

Fonte: Autoria própria

É possível verificar pelo gráfico apresentado na figura 60 que a pressão levou mais de 2 segundos para alcançar um valor considerado próximo da pressão aplicada, como a solução proposta visa a aplicação a grandes distancias entre manipulador e válvula isso significar baixas velocidades para o atuador e um grande período para o tempo de resposta.

3.6.2 Controle On-Off

A segunda estratégia abordada para controle foi o controle on-off. Neste ensaio o controle mantinha a pressão dentro da faixa limitada por 1% do valor de referência, com essas configurações foi possível verificar que o sistema se manteve estável, mas para diferenças menores ele não conseguia alcançar a estabilidade. Na figura 61 temos o circuito utilizado para o controle on-off. Com essa configuração, uma das válvulas transfere o ar do reservatório para o músculo e a outra transfere o ar do músculo para ambiente.

Figura 61 - Circuito Pneumático para controle On-off

Fonte: Autoria própria

O gráfico da figura 59 mostra a força medida pelo dinamômetro com o controle on-off em ação, para a obtenção desse gráfico o músculo foi fixado no seu tamanho nominal.

Figura 62 - Controle de força através da pressão

Fonte: Autoria própria

Como pode ser visto no gráfico de força em função do tempo, o controle on-off apresentou um desvio de aproximadamente 1,5 N, para 35N. isto equivale a uma diferença porcentual de 4,3%. O tempo que o controle levou para alcançar 35N assim que iniciado foi de 0,78s aproximadamente. Com esse controle foi possível operar o músculo.

4 Manipulador

Utilizando o músculo pneumático como atuador, válvulas rápidas para o acionamento e uma série de materiais isolantes e não ferromagnéticos foi dado início a construção do protótipo do manipulador. Neste trabalho foi construído um manipulador voltado para a reabilitação de mãos de pacientes acompanhados por imagens de Ressonância Magnética. O manipulador tem a função de fechar a mão de um paciente. Esta ação se dará por dois movimentos distintos, o primeiro fechando os dedos que acompanham a palma da mão e o segundo movimento fechando o polegar.

4.1 Área de atuação

Como o atuador permanecerá junto do paciente, ambos confinados dentro do equipamento de ressonância magnética, é interessante que o manipulador utilize o próprio paciente como apoio, eliminando assim bases desnecessárias e tendo o menor volume possível. Como o manipulador efetuara a ação na mão do paciente, o braço será utilizado como apoio do manipulador.

Figura 63 - Manipulador usando braço como apoio

Fonte: Autoria própria

4.2 Materiais

Para a construção do encosto do braço será utilizado madeira como material. A madeira é um compósito e não apresenta interferência magnética significativa, é de fácil usinagem e pode ser fixada com cola ou com elementos de fixação não metálicos. Elementos de maior precisão foram feitos de PVC, o PVC como já foi citado, se mostra um material adequado para os requisitos do projeto pois não apresenta características magnéticas aparentes além de ser um material de fácil acesso e usinagem. Na figura 64 é possível observar a base já construída em madeira.

Figura 64 - Base de Madeira

Fonte: Autoria própria

A mão do paciente é posta em uma luva de linho, e através desta luva será feita a ligação com o restante do dispositivo. Para a proteção da mão do paciente, foram adicionadas chapas finas de PVC nas extremidades dos dedos da luva, sendo estas chapas os pontos de fixação. De modo a aumentar a simplicidade do manipulador o retorno dos movimentos será feito por molas, para se enquadrar nos requisitos da ressonância magnética, foi utilizado tiras de látex como mola. Na figura 65 temos os detalhes da luva.

Figura 65 - Luva para transmissão dos movimentos

Fonte: Autoria própria

Para fixar os músculo na base de madeira foi utilizado elementos de PVC e como elemento de transmissão de força foram utilizadas linhas de nylon. O nylon além não ser metálico apresenta um ótima resistência. Na figura 66 é possível observar os elementos de fixação do músculo em PVC e duas polias também em PVC para a passagem do nylon. Uma camada de tinta foi aplicada para eliminar o risco de farpas.

Figura 66 - Manipulador sem os atuadores

Fonte: Autoria própria

4.3 Funcionamento

O primeiro movimento é o fechamento da mão, onde os quatro dedos excluindo o polegar são fechados, este movimento é exercido pela atuação do primeiro músculo pneumático, o movimento de retorno é executado pela força elástica de tiras de látex quando o músculo é despressurizado. O mecanismo responsável pela tração dos fios de nylon utiliza sistemas de polias, em cada conjunto de polias é fixado um músculo pneumático. Na figura 67 temos os detalhes da polia utilizada e do caminho percorrido pelo nylon.

Figura 67 - Mecanismo do primeiro movimento

Fonte: Autoria própria

Um grupo de 3 linhas de nylon estão fixas no ponto A. Elas seguem o caminho indicado pelas setas, passando pela polia em B e indo até a luva, na lateral esquerda da imagem. Um músculo pneumático é fixado em C, quando ele contrai traciona as linhas de nylon presas em A, como elas estão presas em A o movimento vem da extremidade fixa na luva. Para o primeiro movimento, relacionado aos quatro dedos excluindo o polegar, uma força de 50N é suficiente para fechar a mão e o deslocamento total não ultrapassa 40mm.

No segundo movimento o polegar é fechado contra a palma da mão, pela atuação do segundo músculo pneumático. E o retorno do segundo movimento também é realizado por tiras de látex, funcionando como molas. Na figura 68 temos a descrição do caminho percorrido pelo nylon.

Figura 68 - Mecanismo do segundo movimento

Fonte: Autoria própria

Uma linha de nylon está fixa no ponto D, ela passa pela polia em F pelos primeiro entalhe na madeira, pela furo em H e vai em direção ao dedo polegar da luva. O segundo músculo é fixo no parafuso em G e quando o mesmo se contrai o nylon é tracionado pela polia e o movimento vem do movimento do polegar. Para o segundo movimento, uma força menor que 30N traciona o polegar por um curso de 35mm.

4.4 Testes

Utilizando o controle on-off já apresentado foi realizado um testes com o manipulador. O controle on-off tem por objetivo manter uma pressão constante em função do tempo e assim uma força é aplicada na mão que se encontrava no manipulador. Na figura 69 temos o manipulador tracionando os dedos com exceção do polegar e na figura 70 o atuador tracionando o polegar.

Figura 69 - Primeiro movimento do atuador

Fonte: Autoria própria

Figura 70 - Segundo movimento do atuador, fechando o polegar

Fonte: Autoria própria

Utilizando o controle on-off, a pressão de entrada, regulada no manômetro, pode ser ajustada para 300kPa. Este valor foi adotado como pressão máxima e trabalho para o músculo desenvolvido. Dentro desta faixa de pressão, mesmo que ocorra um problema no controle e esta pressão seja direcionada para o músculo, o manipulador não possui força para ferir a mão do paciente. Mesmo assim, todo o conjunto é passível de outras estratégias de segurança. Alguns valores de força foram citados para testes mas estes devem variar conforme o paciente.

5 CONCLUSÕES

O objetivo inicial desse trabalho era encontrar uma solução diferenciada para atuar em ambientes onde atuadores comuns não se sofram restrição por possuírem materiais metálicos, os ambientes adotados como referência possuíam intensos campos elétricos ou magnéticos.

A solução robótica proposta neste trabalho foi construída nos moldes do músculo de McKibben, o modelo original possuía metais, mas de forma simples e robusta foi possível construir um protótipo sem metais ou ligas em geral.

Desse modo encontrou-se um atuador ideal para atividades que sejam proibitivas para atuadores convencionais, onde metais ou ligas causem algum tipo de interferência. Os modelos estáticos existentes do atuador foram comparados incluindo uma nova abordagem por tensões superficiais.

Constatado que o modelo de equação apresentava alguns desvios principalmente para baixas pressões, foi desenvolvido um modelo também por tensões superficiais, no entanto este modelo não se mostrou mais adequado.

Os modelos estáticos estudados são baseados apenas na malha que circundam o atuador, no entanto ficou evidente pelas comparações que os modelos não apresentam com fidelidade o comportamento do atuador. E o tubo de látex tem grande influência nesse comportamento do músculo em baixas pressões ou quando o atuador está na condição de esticado.

Pelos ensaios, foi verificado que assim como os atuadores pneumáticos em geral o músculo pode ter seu tempo de resposta fortemente alterado em função das conexões pneumáticas. O músculo em baixas pressões não apresentou uma curva de histerese significativa.

Para realizar o controle, foram estudadas duas técnicas, PWM e ON/OFF. Nos experimentos de controle, o ON/OFF se mostrou eficaz. Nos testes foi possível atingir o valor desejado de pressão em 0,78s com um erro em regime de 1%. O controle da pressão por PWM não foi possível pela baixa velocidade do ar. Para uma aplicação sem controle de posição apenas de força o músculo apresentou um comportamento satisfatório e com uma abordagem simples de controle foi possível manter uma baixa margem de erro.

Quando utilizado em um manipulador para validação, o músculo foi capaz abrir e fechar a mão e o polegar, o conjunto montado é pequeno é facilmente aplicável em um ambiente como o encontrado em um exame de ressonância magnética.

6 TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho estudou o modelo estático do músculo baseado apenas na malha que o circunda, é evidente que a malha desempenha papel fundamental no comportamento do atuador, mas um modelo que leve em consideração a influência da elasticidade da câmara e o atrito causado pela malha deve suprir as divergências para as baixas pressões, assim um estudo desse modelo se mostra extremamente conveniente.

Um sistema de controle e sensoramento robusto e simples também se mostra interessante uma vez que um sistema simples de atuação pode não compensar no conjunto se necessitar de elementos complexos para controle e sensoramento.

7 REFERÊNCIAS

GASSERT, R.; BURDET, E.; CHINZEI, K. **Opportunities and Challenges in MR: Compatible Robotics**. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 27, p. 15- 22, May – June 2008.

RONCOLATTO, R. A. **Robotics applied to work conditions improvement in power distribution lines maintenance**. 1st International Conference on Applied Robotics for the Power Industry (CARPI), Montreal, p 1 – 6, Oct. 2010.

CRAIG, J. J. **Introduction to Robotics: Mechanics and Control**. Editora Prentice Hall, 3ª Edição, 2005. 408p.

PAZOS, F. **Automação de Sistemas e Robótica**. Editora Axcel, Rio de Janeiro, 2002. 384p.

AMARO JÚNIOR, E.; YAMASHITA, H. **Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética**. Revista Brasileira de Psiquiatria, vol. 23, São Paulo, May 2001.

SCHENCK, J.F. **The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds**. Medical Physics, vol. 23, p 815 – 850, June 1996.

YU, N.; RIENER, R. **Review on MR-Compatible Robotics Systems**. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), p 661 – 665, Pisa, Feb 2006.

MUNTENER, M.; PATRICIU, A.; PETRISOR, D.; MAZILU, D.; BAGGA, H.; KAVOUSSI, L.; CLEARY, K.; STOIANOVICI, D. **Magnetic Resonance Imaging compatible robotic system for fully automated brachytherapy seed placement**. Magazine Urology, vol. 68, p 1313 – 1317, Dec 2006.

FISCHER, G. S.; IORDACHITA, I.; CSOMA, C.; TOKUDA, J.; DIMAIO, S.P.; TEMPANY, C.M.; HATA, N.; FICHTINGER, G. **MRI-Compatible Pneumatic Robot for Transperineal Prostate Needle Placement.** IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 13, p. 295 – 305, June 2008.

STOIANOVICI, D.; PATRICIU, A.; PETRISOR, D.; MAZILU, D.; KAVOUSSI, L. **A New Type of Motor: Pneumatic Step Motor.** IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 12, p. 98 – 106, Fevereiro 2007.

MUNTENER, M.; PATRICIU, A.; PETRISOR, D.; SCHAR, M.; URSU, D.; SONG, D. Y.; STOIANOVICI, D. **Transperineal Prostate Intervention: Robot for Fully Automated MR Imaging - System Description and Proof of Principle in a Canine Model.** Radiology, p 543 – 549, May 2008.

UFFMANN, K.; ABICHT, C.; GROTE, W.; QUICK, H. H.; LADD, M.E. **Design of an MR-Compatible Piezoelectric Actuator for MR Elastography.** Concepts in Magnetic Resonance, vol. 15, p. 239 – 254, December 2002.

UFFMANN, K.; LADD, M.E. **Actuation Systems for MR Elastography: Design and Applications.** IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, p. 28 – 34, May – June 2008.

ZAPPE, A.C.; MAUCHER, T.; MEIER, K.; SCHEIBER, C. **Evaluation of a Pneumatic Driven Tactile Stimulator Device for Vision Substitution During fMRI Studies.** Magnetic Resonance in Medicine, vol. 51, p. 828 – 834, April 2004.

MENDELOWITZ, S.E. **Design of an MRI Compatible Robot for Wrist Rehabilitation.** 2005. 156p. Thesis (S.M.) - Massachusetts Institute of Technology, Dept. of Mechanical Engineering, 2009. Disponível em:<<http://hdl.handle.net/1721.1/32357>>. Acesso em: 01 julho de 2013.

HANUMARA, N. C. **Characterization and Analysis of an MRI Compatible Robot Design for Wrist Psychophysics and Rehabilitation.** 2006. 112p. Thesis (S.M.) -

Massachusetts Institute of Technology, Dept. of Mechanical Engineering, 2006. Disponível em:<<http://hdl.handle.net/1721.1/36234>>. Acesso em: 01 jul. 2013.

THE NEWMAN LAB **MRI Compatible Wrist Robot**. Disponível em: <<http://newmanlab.mit.edu/mri-compatible-wrist-robot/>>. Acesso em 12 out. 2012.

CREDER, H. **Instalações Elétricas**. Editora Ltc, 15ª Edição, 2013. 440p.

CORES, V. F. **Robô contínuo telescópico para tarefas em alturas elevadas**. 2009. 140 p. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009. Disponível em:<<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3152/tde-07082009-102547/pt-br.php>>. Acesso em: 12 out. 2012.

MARUYAMA, Y.; NIO, S. **Remote-operated Robotic System for Live-line Maintenance Work**. Sixth International Conference on Transmission and distribution Construction and Live Line Maintenance. Las Vegas, p. 425 – 435. Sep 1993.

GASSERT, R.; YAMAMOTO, A.; CHAPUIS, D.; DOVAT, L.; BLEULER, H.; BURDET, E. **Actuation Methods for Applications in MR Environments**. Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering, vol. 29B, p. 191 – 209, October 2006.

ELIZONDO, D.; GENTILE, T.; CANDIA, H.; BELL, G. **Overview of Robotic Applications for Energized Transmission Line Work - Technologies, Field Projects and Future Developments**. 1st International Conference on applied Robotics for the Power Industry (CARPI), Montreal, p. 1 – 7, Oct 2010.

CHAPUIS, D.; GASSERT, R.; GANESH, G.; BURDET, E.; BLEULER, H. **Investigation of a Cable Transmission for the Actuation of MR Compatible Haptic Interfaces**. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Pisa, p. 426 – 431, Feb. 2006.

KOSEKI, Y.; KOYACHI, N.; ARAI, T.; CHINZEI, K. **Remote Actuation Mechanism for MR-compatible Manipulator Using Leverage and Parallelogram: Workspace Analysis, Workspace Control, and Stiffness Evaluation.** IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'03), p. 652 – 657, Sept. 2003.

MELZER, A.; GUTMANN, B.; REMMELE, T.; WOLF, R.; LUKOSCHECK, A.; BOCK, M.; BARDENHEUER, H.; FISCHER, H. **INNOMOTION for Percutaneous Image-Guided Interventions: Principles and Evaluation of this MR- and CT-Compatible Robotic System.** IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, p. 66 – 73, May – Jun 2008.

ARACIL, R.; FERRE, M.; HERNANDO, M.; PINTO, E.; SEBASTIAN, J. M. **Telerobotic system for live-power line maintenance: ROBTET.** IEEE International Conference on Robotics and Automation, Leuven, p. 2110 – 2115, vol. 3, May 1998.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de Física: Eletromagnetismo.** Editora Ltc. vol. 3, 9ª Edição. 2012. 416p.

MANO, E. B.; MENDES, L. C. **Introdução a Polímeros.** Editora Edgard Blucher. 2ª Edição, 1999. 208p.

RIBEIRO, G. A. P. **As Propriedades Magnéticas da Matéria: um Primeiro Contato.** Revista Brasileira de Ensino de Física, vol. 22, p. 299 – 305, Setembro 2000.

PADILHA, A. F. **Materiais de Engenharia: Microestrutura, Propriedades.** Editora Hemus. 2000. 349p.

GASSERT, R.; CHAPUIS, D.; BLEULER, H.; BURDET, E. **Sensors for Applications in Magnetic Resonance Environments.** IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 13, p. 335 – 344, June 2008.

CHE, L. X.; GU, Y.; YANG, R. Q. **A new designed hot-line work robot for sweeping post insulators at high-voltage.** The International Journal of Advanced manufacturing Technology, vol. 29, p. 1068 – 1073, July 2006.

TADA, M.; SASAKI, S.; OGASAWARA, T. **Development of an Optical 2-axis Force Sensor Usable in MRI Environments.** Proceeding of IEEE Sensors, vol. 2, p. 984 – 989, 2002.

RUDEK, M.; COELHO, L. S.; CANGIOLIERI, O. **Visão Computacional aplicada a Sistemas Produtivos: Fundamentos e estudo de caso.**

LIU, J. Z.; DAI, T. H.; ELSTER, T. H.; SAHGAL, V.; BROWN, R. W.; YUE, G. H. **Simultaneous measurement of human joint force, surface electromyograms, and functional MRI-measured brain activation.** Journal of Neuroscience Methods, p. 49 – 57, Aug. 2000.

KADOTA, K.; AKAY, M.; KAWASHIMA, K.; KAGAWA, T. **Development of Power-Assist Robot Arm using Pneumatic Rubber Muscle with a Ballon Sensor.** IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, Toyama, p. 546 – 551, Sept. 27 20009 – Oct. 2 2009.

KELASIDI, E.; ANDRIKOPOULOS, G.; NIKOLAKOPOULOS, G.; MANESIS, S. **A Survey on Pneumatic Muscle Actuators Modeling.** IEEE International Symposium on Industrial Electronics (ISIE), Gdansk, p. 1263 – 1269, 27-30 June 20011.

LOPEZ, P.; TONDU, B. **The McKibben muscle and its use in actuating robot-arms showing similarities with human arm behaviour.** Industrial Robot: An International Journal, vol. 24, p. 432 – 439, 1997.

DAERDEN, F.; LEFEBER, D. **Pneumatic Artificial Muscle: actuators for robotics and automation.** Journal of Mechanical and Environmental Engineering, vol. 47, p. 10 – 21, 2000.

TONDU, B.; LOPEZ, P. **Modeling and Control of McKibben Artificial Muscle Robot Actuators**. IEEE Control Systems, vol. 20, p. 15 – 38, Apr 2000.

SHADOW ROBOT COMPANY **Shadow Air Muscle**. Disponível em: <
<http://www.shadowrobot.com/airmuscles/>> Acesso em 30 set. 2011.

CHOU, C.P.; HANNAFORD, B. **Measurement and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles**. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 12, no. 1, p. 90 – 102. February 1996.

TONDU, B. **Modelling of the McKibben artificial muscle: A review**. Journal of Intelligent Material Systems and Structures, vol. 23, no. 3, p. 225 – 253. February 2012.

GERE J. M. **Mecânica dos materiais**. Editora Cengage Learning, 7ª Edição, 2010. 880p.

FESTO **Músculo Pneumático MAS**. [S.l.]: Out 2002. 23p.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de Física: Gravitação, Ondas e Termodinâmica**. Editora Ltc. vol. 2, 9ª Edição. 2012. 310p

CHOI, T.Y.; LEE, J.Y.; LEE, J.J. **Control of Artificial Pneumatic Muscle for Robot Application**. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Beijing, p. 4896 – 4901, 9 – 15 Oct. 2006.

PACK, T. R.; CHRISTOPHER, J. L.; KAWAMURA K. **A Rubbertuator-Based Structure-Climbing Inspection Robot**. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Albuquerque, vol.3, p. 1869 – 1874, 20 – 25 Apr 1997.

NORITSUGU, T.; TANAKA, T. **Application of rubber artificial muscle manipulator as a rehabilitation robot**. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 2, no. 4, p. 259 – 267, Dec 1997.

SHADOW ROBOT COMPANY **Shadow 30mm Air Muscle**. [S.l.]: 2011.

TRADELAB AMBIENTAL **Tubo de Látex**. [S.l.]: Disponível em: <http://www.tradelab.com.br/detalhe.asp?id_produto=682>. Acesso em 12 out. 2012.

DINNIL **MNS – Manga de Nylon Sleeve**. [S.l.]: Disponível em: <<http://catalogo.dinnil.com.br/viewitems/produtos/mns-manga-de-nylon-sleeve>>. Acesso em 12 out. 2012.

BENTLY NEVADA **3300 Proximity Transducer System**. [S.l.]: Revision A, February 2000. 14p.

FESTO **Solenoid valves MHJ: fast-switching valves**. June 2012. 23p.

FREESCALE SEMICONDUCTOR **Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated: MPX5700 Series**. Rev. 10, Oct 2012. 11p.

ARDUINO **Arduino UNO**. [S.l.]: Disponível em: <<http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>>. Acesso em 30 novembro 2013.

NAJJARI, B.; BARAKATI, M. S.; MOHAMMADI, A.; FOTUHI, M. J.; FARAHAT, S.; BOSTANIAN, M. **Modelling and Controller Design of Electro-Pneumatic Actuator Based on PWM**. International Journal of Robotics and Automation (IJRA), vol.1, no 3, p. 125 – 136, September 2012.

Anexos

Anexo I - Código do leitor do dinamômetro

```
# FOI ESCRITO EM PYTHON 3.0

import serial    # Inclui funções de suporte a serial.
import time      # Inclui funções de tempo/data
import traceback  # Para mostrar ultimo erro

# Algumas configurações e parâmetros padrão
strPortaPadrao = "COM4"
BaudRate = 9600

# Constantes do Protocolo
START_BYTE = b'\x02' # Não tem no manual. É o caractere especial StartOfText
D14 = b'4'
D13 = b'1'
D12D11 = {b'55':9.80665002864, b'56':4.44822162825, b'57':0.00980665002864,
b'58':3.59694309, b'59':1}
D10 = {b'0':1.0, b'1':-1.0}
D9 = {b'0':1.0, b'1':1/10, b'2':1/100, b'3':1/1000}
STOP_BYTE = b'\r' # Não tem no manual. É o CR - Return.

print(" --> PROGRAMA MONITOR DE DINAMOMETRO ICEL <--")

print(" > Dados pré-experimento: ")
strComentario = input("\tComentário sobre experimento [opcional]: ")
strPorta = input("\tPorta serial [%s]: " % (strPortaPadrao))
if (strPorta == ""):
    strPorta = strPortaPadrao

c = "
while c != 's':
    c = input("Iniciar ? (s)im/(q)uit: ")
    if c == 'q':
        exit(0) # Saio do programa.

# Cria handler do serial 8N1 e não bloqueante (timeout=0 segundos)
tty = serial.Serial(strPorta, BaudRate, bytesize=8, parity='N', stopbits=1, timeout=0.5)

t = time.localtime() # Pega o tempo local com informações separadas (ano, mes, hora, etc)
# Nome do arquivo no formato Ano.Mes.Dia.Hora.Min.Seg
strData = "%da%dm%dd%dh%dm%ds" % (t.tm_year, t.tm_mon, t.tm_mday, t.tm_hour, t.tm_min,
t.tm_sec)
NomeArquivo = "Dinamometrolvo %s.txt" % (strData)
fp = open(NomeArquivo, "wb") # Abre o arquivo para escrita, se nao existir sera criado.
fp.write((" # Leituras do dinamomentro - %s\r\n" % (strData)).encode('utf-8'))
fp.write((" # Unidades normalizadas: Força em Newtons, Tempo em segundos.\r\n").encode('utf-8'))
fp.write((" # Comentários do experimento:\r\n").encode('utf-8'))
fp.write((" # %s\r\n" % (strComentario)).encode('utf-8'))
fp.write(("##### Formato: <sequencia>|<tempo>|<leitura>\r\n").encode('utf-8'))

i = 0    # estado do interpretador
err = 0  # Erros
seq = 0
```

```

tempoInicial = time.time() # Pega o tempo geral do sistema, em segundos.
tanterior = 0.0
tty.flushInput() # Apago o que já tem no buffer da serial do sistema,
                 # pois o escopo da captura começa agora!

print("Captura iniciada! ctrl+C para sair.")

try:
    while 1: # Loop principal
        # Sincronização de início de pacote
        while (tty.inWaiting() < 1):
            # pass # Espero 1 byte estar disponivel..
            time.sleep(0.1) # Poderia usar tty.read() com timeout=0.1,
            time.sleep(0.1) # mas lembro que travava...
            time.sleep(0.1)
            time.sleep(0.1)

        c = b""
        while (c == b''):
            c = tty.read(1)
        #print(c, i)

        if (c == START_BYTE): i = 1
            leitura = b""
            tagora = time.time()-tempoInicial
            continue

        if (i == 1): # D14, constante.
            if c == D14:
                i = 2
            else:
                err = err + 1
                i = 0 # Erro, nao era um START_BYTE de um pacote valido.
            continue

        if (i == 2): # D13, constante.
            if c == D13:
                i = 3
            else:
                err = err + 1
                i = 0 # Erro...
            continue

        if (i == 3): # D12
            dd = c
            i = 4
            continue

        if (i == 4): # D11
            dd = dd+c
            if dd in D12D11:
                Fu = D12D11[dd]
                i = 5
                continue
            i = 0 # Em caso de erro...
            err = err + 1
            continue

        if (i == 5): # D10

```



```

        if c in D10:
            Fs = D10[c] # Fator de Sinal
            i = 6
            continue
        i = 0
        err = err + 1
        continue

    if (i == 6): # D9
        if c in D9:
            Fp = D9[c] # Fator de pontuação
            i = 7
            continue
        i = 0
        err = err + 1
        continue

    if i in range(7, 7+8): # D8 ate D1
        leitura = leitura+c
        i = i + 1
        continue

    if i == 15: # D0
        i = 0

    if c != STOP_BYTE:
        err = err + 1
        continue

    try:
        leitura = float(leitura) # Se tiver algum caractere que nao seja numero...
    except:
        err = err+1 # ... tambem vai dar erro.
        continue

    leitura = ((leitura*Fu)*Fp)*Fs # Resultado normalizado

    print("Força: %f N, Erroseq: %d erros, periodo: %0.3f segundos\n" % (leitura, err, tagora-
tanterior))

    # Gravo no arquivo...
    seq = seq+1
    fp.write((" %d| %0.3f| %f\r\n" % (seq,tagora, leitura)).encode('utf-8'))

    tanterior = tagora

# Trato exceptions, justamente quando ja tenho serial e arquivo abertos.
# Só fecho handlers e saio...
# Ctrl+C cai aqui tambem
except KeyboardInterrupt as inst:
    fp.close()
    tty.close()
    exit(0)
except SystemExit:
    fp.close()
    tty.close()
    exit(0)
except Exception as inst:
    print("\nERRO ****\n")

```

```
print(inst)
traceback.print_exc()
fp.close()
tty.close()
# exit(1) # Saio com erro..
```