

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA
DO RIO DE JANEIRO



Pedro Ferreira da Costa Blois de Assis

**CARACTERIZAÇÃO DE ATUADORES BASEADOS EM
MÚSCULOS ARTIFICIAIS POLIMÉRICOS POR EFEITO
CAPACITIVO**

Dissertação de Mestrado

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da PUC-Rio.

Orientador: Marco Antonio Meggiolaro

Rio de Janeiro
Setembro de 2007



Pedro Ferreira da Costa Blois de Assis

**CARACTERIZAÇÃO DE ATUADORES BASEADOS EM
MÚSCULOS ARTIFICIAIS POLIMÉRICOS POR EFEITO
CAPACITIVO**

Dissertação apresentada como requisito parcial para
obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Mecânica da PUC-Rio.
Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo assinada.

Marco Antonio Meggiolaro

Orientador

Departamento de Engenharia Mecânica - PUC-Rio

Mauro Speranza Neto

Departamento de Engenharia Mecânica - PUC-Rio

Luciano Luporini Menegaldo

Departamento de Engenharia Mecânica e de Materiais - IME

José Eugênio Leal

Coordenador(a) Setorial do Centro

Técnico Científico - PUC-Rio

Rio de Janeiro
11 de Setembro de 2007

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da universidade, do autor e do orientador.

Pedro Ferreira da Costa Blois de Assis

Graduou-se em Engenharia de Controle e Automação (Pontifícia Universidade Católica) em 2005. Trabalhou por dois anos na área de desenvolvimento de *softwares* para sistemas de controle e automação antes de começar mestrado na área de Mecânica Aplicada na Pós-Graduação da PUC-Rio. Participa desde 2006 de projetos de robóticas no Laboratório de Engenharia de Controle e Automação (LECA). Suas áreas de interesse abrangem robótica, controle e modelagem de sistemas, automação de processos, bioengenharia e inteligência artificial.

Ficha Catalográfica

Assis, Pedro Ferreira da Costa Blois de

Caracterização de atuadores baseados em músculos artificiais poliméricos por efeito capacitivo / Pedro Ferreira da Costa Blois de Assis ; orientador: Marco Antonio Meggiolaro. – 2007.

104 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica)– Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

Inclui bibliografia

1. Engenharia mecânica – Teses. 2. Músculos artificiais. 3. Polímeros dielétricos. 4. Controle. I. Meggiolaro, Marco Antonio. II. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Departamento de Engenharia Mecânica. III. Título.

CDD: 621

aos meus pais, Angela Cristina e José Roberto e ao meu irmão Bruno

Agradecimentos

- Ao CNPq, pelo apoio financeiro;
- À PUC-Rio pelo seu excelente corpo acadêmico que me deu as bases para este estudo;
- Ao orientador Marco Antonio Meggiolaro, pelas oportunidades, orientação e ensinamentos no âmbito da robótica;
- Ao professor Mauro Speranza Neto, pelo apoio a minha escolha pela carreira na pesquisa;
- Ao professor Raul Queiroz Feitosa, pela primeira e vital oportunidade na área de pesquisa;
- Ao professor Mauro Schwanke da Silva, pelo apoio no laboratório;
- À minha família, que me deu educação, valores morais e éticos essenciais para o sucesso da minha vida profissional e emotiva;
- Aos alunos de graduação e pós-graduação que diariamente trabalham no laboratório e me ajudaram tanto para a conclusão desse trabalho;
- À minha namorada Renata Marcello Lamarca que tanto me confortou e me acalmou durante os momentos mais difíceis desse trabalho;
- Aos amigos de escalada, windsurf, vôlei e outros esportes que me ajudaram a aliviar o stress durante mais essa etapa da minha vida.

Resumo

Blois, Pedro F. C. A., Meggiolaro, Marco A. **CARACTERIZAÇÃO DE ATUADORES BASEADOS EM MÚSCULOS ARTIFICIAIS POLIMÉRICO POR EFEITO CAPACITIVO**. Rio de Janeiro 2007, 104p. Dissertação de Mestrado - Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

É notória a necessidade de encontrar novas tecnologias para atuação de sistemas robóticos tão eficazes quanto a do músculo natural. Os atuadores tradicionais possuem grande agilidade e força quando comparados aos músculos naturais, mas suas dimensões e peso são elevados em relação à força que são capazes de exercer, e demandam muita energia para cumprirem suas tarefas. Manipuladores robóticos menores e mais baratos poderiam existir se pudessem utilizar músculos naturais para impulsioná-los. Ao mesmo tempo, as indústrias gastariam menos com os custos envolvidos em energia e compra desses manipuladores. Este trabalho estuda o comportamento de músculos artificiais baseados no polímero acrílico VHB4905, através da construção de uma bancada de teste com sensor de força, incluindo especificação de todos os equipamentos e o desenvolvimento de circuitos de alta tensão (até 10kV) para acioná-los. Durante o desenvolvimento e implementação do circuito foram encontrados problemas intrínsecos à manipulação de tensões da ordem de vários kV. Esses problemas foram apontados e soluções satisfatórias foram implementadas, de forma a tornar os experimentos possíveis. Modelos matemáticos de algumas das principais configurações possíveis para atuadores foram desenvolvidos. Os modelos desenvolvidos para uma das configurações típicas foram comparados com resultados experimentais com um erro máximo absoluto de 1% (26,7mN) do valor real. Experimentos em atuadores de molduras fixas foram feitos com resultados de 223% de deformação da região ativa, com desempenho muito superior ao dos músculos naturais. A partir de um dos modelos desenvolvidos, implementou-se um controlador PID compensado que gerou melhores resultados a entradas em degrau que o PID padrão, o qual não leva em consideração a não-linearidade e a alta sensibilidade do atuador quando submetido a tensões próximas da tensão de quebra do dielétrico. A eficácia da técnica de controle proposta foi comprovada experimentalmente.

Palavras-chave

Músculos Artificiais, Polímeros Dielétricos, Controle

Abstract

Blois, Pedro F. C. A., Meggiolaro, Marco A. **CHARACTERIZATION OF ACTUATORS BASED ON POLYMERIC ARTIFICIAL MUSCLES WITH CAPACITIVE EFFECT.** Rio de Janeiro 2007. 104p. MSc Dissertation – Mechanical Engineering Department, Pontifical Catholic University of Rio de Janeiro.

It is well known the needs of finding new technologies for robotic systems actuations, with the same efficiency of the natural muscles. The common actuators have better agility and force when compared to natural muscles, but the dimensions and weight are bigger and for that the demand of energy necessary for the actuation is higher. Smaller and cheaper robot manipulators could exist if they were able to use natural muscles to drive them. At the same time, industries would spend less money with energy and manipulators. This work studies the behavior of artificial muscles based on dielectric elastomers (VHB4905) through the development of a test bench with force transducer, including the specification of all the equipments and the development of a high voltage circuit (10kV maximum). During the development and implementation of the circuit, problems inherent to high voltage manipulation were found. Those problems were shown and tolerable solutions were taken, so that the experiments were feasible. Mathematic models of some of the main configurations for actuators were developed. One of those models (from a typical configuration) was compared with experimental results with a maximum absolute error of 1% (26.7mN) of the real value. Experiments with fixed frame actuators were made with 223% of strain, showing a much higher performance compared to natural muscles. With one of the mathematic models, a PID controller with adjustable gains was developed and presented better results, for a step response, when compared to a standard PID controller. This last one do not take into account the non-linearities and for that it behaviors with great sensibility when subjected to high voltages (close to dielectric breakdown). The effectiveness of the proposed control technique was proved experimentally.

Key Words

Artificial Muscles, Dielectric Polymers, Control

Sumário

1 INTRODUÇÃO	13
2 MÚSCULOS NATURAIS E ARTIFICIAIS	17
2.1 MÚSCULOS NATURAIS	17
2.2 MÚSCULOS ARTIFICIAIS	22
2.3 POLÍMEROS ATIVADOS POR ESTÍMULOS NÃO ELÉTRICOS.....	23
2.4 POLÍMEROS ELETROATIVOS (EAP) ELETRÔNICOS	28
2.5 POLÍMEROS ELETROATIVOS (EAP) IÔNICOS.....	30
3 POLÍMEROS DIELETRICOS.....	33
3.1 PRINCÍPIOS FÍSICOS	33
3.2 MODELAGEM DE ATUADORES BASEADOS EM POLÍMEROS DIELETRICOS	38
3.3 APLICAÇÃO DOS MODELOS DESENVOLVIDOS NO CONTROLE DO SISTEMA	46
4 SISTEMA ELÉTRICO DE ACIONAMENTO	50
4.1 IMPEDÂNCIA DE ENTRADA DO EQUIPAMENTO DE LEITURA DA TENSÃO	52
4.2 RUÍDO NA LEITURA DA TENSÃO APLICADA	53
4.3 SINAL DE COMANDO INTOLERANTE A VARIAÇÕES DE GRANDES AMPLITUDES.....	54
4.4 TENSÕES APLICADAS NO POLÍMERO ABAIXO DAS ESPERADAS.....	55
5 SISTEMA EXPERIMENTAL.....	58
5.1 DETALHES DO MATERIAL.....	58
5.2 DESCRIÇÃO DOS EXPERIMENTOS.....	58
5.3 EQUIPAMENTOS	65
5.4 SENSORES	67
5.5 MONTAGEM DO ATUADOR	68
5.6 SOFTWARE DE CONTROLE	71
6 RESULTADOS.....	73
6.1 TESTE DE DEFORMAÇÃO.....	73
6.2 CURVA CARACTERÍSTICA DE FORÇA POR DEFORMAÇÃO.....	75
6.3 TESTE DE FORÇA BLOCANTE	77
6.4 CONTROLADOR PID COM GANHOS VARIÁVEIS	80
7 CONCLUSÕES	84
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	86

Lista de Figuras

FIGURA 1: ORGANIZAÇÃO DO MÚSCULO ESQUELÉTICO, DESDE O NÍVEL MACROSCÓPICO ATÉ O MOLECULAR: F, G, H E I SÃO CORTES TRANSVERSOS NOS PLANOS INDICADOS [GUYTON, 1993]	18
FIGURA 2: ILUSTRAÇÃO MOSTRANDO A CONTRAÇÃO MUSCULAR ATRAVÉS DO DESLIZAMENTO ENTRE OS FILAMENTOS FINOS E GROSSOS [NELSON E COX, 2000].	20
FIGURA 3: MECANISMO MOLECULAR DA CONTRAÇÃO MUSCULAR [NELSON E COX, 2000].	20
FIGURA 4: CONTROLE DE FORMA UTILIZANDO ESTRUTURAS “INTELIGENTES” [BAR-COHEM, 2004].	23
FIGURA 5: UM ELEMENTO GERADOR DE FORÇA, UM ESFÍNCTER URETRAL ARTIFICIAL E UMA GARRA ROBÓTICA SÃO ALGUNS DOS DISPOSITIVOS MECÂNICOS CONSTRUÍDOS A PARTIR DO GEL POLIMÉRICO CONTRÁCTIL [WOOJIN, 1996].	24
FIGURA 6: PROCESSO DE MUDANÇA NO FORMATO PARA POLÍMEROS DE MEMÓRIA DE FORMA [SOKOLOWSKI, 1999].	25
FIGURA 7: ÓRTESE PARA BRAÇO UTILIZANDO MÚSCULOS DE MCKIBBEN [KOBAYASHI ET AL., 2006].	25
FIGURA 8: IMAGEM DE UM GEL <i>POLY(N-ISOPROPILACRILAMIDA)</i> (PNIPAM) EM D ₂ O ANTES (A) E DEPOIS (B) DA ILUMINAÇÃO DE UM LASER DE 0,75W DE POTÊNCIA COM UM COMPRIMENTO DE ONDA DE $\lambda = 1064\text{nm}$ [BAR-COHEM, 2004].	26
FIGURA 9: MUDANÇA NO FORMATO DE UM FERROGEL INDUZIDO POR UM CAMPO MAGNÉTICO NÃO-UNIFORME DE UM ÍMÃ PERMANENTE ONDE (NA IMAGEM DA ESQUERDA) O FERROGEL ESTÁ A 15CM DO ÍMÃ E (NA IMAGEM DA DIREITA) LOGO ACIMA DO ÍMÃ [BAR-COHEM, 2004].	27
FIGURA 10: VÁLVULA AUTOMÁTICA FEITA DE GEL POROSO PVME [ICHIO ET AL., 1995].	27
FIGURA 11: ATUADOR PIEZOELÉTRICO COM DUAS CAMADAS ATIVAS SEM TENSÃO APLICADA (ESQUERDA) E COM TENSÃO APLICADA (DIREITA) [CHANG ET AL., 2000].	28
FIGURA 12: A IMAGEM (A) MOSTRA O DESENHO CONCEITUAL DO NANOATUADOR. UM ROTOR (PLACA DE METAL) É PRESO A UM NANOTUBO DE CARBONO REFORÇADO (MULTI-WALLED CARBON NANOTUBE - MWNT) QUE AGE COMO EIXO E É A FONTE DE ROTAÇÃO. CONTATOS ELÉTRICOS COM O ROTOR SÃO FEITOS ATRAVÉS DO MWNT E OS BLOCOS ANCORADOS (A1, A2). TRÊS ELETRODOS (DO ESTATOR), DOIS NA SUPERFÍCIE DE SiO ₂ (S1, S2) E UM ENTERRADO NA SUPERFÍCIE S3 FORNECEM ELEMENTOS DE CONTROLE DE TENSÃO ADICIONAIS. A MONTAGEM INTEIRA DO ATUADOR ESTÁ INTEGRADA EM UM CHIP DE SILÍCIO. A IMAGEM (B) MOSTRA A IMAGEM DO NANOATUADOR ATRAVÉS DE UM MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA. A BARRA BRANCA NO CANTO INFERIOR ESQUERDO POSSUI 300HM [FENNIMORE ET AL., 2003].	31
FIGURA 13: FLUIDO ELETRO-REOLÓGICO DESATIVADO (ESQUERDA) E ATIVADO (DIREITA) [BAR-COHEM, 2004].	32
FIGURA 14: PRINCÍPIO DE OPERAÇÃO DE ATUADORES COM POLÍMEROS DIELÉTRICOS [BAR-COHEM, 2004].	34
FIGURA 15: NA PARTE ESQUERDA DA FIGURA, SÃO MOSTRADAS AS DEFORMAÇÕES CIRCULAR (EM CIMA) E LINEAR (EM BAIXO) DO POLÍMERO ANTES E DEPOIS DA SUA ATIVAÇÃO. A ÁREA ESCURA CORRESPONDE AOS ELETRODOS. O ELASTÔMERO É TRANSPARENTE. NA PARTE DIREITA ENCONTRA-SE TÍPICAMENTE A ESPESSURA OU DEFORMAÇÃO PLANAR EM RESPOSTA A UM CAMPO ELÉTRICO APLICADO PARA UM POLÍMERO SEM CARGAS EXTERNAS [BAR-COHEM, 2004].	35
FIGURA 16: ATUADOR EM FORMA DE DIAMANTE [WINGERT, 2000].	35
FIGURA 17: ATUADOR DE DOIS GRAUS DE LIBERDADE FEITO DO POLÍMERO, COM 9 REGIÕES ATIVADAS, ENROLADO NUMA MOLA, DOBRANDO PARA A ESQUERDA EM RESPOSTA À ATIVAÇÃO DE ALGUMAS DAS REGIÕES DO POLÍMERO [BAR-COHEM, 2004].	36
FIGURA 18: ESBOÇO DO POLÍMERO NA CONFIGURAÇÃO DE CAPACITOR LIVRE.	39
FIGURA 19: ESBOÇO DO POLÍMERO NA CONFIGURAÇÃO DE CAPACITOR COM ELETRODOS RÍGIDOS.	40
FIGURA 20: ESBOÇO DO POLÍMERO NA CONFIGURAÇÃO DE ATUADOR RETANGULAR.	42
FIGURA 21: ESBOÇO DA MONTAGEM DO EXPERIMENTO DE TESTE DA FORÇA DE BLOCAGEM DO ATUADOR [KOFOD, 2001].	44
FIGURA 22: DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DE CONTROLE DE FORÇA DO ATUADOR POLIMÉRICO.	46
FIGURA 23: MALHA DE CONTROLE DO SISTEMA COM A UTILIZAÇÃO DE UM CONTROLADOR PID COM GANHOS VARIÁVEIS.	48
FIGURA 24: “CAIXA PRETA” DESENVOLVIDA CONTENDO O CIRCUITO DE ALTA TENSÃO DESENVOLVIDO. A SAÍDA DE ALTA TENSÃO ENCONTRA-SE NA PARTE DE TRÁS.	51
FIGURA 25: DIAGRAMA DA LEITURA DE ALTA TENSÃO APLICADA NO SISTEMA.	53
FIGURA 26: CIRCUITO DA ENTRADA ANALÓGICA DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO USB-6009.	53

FIGURA 27: FOTO MOSTRANDO A PERDA DE ENERGIA POR EFEITO CORONA NAS IMPERFEIÇÕES DA SUPERFÍCIE DE UM TORÓIDE [HTTP://WWW.SKY-CHASER.COM/TCPART7.HTM, ACESSADO EM 22/08/2007].	56
FIGURA 28: SUPORTE SEPARADOR ONDE SÃO PRESOS OS ATUADORES.	59
FIGURA 29: SUPORTE ELEVADOR ONDE É PRESO O SENSOR DE FORÇA (NO ALTO À ESQUERDA).	60
FIGURA 30: BANCADA DE TESTE SEM O ATUADOR.	61
FIGURA 31: DETALHE DA BANCADA COM O ATUADOR MONTADO.	61
FIGURA 32: ESBOÇO DO EXPERIMENTO DE DEFORMAÇÃO MOSTRANDO AS REGIÕES ATIVA E PASSIVA, ANTES E DEPOIS DE APLICAR A TENSÃO ELÉTRICA [WISSLER E MAZZA, 2006].	62
FIGURA 33: ESBOÇO MOSTRANDO A MONTAGEM DO ATUADOR UTILIZADO NOS EXPERIMENTOS.	63
FIGURA 34: ESBOÇO DA MONTAGEM DOS TESTES DE FORÇA COM MOLDURAS DE FENOLITE [KOFOD, 2001].	64
FIGURA 35: MÓDULO COMPACTDAQ COM APENAS DOIS MÓDULOS PARA LEITURA DO SENSOR DE FORÇA E ATUAÇÃO SOBRE O SISTEMA.	66
FIGURA 36: MÓDULO USB-6009 COM O CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO PARA LEITURA DO SENSOR DE ALTA TENSÃO.	67
FIGURA 37: DETALHE DO SENSOR DE FORÇA MONTADO NA BANCADA DE TESTE.	68
FIGURA 38: ARMAÇÃO DE ALUMÍNIO UTILIZADO PARA ESTICAR O POLÍMERO.	69
FIGURA 39: SEQÜÊNCIA PARA ESTICAR O POLÍMERO NAS DEFORMAÇÕES DESEJADAS [PLANTE E DUBOWSKY, 2006].	70
FIGURA 40: TELA DO SOFTWARE DE CONTROLE DA BANCADA DE TESTE DESENVOLVIDA.	72
FIGURA 41: MONTAGEM DO TESTE DE DEFORMAÇÃO.	73
FIGURA 42: À ESQUERDA: REGIÃO ATIVA SEM EXCITAÇÃO COM 201MM ² . À DIREITA: A MESMA REGIÃO ATIVA MAS COM UMA EXCITAÇÃO DE 4,1KV PROVOCANDO UMA DEFORMAÇÃO DA ÁREA DE 223%.	74
FIGURA 43: RESPOSTA DE FORÇA DO POLÍMERO PARA DEFORMAÇÕES DE ATÉ 1000%.	75
FIGURA 44: CURVAS EXPERIMENTAL E TEÓRICA DE TENSÃO MECÂNICA DE ENGENHARIA PELA DEFORMAÇÃO DE ENGENHARIA SEM ESTÍMULO ELÉTRICO.	76
FIGURA 45: CURVAS EXPERIMENTAL E TEÓRICA DE TENSÃO MECÂNICA REAL PELA DEFORMAÇÃO REAL SEM ESTÍMULO ELÉTRICO.	76
FIGURA 46: COMPARAÇÃO ENTRE AS CURVAS EXPERIMENTAL E TEÓRICA DA VARIAÇÃO DA FORÇA EM FUNÇÃO DA TENSÃO APLICADA NO MÚSCULO ARTIFICIAL.	78
FIGURA 47: CURVAS DE TENSÃO MECÂNICA DE ENGENHARIA PELA DEFORMAÇÃO DE ENGENHARIA PARA DIFERENTES ESTÍMULOS ELÉTRICOS.	79
FIGURA 48: CURVAS DE TENSÃO MECÂNICA REAL PELA DEFORMAÇÃO REAL PARA DIFERENTES ESTÍMULOS ELÉTRICOS.	79
FIGURA 49: RESPOSTA A DIVERSOS DEGRAUS DO SISTEMA CONTROLADO PELO PID PADRÃO, MEDIDA EXPERIMENTALMENTE, COM GANHOS AJUSTADOS PARA OTIMIZAR A RESPOSTA AO DEGRAU DE 4000mN. NOTE O COMPORTAMENTO OSCILATÓRIO PARA DEGRAUS MAIS BAIXOS	82
FIGURA 50: RESPOSTA A DIVERSOS DEGRAUS DO SISTEMA CONTROLADO PELO PID COMPENSADO.	82
FIGURA 51: CURVA DE TENSÃO APLICADA NO ATUADOR DURANTE O CONTROLE DE FORÇA UTILIZANDO PID PADRÃO.	83
FIGURA 52: CURVA DE TENSÃO APLICADA NO ATUADOR DURANTE O CONTROLE DE FORÇA UTILIZANDO PID COMPENSADO. NOTE A SUAVE VARIAÇÃO DE TENSÃO EXIGIDA PARA MANTER O POLÍMERO EM CADA PATAMAR DE FORÇA, COMPENSANDO-SE ASSIM OS EFEITOS VISCOELÁSTICOS.	83

Lista de Símbolos

P	pressão efetiva responsável pela deformação do polímero	[Pa]
V	tensão elétrica aplicada no polímero	[V]
z	espessura do polímero	[m]
E_{max}	Campo elétrico máximo antes da quebra do dielétrico ou ponto de saturação	[V/m]
σ_x	tensão mecânica atuante sobre o polímero em uma das direções do plano de atuação	[Pa]
σ_y	tensão mecânica atuante sobre o polímero na outra direção do plano de atuação	[Pa]
σ_z	tensão mecânica atuante sobre polímero na direção relativa a sua espessura	[Pa]
ϵ_i	deformação do polímero na direção correspondente a σ_i	
x_0	comprimento inicial do polímero em uma das direções do plano de atuação	[m]
y_0	comprimento inicial do polímero na outra direção do plano de atuação	[m]
z_0	espessura inicial do polímero	[m]
x	comprimento final do polímero em uma das direções do plano de atuação	[m]
y	comprimento final do polímero na outra direção do plano de atuação	[m]
z	espessura final do polímero	[m]
F_y	força peso exercida por uma massa pendurada, atuando em uma das direções passivas do atuador	[N]
S_p	valor desejado (<i>SetPoint</i>) para a força na malha de controle	[V]
V_{sig}	signal de controle produzido pelo controlador	[V]
V_{kV}	signal amplificado proporcional a V_{sig} para atuação no polímero	[V]
F	força produzida pelo polímero	[N]
V_f	valor de força lido pelo sensor de força	[V]
e	diferença entre o S_p e o V_f	[V]
K_p	ganho proporcional do controlador	
K_d	ganho derivativo do controlador	[Hz]
K_i	ganho integral do controlador	[s]
C_{10}	coeficiente angular da função linear proposta para modelar o gerador de tensão	
C_{11}	termo independente da função linear proposta para modelar o gerador de tensão	[V]
C_2	coeficiente angular da função linear proposta para modelar o sensor de força	
V_L	valor de tensão lido pelo sensor de força	[V]

V_C	valor de tensão enviado pelo computador para o módulo de atuação do sistema	[V]
ϵ_r	permissividade relativa do polímero (constante dielétrica)	
ϵ_0	permissividade do vácuo	[F/m]
ν	coeficiente de Poisson	
E	módulo de Young	[Pa]
$\lambda_{1,pre}$	deformação imposta ao polímero durante a sua confecção na sua largura	
$\lambda_{2,pre}$	deformação imposta ao polímero durante a sua confecção no seu comprimento	
L	largura inicial da região do polímero entre os suportes utilizados para a pré-deformação	[m]
W	comprimento inicial do polímero	[m]
l	largura final do polímero	[m]
w_a	comprimento do polímero depois de aplicada a deformação	[m]
	$\lambda_{1,pre}$	
w_b	comprimento da região do polímero entre os suportes utilizados para a pré-deformação	[m]
w	Comprimento final do polímero	[m]

1 Introdução

Durante os 3,8 bilhões de anos desde a estimativa do início da vida na Terra, a evolução tem resolvido diversos desafios da natureza levando a soluções que perduram até hoje com excelente desempenho utilizando o mínimo de recursos. As “invenções” da natureza sempre inspiraram as conquistas humanas e levaram a algoritmos, métodos, materiais, processos, estruturas, ferramentas, mecanismos e sistemas eficazes [Bar-Cohen, 2006].

Com os avanços tecnológicos atuais, materiais convencionais como metais e ligas estão sendo substituídos por polímeros em campos como automobilismo, aviação, utensílios domésticos e eletrônicos [Kim, Tadokoro, 2007]. Devido aos grandes avanços das tecnologias com materiais poliméricos, diversas técnicas de processamento têm sido desenvolvidas de modo a permitir a produção de polímeros com propriedades (mecânicas, elétricas etc.) convenientes a uma dada aplicação. Os polímeros possibilitaram o desenvolvimento de novos projetos mais baratos, menores e mais leves [Bar-Cohen, 2004].

Com o rápido avanço dos materiais usados na ciência e na tecnologia, diversos materiais com inteligência embutida a nível molecular estão sendo desenvolvidos a um ritmo acelerado. Esses materiais inteligentes podem perceber variações no ambiente, processar essas informações e responder de acordo. Ligas de memória de forma, materiais piezoelétricos etc., encontram-se nesta categoria de materiais inteligentes. Polímeros que respondem a estímulos externos com mudanças de forma ou tamanho são conhecidos e estudados há várias décadas. Eles respondem a estímulos como campos elétricos, pH, campos magnéticos e luz. Esses polímeros inteligentes podem ser chamados de polímeros ativos [Kim, Tadokoro, 2007].

Uma das aplicações significativas desses polímeros ativos é encontrada no biomimetismo – a prática de utilizar idéias e conceitos da natureza e implementá-las na engenharia e no projeto [Kim, Tadokoro, 2007]. Existem numerosos

exemplos de sucesso do biomimetismo como o uso de quilhas na água. Outros exemplos foram inspirados por capacidades biológicas de maior complexidade incluindo o profundo conhecimento do voo que só foi possível depois que os princípios da aerodinâmica foram melhor entendidos. Algumas das implementações comerciais do biomimetismo podem ser encontradas nas lojas de brinquedos, onde robôs estão cada vez mais se parecendo e se comportando como criaturas vivas. Outros benefícios substanciais do biomimetismo incluem o desenvolvimento de próteses que imitam os membros reais assim como *microchips* para o aumento do sensoriamento que estão sendo usados para interagir com o cérebro e ajudar na audição, visão e no controle de instrumentos [Bar-Cohen, 2006]. Algumas das áreas do biomimetismo incluem inteligência artificial, visão computacional e músculos artificiais. O sonho de engenheiros robóticos tem sido desenvolver robôs autônomos, com pernas e capazes de lidar com missões. No entanto, o desenvolvimento desses robôs tem sido limitado pela complexidade da tecnologia de atuação, controle e potência que são incomparáveis aos simples sistemas do mundo natural [Kim, Tadokoro, 2007]. Polímeros ativos com características similares aos músculos biológicos são uma grande promessa para o desenvolvimento do biomimetismo. Baixa rigidez e grandes deformações são algumas das características similares ao músculo natural. Eles são mais flexíveis que os motores convencionais e podem agir como amortecedores de impactos e vibrações. Essas características habilitam o desenvolvimento de dispositivos mecânicos sem embreagens, rolamentos ou outro mecanismo responsáveis pelos grandes custos e complexidades [Bar-Cohen, 2003].

Existem diversas razões para alcançar o desempenho dos atuadores naturais em vez de apenas imitar suas aparências. Seres vivos são mais eficazes que os robôs e dispositivos feitos pelo homem no que diz respeito à navegação na presença de obstáculos, velocidade sobre terrenos acidentados, agilidade e, em muitos casos, saída de potência ou energia por unidade de peso ao cumprir certas tarefas. O mais imediato, e provavelmente mais significativo, obstáculo em alcançar aparências ou desempenhos naturais é a falta de tecnologia de atuadores no mercado que possam realmente imitar os músculos naturais mesmo nas suas funções mais básicas [Pelrine et al., 2002].

Uma área de aplicação onde essa tecnologia seria de suma importância é a prótica. Pessoas acidentadas que perderam um ou mais membros enfrentam duas principais conseqüências. A primeira conseqüência é funcional, a partir do momento em que o amputado fica impossibilitado de exercer tarefas como manipular e segurar coisas. A segunda conseqüência é psicológica, pois a amputação modifica a aparência da extremidade superior. Apesar dos anos de pesquisas e inovações, as próteses para mão, disponíveis atualmente, não lidam com esses problemas adequadamente. Pesquisas recentes revelam que 30-50% dos amputados (da extremidade superior) não usam suas próteses de mão regularmente. De forma a atender as necessidades, uma prótese de mão deve ter os seguintes requisitos:

- Funcionalidade – a prótese deve segurar de maneira estável uma grande variedade de objetos com formas complexas;
- Estética – ela deve ter a mesma forma, peso e dimensões da mão humana;
- Controlabilidade – ela deve ser fácil de operar.

Para avaliar a sua funcionalidade, é importante notar que próteses de mão, geralmente, são projetadas principalmente para segurar objetos e não para manipulá-los. Este último requer alta destreza, sensores avançados, estratégias de controle avançadas e interfaces naturais para o controle. O projeto de tal prótese, capaz de segurar e manipular objetos, só será possível no futuro, quando o desenvolvimento de novos componentes de alta tecnologia permitir a realização de estruturas mecânicas bastante compactas e complexas [Carrozza et al, 2004].

O trabalho de [Pons et al., 2004] mostra o resultado de dois conjuntos de questionários que foram distribuídos para 200 amputados e 150 profissionais de reabilitação. Aproximadamente 60% dos questionários foram respondidos levando às seguintes estatísticas: as principais preocupações dos amputados são estética (62%), desconforto (58%), excesso de peso (58%), falta de capacidade funcional (50%), problemas com assistência técnica e manutenção (31%), barulho (27%) e problemas com a parte restante do membro amputado (irritação, suor, ...) (15%). Por outro lado, os profissionais de reabilitação focaram nos requisitos funcionais. Concordaram com a necessidade de sensoramento, destacando o tato como melhor (59%) retro-alimentação das informações do ambiente.

Uma tecnologia que propõem suprir as deficiências apontadas anteriormente é a de polímeros ativos, em particular os EAP, polímeros eletroativos. Uma de suas características mais atraentes é o seu potencial de atuação para o desenvolvimento de sistemas biologicamente inspirados (o biomimetismo) que são leves, necessitam de pouca potência, baratos, elásticos, silenciosos e ágeis. Essas características são atraentes também para aplicações espaciais. Entre os anos de 1995 e 1999 um estudo feito pela NASA teve o objetivo de aumentar o entendimento e a viabilidade dos materiais a base de polímeros eletroativos e identificar aplicações planetárias. Os materiais investigados incluem IPMC e polímeros dielétricos, que foram usados como atuadores curvos e longitudinais respectivamente. Os dispositivos que foram desenvolvidos incluem um varredor de sujeira, uma garra e um braço robótico [Bar-Cohen, 2004].

Este trabalho tem como objetivo o estudo de músculos artificiais poliméricos com diferentes estruturas de suporte e diferentes montagens e maneiras de ativação do polímero, com o auxílio de uma bancada de testes com sensor de força. A construção da bancada envolve o desenvolvimento, implementação e especificação dos equipamentos de atuação sobre os músculos artificiais e as leituras dos sinais produzidos pela bancada. Para comandar os acionamentos e leituras dos testes, foram implementados *softwares* em *LabVIEW* onde foram programados diferentes perfis de atuação. Em seguida desenvolveu-se modelos matemáticos de diferentes tipos de testes que poderiam ser feitos na bancada de modo a comparar os dados teóricos encontrados com os dados experimentais obtidos.

2

Músculos Naturais e Artificiais

2.1

Músculos Naturais

Nesta seção serão mostrados alguns dos princípios básicos tanto do funcionamento quanto da anatomia dos músculos naturais humanos e uma breve comparação destes com os músculos artificiais.

Uma das características que grande parte dos seres vivos possui é a mobilidade. Esta capacidade, nas formas animais mais evoluídas, apresenta-se especialmente desenvolvida através de elementos especializados, as células ou fibras musculares, que são por sua vez organizadas nos músculos. As fibras musculares são excitáveis à semelhança das células nervosas; porém, diversamente destas, não são especializadas na condução de um impulso, mas sim na contração celular, de modo que sua atividade leva aos diversos movimentos, desde os finos delicados até os poderosos e mais grosseiros, mediante o desenvolvimento de tensão e encurtamento. É através da atividade muscular que o coração bombeia o sangue, que o intestino faz progredir seu conteúdo, que a pupila se dilata, que um vaso sanguíneo se contrai [Douglas, 2000].

Cerca de 40% do corpo são formados por músculo esquelético (estriado) e quase outros 10% são de músculo liso e cardíaco. O músculo esquelético está envolvido no controle voluntário do movimento. Já os músculos liso e cardíaco possuem contração involuntária [Guyton, 1993].

Os músculos esqueléticos são formados por grande número de fibras musculares cujo diâmetro varia entre 10 e 80 micrômetros. As fibras musculares esqueléticas têm o citoplasma repleto de filamentos longitudinais muito finos (miofibrilas), constituídas por microfilamentos das proteínas actina e miosina, cerca de 3.000 e 1.500 filamentos respectivamente. A disposição regular dessas proteínas ao longo da fibra produz o padrão de faixas claras e escuras alternadas, típicas do músculo estriado. As unidades de actina e miosina que se repetem ao longo da miofibrila são chamadas sarcômeros. As faixas claras só contêm filamentos de actina e são chamadas *faixas I*. As faixas escuras contêm os

filamentos de miosina, além das extremidades dos filamentos de actina, no trecho onde se sobrepõem aos filamentos de miosina; são chamadas de *faixas A* [Menegaldo, 1997; Guyton, 1993]. A Figura 1 mostra o sarcômero e seus filamentos.

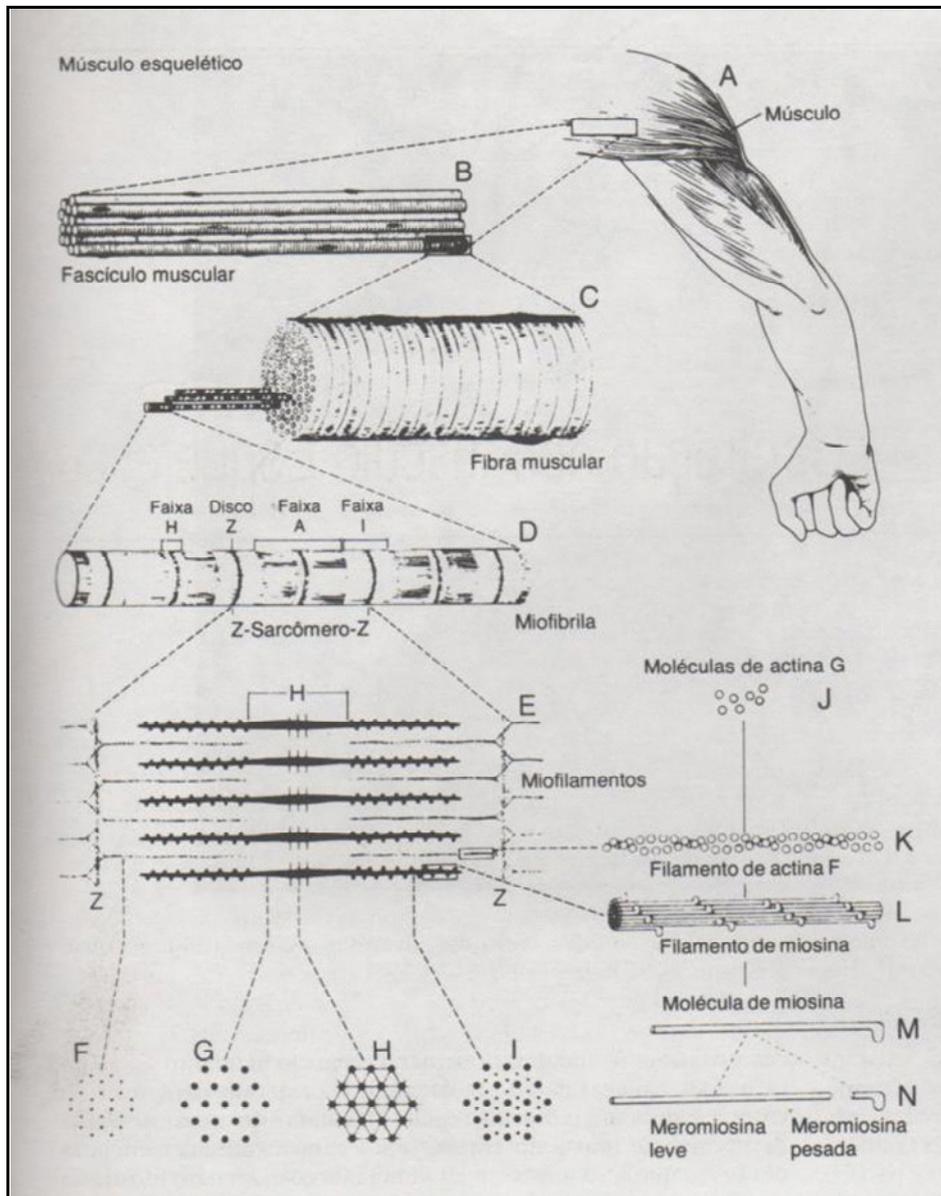


Figura 1: Organização do músculo esquelético, desde o nível macroscópico até o molecular: F, G, H e I são cortes transversos nos planos indicados [Guyton, 1993]

Ao lado dos filamentos de miosina existem pequenas projeções, chamadas de pontes cruzadas. Elas fazem protusão das superfícies dos filamentos de miosina, ao longo de toda sua extensão, exceto de sua parte mais central. É a interação dessas pontes cruzadas com os filamentos de actina que causa a

contração. As extremidades dos filamentos de actina estão presas ao chamado *disco Z*. A partir desse disco, os filamentos de actina se estendem nas duas direções para se interdigitarem com os filamentos de miosina [Menegaldo, 1997; Guyton, 1993].

O resultado da ação de forças mecânicas, geradas pela interação das pontes cruzadas dos filamentos de miosina com os filamentos de actina, faz com que ocorra o deslizamento dos filamentos. O estímulo para a contração é geralmente um impulso nervoso, que se propaga pela membrana das fibras musculares, atingindo o retículo sarcoplasmático (um conjunto de bolsas membranosas citoplasmáticas onde há cálcio armazenado), que libera íons de cálcio no citoplasma. Ao entrar em contato com as miofibrilas, o cálcio desbloqueia os sítios de ligação de actina, permitindo que se ligue a miosina, iniciando a contração muscular. A energia para contração muscular é suprida por moléculas de adenosina trifosfato (ATP), que é hidrolisada na adenosina difosfato (ADP), liberando assim fosfato (P) [Menegaldo, 1997; Guyton, 1993]. As Figuras 2 e 3 mostram a contração muscular a nível de filamentos e molecular.

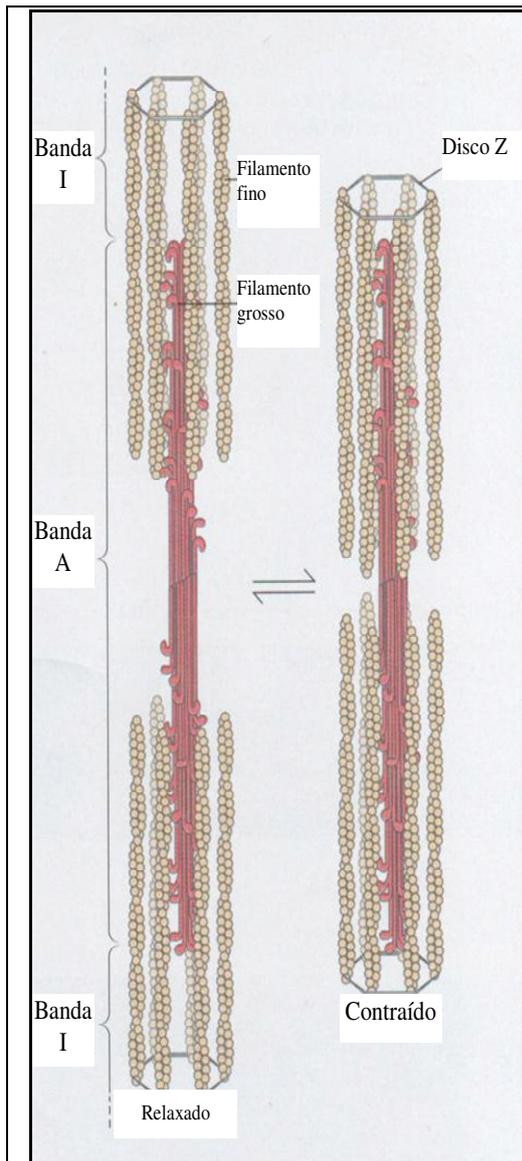


Figura 2: Ilustração mostrando a contração muscular através do deslizamento entre os filamentos finos e grossos [Nelson e Cox, 2000].

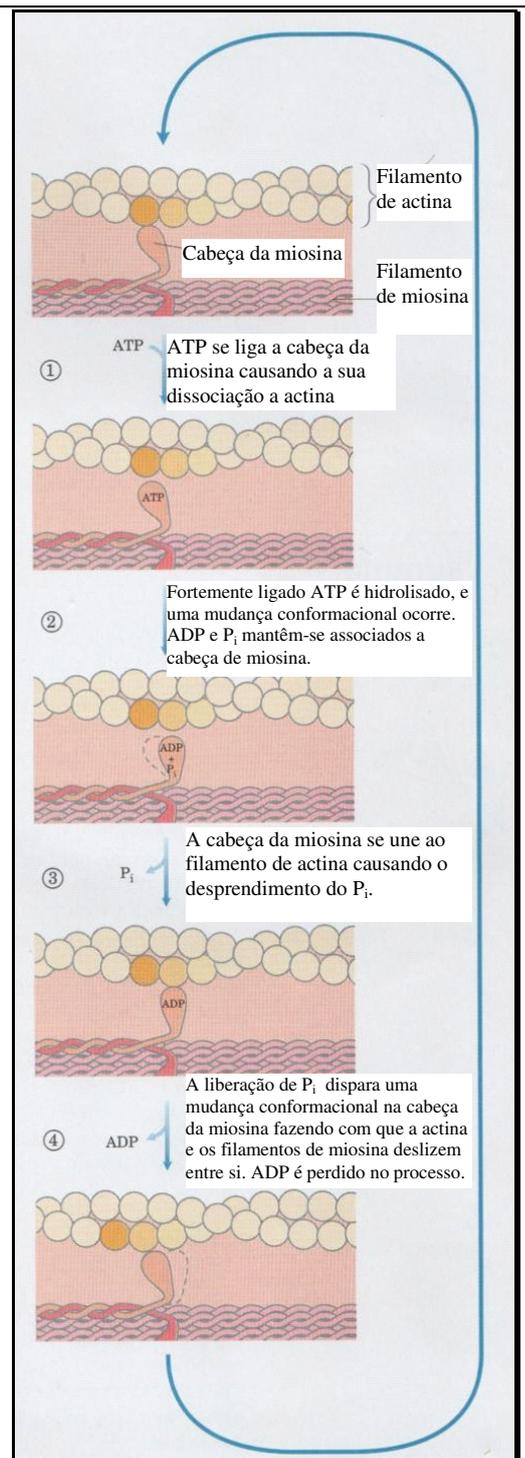


Figura 3: Mecanismo molecular da contração muscular [Nelson e Cox, 2000].

A Tabela 1 mostra uma comparação entre diferentes tecnologias existentes de atuadores, mostrando valores referentes às características importantes encontradas em atuadores. Vale ressaltar que esses valores em sua maioria são extrapolações de modelos desenvolvidos e servem apenas como uma estimativa

dos potenciais. É possível perceber que os atuadores desenvolvidos com polímeros dielétricos de acrílico têm excelente potencial para substituir os músculos humanos uma vez que suas características são iguais ou superiores.

	Tipo de Atuador (Exemplo Específico)	Defor- mação Max. (%)	Pressão Max. (MPa)	Densi- dade de Energia Elástica Especí- fica (J/g)	Densi- dade de Energia Elástica (J/cm³)	Efici- ência Max. (%)	Veloci- dade Relativa
POLÍMEROS ELETROATIVOS	Elastômeros Dielétricos						
	Acrílico	380	8,2	3,4	3,4	60-90	Médio
	Silicone	63	3,0	0,75	0,75	90	Rápido
	Polímeros elestrostrictivos						
	P(VDF-TrFE- CFE)	4,5	45	>0,6	1,0	-	Rápido
	Elastômeros de enxerto	4	24	0,26	0,48	-	Rápido
	Polímeros Condutores Eletro-químico- mecânicos						
	(Polianilina)	10	450	23	23	<1%	Lento
	Polímeros/Gels Químico- mecânico						
	(Poli-eletrólito)	>40	0,3	0,06	0,06	30	Lento
	Polímero Piezoelétrico						
	(PVDF)	0,1	4,8	0,0013	0,0024	n/a	Rápido
OUTROS TRANSDUTORES	Dispositivos Eletrostáticos						
	(Conjunto de Força Integrada)	50	0,03	0,0015	0,0015	>90	Rápido
	Eletromagnéticos						
	(Bobina para auto-falante)	50	0,1	0,003	0,025	>90	Rápido
	Piezoelétricos						
	Cerâmica (PZT)	0,2	110	0,013	0,1	>90	Rápido
	Cristal (PZN-PT)	1,7	131	0,130	1,0	>90	Rápido
	Ligas de Memória de Forma (TiNi)	>5	>200	>15	>100	<10	Lento
	Polímeros de Memória de Forma	100	4	2	2	<10	Lento
	Térmicos (Expansão)	1	78	0,15	0,4	<10	Lento
	Magnetostrictivos						
	(Terfenol-D)	0,2	70	0,0027	0,025	60	Rápido
Músculos Naturais							
(Humano)	>40	0,35	0,07	0,07	>35	Médio	

Tabela 1: Tabela comparativa das características entre as diversas tecnologias de atuadores e o músculo natural humano [Bar-Cohen, 2004].

2.2 Músculos Artificiais

Uma grande variedade de materiais com propriedades semelhantes aos músculos naturais já existe ou está sendo desenvolvida [Wax and Sands, 1999]. Suas propriedades variam consideravelmente, em particular, tensão, deformação, frequência de operação e potência gerada. Como cada material constituinte dos diferentes atuadores poliméricos possui vantagens em particular sobre os outros, suas aplicações são bastante específicas, de acordo com as necessidades do idealizador. Isso faz com que a comparação direta entre esses atuadores e os músculos naturais seja difícil [Bar-Cohen, 2004]. Assim, como nos músculos naturais, a força produzida pelos músculos varia com o nível de estímulo. Resultados preliminares mostram que o valor máximo de tensão obtido por polímeros ativos (*Electroactive Polymers*, EAP), $800 \times 10^3 \text{ Nm}^{-2}$ situa-se acima da faixa de valores medidos para músculos naturais. A deformação para a qual esses materiais mostraram maior potência, 2,5%, encontra-se próxima ao limite inferior da faixa dos valores medidos para músculos naturais [Bar-Cohen, 2004]. Deve-se levar em consideração que EAPs são capazes de deformações (quando estimulados) maiores que 100% [Pelrine et al., 2000].

Os atuadores de EAP possuem a capacidade tanto de geração quanto de absorção de energia semelhante à dos músculos naturais. Uma potência máxima de 40 Wkg^{-1} foi alcançada em um ciclo de 10Hz, com deformação de 2,5% a uma tensão de estímulo de 6kV. Esses resultados mostraram que a potência gerada pelo atuador encontra-se dentro da fronteira dos valores para os músculos naturais quando próximos da ativação máxima [Bar-Cohen, 2004].

Nas próximas seções serão apresentadas as diferentes tecnologias desenvolvidas que logram igualar ou obter um melhor desempenho comparadas ao músculo natural. Essas tecnologias utilizam não apenas os polímeros dielétricos (foco deste trabalho), como outros tipos de polímeros excitados pelos mais diversos princípios físicos e químicos, e que não necessariamente respondem aos estímulos com uma alteração mecânica ou elástica. Um exemplo disso são os OLEDs (*Organic Light Emitting Devices* – Dispositivos Orgânicos Emissores de Luz), que são finos filmes orgânicos que quando submetidos a uma corrente emitem luz brilhante [Bar-Cohen, 2004]. Existem também outras tecnologias de

músculos artificiais que não utilizam materiais poliméricos como base da sua composição química. A Figura 4 mostra um protótipo de asa desenvolvido com SMA (*Shape Memory Alloy* – Liga de Memória de Forma) que consiste em uma liga metálica que quando aquecida retorna a uma forma previamente definida [Khidir et al., 2007].

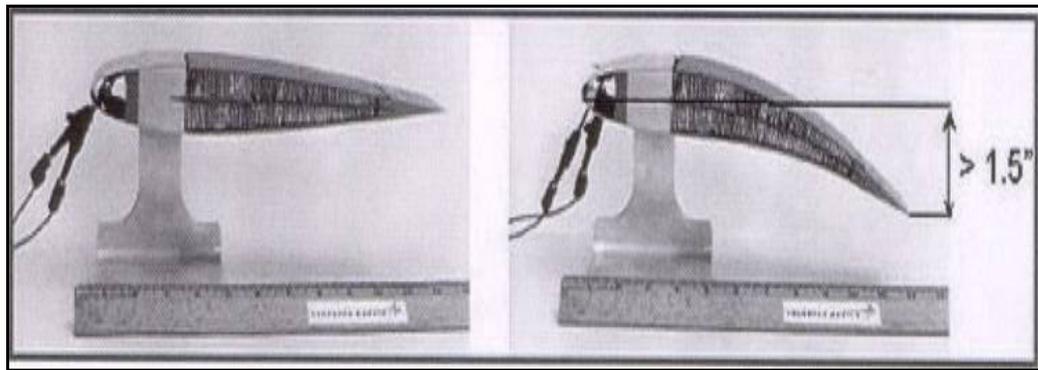


Figura 4: Controle de forma utilizando estruturas “inteligentes” [Bar-Cohen, 2004].

2.3 Polímeros ativados por estímulos não elétricos

Muitos são os polímeros que exibem uma mudança de volume ou forma em resposta a uma perturbação do balanço entre forças inter-moleculares repulsivas, que tendem a expandi-los, e forças atrativas que agem no sentido de encolher os mesmos. Na natureza, as forças repulsivas são, geralmente, eletrostáticas ou hidrofóbicas, enquanto que as atrativas são causadas por pontes de hidrogênio ou interações de *van der Waals*. O equilíbrio entre essas forças, e conseqüentemente as mudanças de volume e forma, pode ser controlado por pequenas mudanças em parâmetros como solventes, composições dos gels, temperatura, pH, luz, etc. [Bar-Cohen, 2004]. Esta seção mostrará brevemente alguns tipos de polímeros que não são ativados eletricamente.

2.3.1 Polímeros quimicamente ativados

Polímeros podem interagir com agentes químicos causando deformações em processos relativamente lentos como no caso da bola de *ping-pong* no querosene, que causa uma expansão do seu volume. Katchalsky (1949) descobriu em suas pesquisas certo gel polimérico que contraía. Seus estudos indicavam que

certos polímeros são extremamente sensíveis ao pH do líquido em que estão submersos, podendo contrair ou expandir [Katchalsky, 1949; Sperling, 1992]. A adição de ácidos no meio causa uma contração do polímero devido a um aumento da concentração de íons de hidrogênio, enquanto que soluções alcalinas resultam em uma expansão do mesmo [Brock, 1991; Glass, 1989]. Um exemplo desse tipo de polímero é o derivado do *poly(vinyl alcohol) poly(acrylic acid)* (PVA-PAA). A Figura 5 mostra alguns dispositivos acionados por gel.

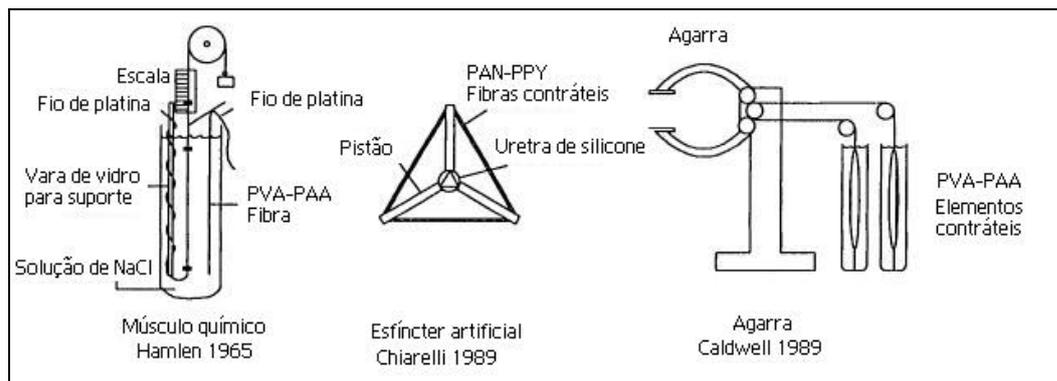


Figura 5: Um elemento gerador de força, um esfíncter uretral artificial e uma garra robótica são alguns dos dispositivos mecânicos construídos a partir do gel polimérico contrátil [Woojin, 1996].

2.3.2 Polímeros de memória de forma

A CHEM (*Cold Hibernated Elastic Memory* – Memória Elástica Hibernada no Frio) é uma estrutura celular aberta (espuma) de poliuretano que pode ser compactada mecanicamente, de modo a diminuir seu volume, em temperaturas acima da temperatura de transição vítrea (T_g). Se resfriada (abaixo de T_g), mantém essa forma compactada, podendo ser armazenada a baixas temperaturas em prateleiras, sem a necessidade de invólucros ou qualquer outro tipo de amarras. Ao aquecê-la novamente, sua forma original é restaurada naturalmente sem a necessidade de intervenção mecânica qualquer. Depois de restaurada, sua forma pode ser mantida com alta rigidez se a sua estrutura for esfriada abaixo de T_g [Sokolowski, 1999], vide Figura 6.

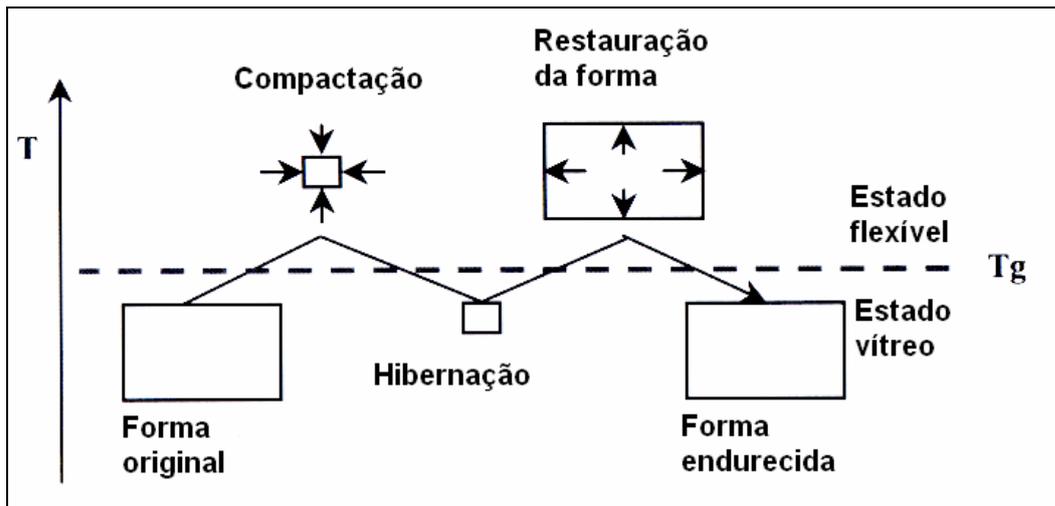


Figura 6: Processo de mudança no formato para polímeros de memória de forma [Sokolowski, 1999].

2.3.3 Estruturas infláveis

Uma maneira muito comum de atingir grandes variações de volume é a utilização de estruturas infláveis. Atuadores com este princípio de funcionamento podem atingir forças comparáveis às dos músculos biológicos. O músculo artificial de McKibben (Figura 7) é um exemplo de estrutura inflável que consiste numa bexiga interna expansível envolvida por uma malha trançada. Quando a bexiga interna é inflada, ela tenta se expandir como um balão, mas a malha externa restringe essa tendência de modo a manter uma forma cilíndrica. Conforme a pressão interna aumenta o comprimento do atuador diminui [Chou e Hannaford, 1994 e 1996]. O músculo pneumático MAS da empresa Festo é um exemplo desse tipo de atuador.

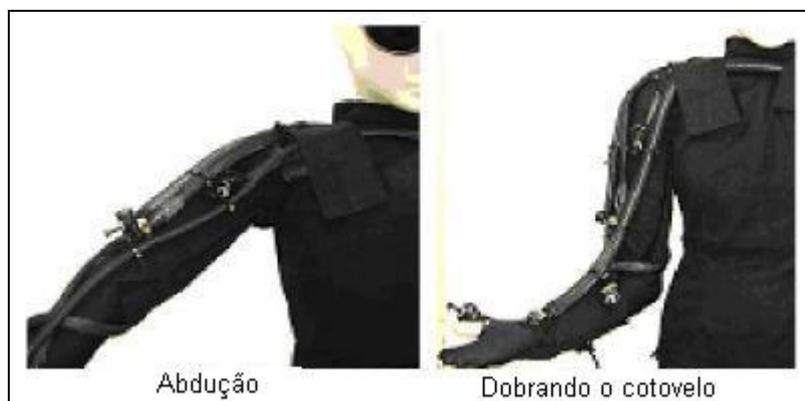


Figura 7: Órtese para braço utilizando músculos de McKibben [Kobayashi et al., 2006].

2.3.4 Ativados por luz

Estudos com polímeros que apresentam mudanças de forma e volume quando submetidos à luz são realizados desde a década de 70 [Aviram, 1978]. No ano de 2000 estudos foram realizados no SPARWAR *System Center* (em San Diego, na Califórnia) para desenvolver polímeros que alteram seu volume em resposta a um estímulo luminoso. Resultados mostraram um gel polimérico que contrai cerca de 20% quando exposto a uma radiação luminosa de 455nm, retornando à sua forma original depois de cessada a fonte luminosa [Becker e Glad, 2000]. Este feixe de luz excita localmente as moléculas do polímero, fazendo com que grupos de outras moléculas localizadas na vizinhança comecem a se atrair temporariamente. Essa atração faz com que o polímero comece a encolher no ponto onde o feixe de luz foi aplicado [Bar-Cohen, 2004], vide Figura 8.

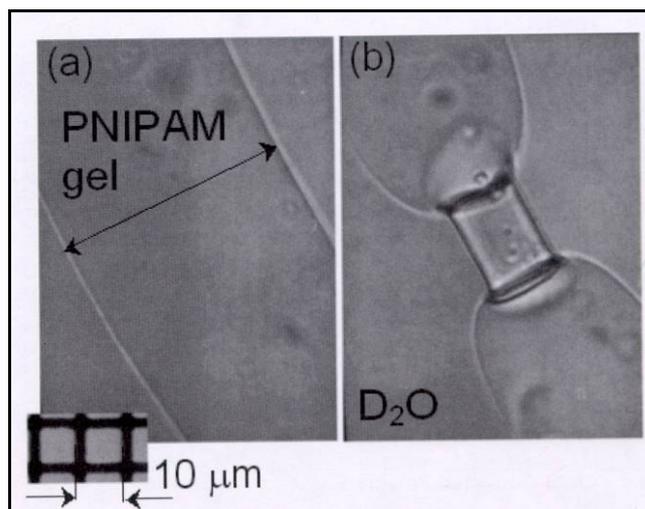


Figura 8: Imagem de um gel *poly(N-isopropilacrilamida)* (PNIPAM) em D₂O antes (a) e depois (b) da iluminação de um laser de 0,75W de potência com um comprimento de onda de $\lambda = 1064\text{nm}$ [Bar-Cohen, 2004].

2.3.5 Magneticamente ativados

Os gels magneticamente ativados, chamados de *ferrogels*, são redes de polímeros quimicamente interligados que incham na presença de um campo magnético [Zrinyi et al.,1999]. O campo magnético direciona e controla o deslocamento das partículas individuais e o balanço entre as interações elásticas e magnéticas vai ditar se o material irá dobrar, esticar, alongar ou contrair, vide

Figura 9. Seu tempo de resposta é menor que um décimo de segundo e parece não variar com o tamanho. Geralmente o material não é compressível e não tem seu volume alterado durante a atuação [Bar-Cohen, 2004].

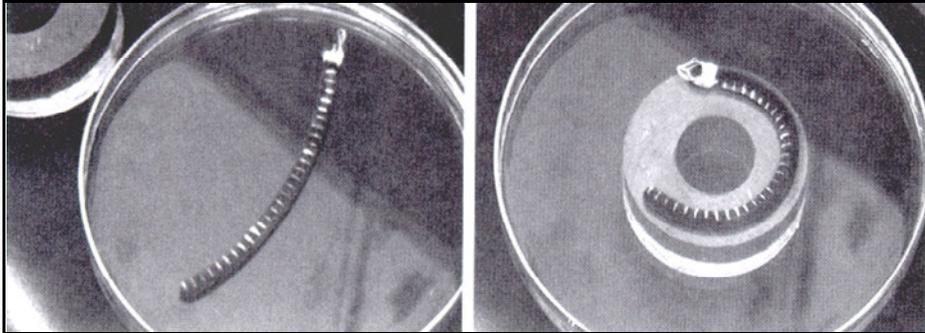


Figura 9: Mudança no formato de um ferrogel induzido por um campo magnético não-uniforme de um ímã permanente onde (na imagem da esquerda) o ferrogel está a 15cm do ímã e (na imagem da direita) logo acima do ímã [Bar-Cohen, 2004].

2.3.6 Termicamente ativados

Alguns gels poliméricos passam por uma transição de fases que envolve uma alteração de volume, vide Figura 10. Essa transição ocorre num intervalo de 20°C a 40°C exibindo pressões de até 100kPa com um tempo de resposta que pode levar até 90 segundos. Esses gels precipitam de suas soluções acima da temperatura de transição de fase, que depende da concentração do polímero [Hirokawa e Tanaka 1984]. Suas estruturas possuem grupos de moléculas hidrofílicas; os segmentos de moléculas e pontes de hidrogênio são enfraquecidos pela alta temperatura, acompanhado de transformação em hidratos e separação de fase. Esse material pode ser arranjado em forma de fibra permitindo a sua utilização como músculo artificial [Bar-Cohen, 2004].

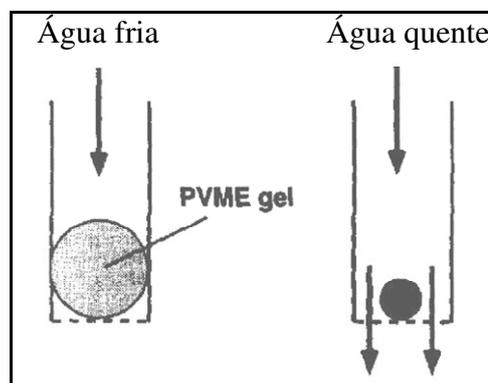


Figura 10: Válvula automática feita de gel poroso PVME [Ichijo et al., 1995].

2.4 Polímeros eletroativos (EAP) eletrônicos

Os polímeros eletroativos, acionados por estímulos elétricos, classificam-se em eletrônicos ou iônicos. Os EAP eletrônicos são ativados por campos elétricos ou forças de Coulomb. Os principais tipos são descritos a seguir.

2.4.1 Polímeros ferroelétricos

Piezoelasticidade é encontrada apenas em materiais que não são simétricos em relação ao próprio centro. O fenômeno é chamado de ferroelasticidade quando um cristal não condutor ou um material dielétrico apresenta uma polarização elétrica espontânea. Esses polímeros são parte cristalinos com módulo de elasticidade perto de 10 GPa, proporcionando uma alta densidade de energia mecânica. Um campo elétrico alternado de aproximadamente 200 MV/m induz uma deformação de até 2%, vide Figura 11. No entanto, campos elétricos desse nível estão muito próximos da quebra do dielétrico e a histerese (devido a perdas por aquecimento) é grande [Bar-Cohen et al., 1996].

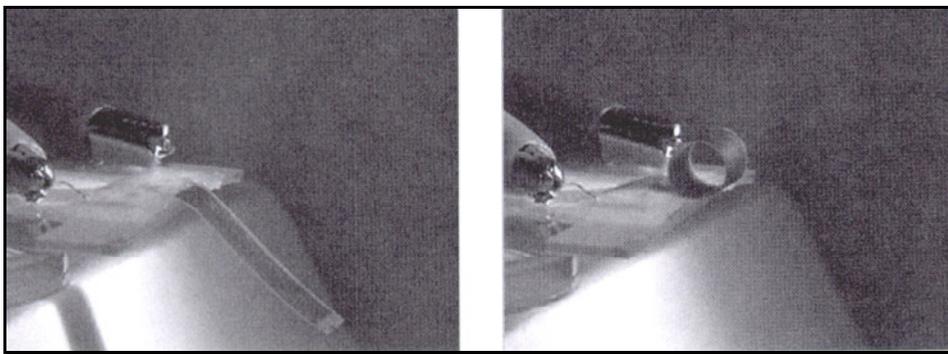


Figura 11: Atuador piezoelétrico com duas camadas ativas sem tensão aplicada (esquerda) e com tensão aplicada (direita) [Chang et al., 2000].

2.4.2 Eletretos

O comportamento piezoelétrico dos polímeros também aparece nos eletretos, que são materiais que retêm sua polarização elétrica depois de expostos a fortes campos elétricos. As cargas positivas e negativas do material são permanentemente deslocadas ao longo do mesmo e contrário à direção do campo,

tornando-o polarizado. Os eletretos podem ser feitos de polímeros, cerâmicas e alguns tipos de ceras [Eguchi, 1925].

2.4.3 Elastômeros eletroviscosos

Elastômeros eletroviscosos representam a família de polímeros eletroativos que são compostos de elastômeros de silicone e uma fase polar. Antes de solidificar, ainda no estado não-curado, eles se comportam como fluidos eletro-reológicos. Um campo elétrico é aplicado durante a cura para orientar e fixar a posição da fase polar no elastômero. Esses materiais permanecem no estado sólido, mas têm seu módulo de cisalhamento alterado quando submetido a um campo elétrico ($<6 \text{ V}/\mu\text{m}$) [Shiga, 1997].

2.4.4 Polímeros dielétricos

Serão estudados em detalhe no capítulo 3, se baseiam no efeito capacitivo entre dois eletrodos flexíveis depositados nas superfícies do polímero.

2.5

Polímeros eletroativos (EAP) iônicos

São caracterizados pela mobilidade ou difusão de íons. Os principais tipos são descritos a seguir.

2.5.1

Nanotubos de carbono (CNT)

As ligações entre carbonos, em um nanotubo, são suspensas em um eletrólito e as alterações no tamanho das ligações são responsáveis pelo mecanismo de atuação. Uma rede de ligações conjugadas conecta todos os carbonos e provê um caminho para o fluxo de elétrons ao longo das ligações. O eletrólito forma uma camada elétrica dupla com os nanotubos e permite uma grande injeção de cargas que afetam o equilíbrio entre cargas iônicas do nanotubo e do eletrólito. Quanto mais carga for injetada na ligação, maior será a deformação. A remoção de elétrons faz com que o nanotubo carregue uma rede positiva de cargas, que é espalhada por todo o núcleo do carbono, causando uma repulsão entre núcleos adjacentes de carbonos aumentando o comprimento da ligação entre eles. A injeção de elétrons também causa alongamento das ligações, resultando no aumento do comprimento e diâmetro do nanotubo [Baughman, 1999]. A Figura 12 mostra o conceito de um nanoatuador.

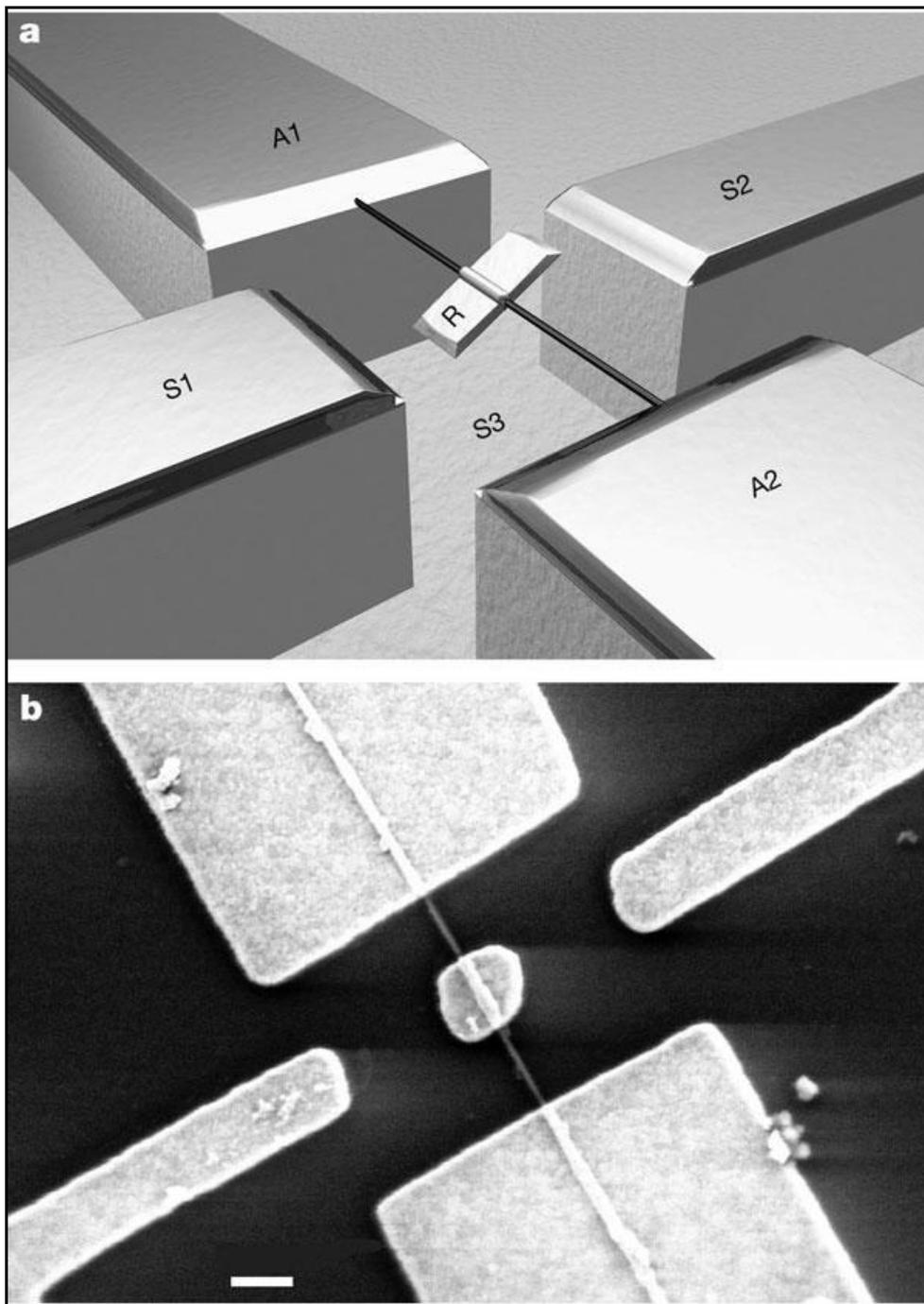


Figura 12: A imagem (a) mostra o desenho conceitual do nanoatuador. Um rotor (placa de metal) é preso a um nanotubo de carbono reforçado (multi-walled carbon nanotube - MWNT) que age como eixo e é a fonte de rotação. Contatos elétricos com o rotor são feitos através do MWNT e os blocos ancorados (A1, A2). Três eletrodos (do estator), dois na superfície de SiO_2 (S1, S2) e um enterrado na superfície S3 fornecem elementos de controle de tensão adicionais. A montagem inteira do atuador está integrada em um chip de silício. A imagem (b) mostra a imagem do nanoatuador através de um microscópio eletrônico de varredura. A barra branca no canto inferior esquerdo possui 300nm [Fennimore et al., 2003].

2.5.2 Fluidos eletro-reológicos (ERF)

Fluidos eletro-reológicos sofrem grandes alterações na sua viscosidade quando submetidos a campos elétricos. O efeito eletro-reológico aparece da diferença entre as constantes dielétricas do fluido e das partículas nele existentes. Na presença de um campo elétrico, as partículas, devido ao momento de dipolos induzido, formam cadeias ao longo das linhas de campo. Essa estrutura induzida altera a viscosidade do ERF, tensão de escoamento e outras propriedades, permitindo que o material altere sua consistência de líquido para algo visco-elástico, como o gel, com tempo de resposta da ordem de ms [Winslow, 1949], vide Figura 13.

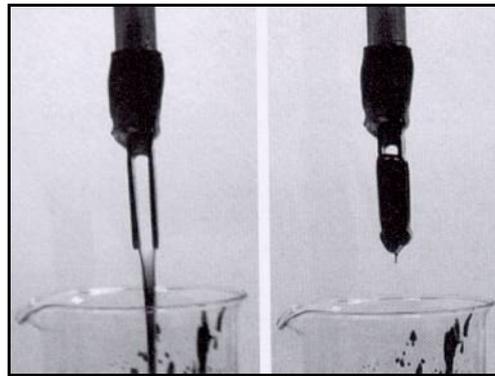


Figura 13: Fluido eletro-reológico desativado (esquerda) e ativado (direita) [Bar-Cohen,2004].

3 Polímeros dielétricos

3.1 Princípios físicos

Polímeros dielétricos se encontram no grupo dos polímeros eletroativos eletrônicos, atuados por campos elétricos (seção 2.4). Os atuadores que utilizam esses materiais se baseiam no simples efeito capacitivo entre dois eletrodos flexíveis (por exemplo, graxas condutoras) depositados nas duas superfícies do polímero.

Polímeros com baixa rigidez elástica e grande constante elétrica podem ser usados para induzir grandes deformações quando submetidos a altos campos eletrostáticos. Eles podem ser representados por capacitores de placas paralelas e sua utilização sob campos elétricos da ordem de kV pode levar a altas deformações e forças significativas [Pelrine et al, 1998].

Quando uma diferença de potencial é aplicada entre os eletrodos depositados no polímero, uma atração eletrostática (força de Maxwell) entre os mesmos aparece devido ao surgimento de cargas opostas nas superfícies do dielétrico. Essa força eletrostática comprime o polímero, fazendo com que sua espessura diminua. Como há conservação de volume do material (coeficiente de *Poisson* dos elastômeros é próximo de 0,5), as outras dimensões livres do dielétrico expandem como mostra a Figura 14. Além disso, a repulsão eletrostática entre cargas de mesmo sinal em cada eletrodo contribui com a expansão lateral do polímero [Pelrine, Kornbluh, e Kofod, 2000].

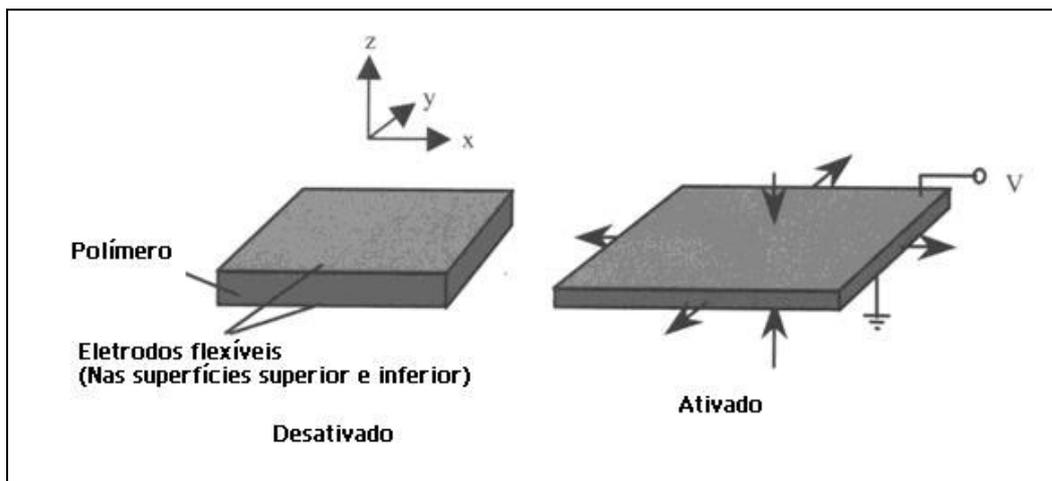


Figura 14: Princípio de operação de atuadores com polímeros dielétricos [Bar-Cohen, 2004].

Utilizando um modelo eletrostático simples, pode-se chegar à pressão efetiva dos eletrodos sobre o polímero (responsável pela deformação do material) como uma função da tensão aplicada. Essa pressão efetiva P , portanto será:

$$P = \epsilon_r \epsilon_0 \left(\frac{V}{z} \right)^2 \quad (3.1)$$

onde ϵ_r é a permissividade relativa do polímero (constante dielétrica), ϵ_0 é a permissividade do vácuo, V é a tensão elétrica aplicada e z é a espessura do polímero.

A deformação resultante do polímero dependerá das condições de contorno, das cargas aplicadas e do módulo de elasticidade do material, que não é linear para grandes deformações. Além disso, a constante dielétrica do material aumenta se o mesmo estiver pré-tensionado antes de ser aplicada a tensão elétrica (de 18 MV/m sem deformação até 218 MV/m depois de deformado 500% nas duas direções planas) [Kofod et al., 2001]. Portanto, um pré-tensionamento do material é necessário para que altas tensões possam ser aplicadas maximizando a atração entre os eletrodos. No entanto, esse pré-tensionamento é anisotrópico, tornando o módulo de elasticidade diferente nas direções planas. Com isso a modelagem geral para a deformação resultante do polímero não é simples.

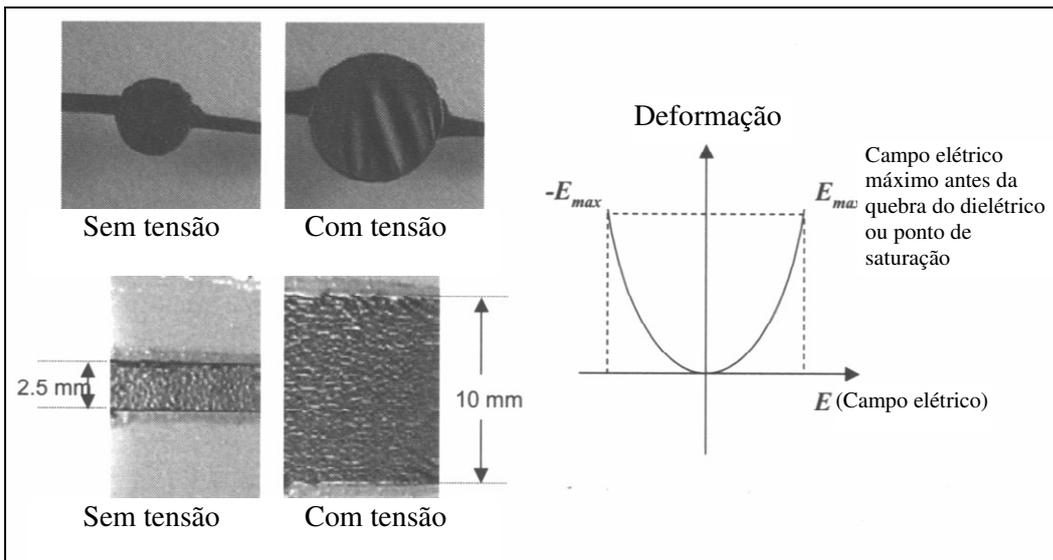


Figura 15: Na parte esquerda da figura, são mostradas as deformações circular (em cima) e linear (em baixo) do polímero antes e depois da sua ativação. A área escura corresponde aos eletrodos. O elastômero é transparente. Na parte direita encontra-se tipicamente a espessura ou deformação planar em resposta a um campo elétrico aplicado para um polímero sem cargas externas [Bar-Cohen, 2004].

Em seguida são apresentados alguns exemplos de atuadores desenvolvidos na literatura. A Figura 16 mostra um atuador com forma de diamante que contrai na direção X e estende na Y. Esse tipo de atuador pode atingir deformações de 36% em Y e 4% em X, e seu modo de operação se assemelha muito ao músculo humano [Wingert, 2000].

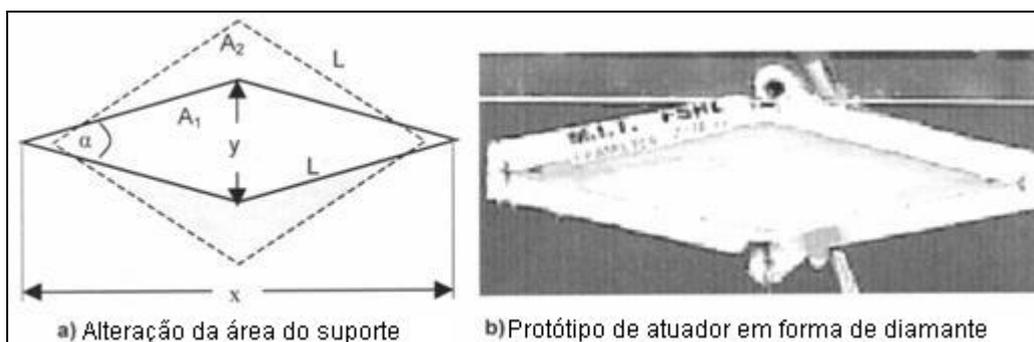


Figura 16: Atuador em forma de diamante [Wingert, 2000].

A figura 17 mostra um atuador que possui como estrutura principal de sustentação uma mola. Em torno dela foi enrolado o polímero com várias regiões pintadas com a graxa condutora de maneira que a ativação dessas áreas pudesse ser feita de forma independente entre elas. Assim partes específicas do polímero estariam deformadas, sendo possível portanto controlar a direção em que o atuador se curvará [Bar-Cohen, 2004].

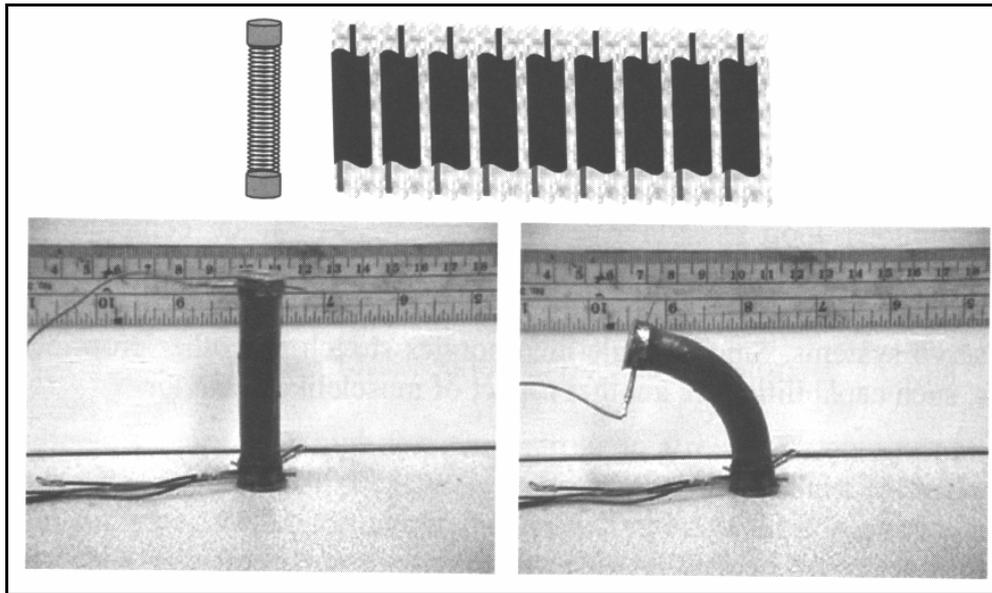


Figura 17: Atuador de dois graus de liberdade feito do polímero, com 9 regiões ativadas, enrolado numa mola, dobrando para a esquerda em resposta à ativação de algumas das regiões do polímero [Bar-Cohen, 2004].

O desenvolvimento de músculos artificiais a partir de polímeros dielétricos é uma área bastante incipiente no mundo e principalmente no Brasil. Grandes descobertas já foram feitas nessa área no que diz respeito à caracterização física e dinâmica do material. Já existem diversas aplicações para essa tecnologia, incluindo atuadores lineares, sensores, micro-posicionadores etc., mas o desafio continua sendo encontrar uma forma de utilizar esses atuadores de uma maneira mais prática para que um dia esta possa ser usada nos principais atuadores de uma prótese para deficientes e de manipuladores igualmente fortes aos atuais, com a vantagem de serem mais leves e de consumirem menor energia.

Novas áreas da engenharia podem contar com essa tecnologia, como a aeronáutica, onde as asas podem ser feitas de materiais maleáveis revestidos por polímeros dielétricos, que ao serem atuados mudariam a forma da asa dispensando a utilização de *flaps*. Conhecendo as equações matemáticas da força gerada pelo polímero em função da tensão aplicada, é possível desenvolver um sensor de baixo custo para altas tensões. Fibras musculares artificiais utilizando mini atuadores, do tipo diamante, em série, poderiam ser uma nova alternativa para as próteses humanas. Sensores de tato poderiam ser feitos através da detecção da variação da capacitância de uma matriz de micro-atuadores espalhados pela pele artificial implantada em pacientes com queimaduras graves cuja capacidade de regeneração da pele foi cessada devido a extensão da ferida, ou mesmo nas

próteses humanas de forma a se aproximar ainda mais das funcionalidades originais do membro perdido. Com o avanço dessa tecnologia, deve-se criar uma interface elétrica compatibilizando a potência dos sinais produzidos pelo corpo humano e a potência dos atuadores utilizados nas próteses, de forma a acabar com a necessidade dos deficientes de ter que carregar baterias junto com as próteses. Empresas estrangeiras já possuem dispositivos que bombeiam líquidos utilizando polímeros dielétricos e, pelo mesmo princípio, corações artificiais podem ser desenvolvidos bem como esôfagos ou quaisquer outras partes do corpo humano que se utilizam de movimentos peristálticos para transporte.

3.2 Modelagem de atuadores baseados em polímeros dielétricos

Foram estudadas analiticamente algumas configurações de atuadores. Dessas configurações, uma modelagem foi implementada via software e comparada com os resultados experimentais.

3.2.1 Capacitor Livre

Nesta hipótese, o polímero é revestido em ambos os lados com uma graxa condutora e suas extremidades encontram-se livres para expandir. Neste caso apenas a pressão, causada pela força eletrostática entre os condutores, é responsável pela deformação do polímero. Com isso tem-se:

$$\sigma_z = -P/2; \sigma_x = \sigma_y = P/2; \quad (3.2)$$

onde P é a pressão resultante da tensão elétrica aplicada entre os condutores e σ_x , σ_y e σ_z são as tensões atuantes no polímero nas direções x, y e z respectivamente, vide Figura 18. A tensão na direção z por sua vez, corresponde à componente da pressão responsável pela atração entre os condutores, e nas outras direções a força eletrostática atua com uma repulsão entre as cargas em cada condutor.

A pressão efetiva que está agindo sobre o polímero pode ser expressa da seguinte maneira:

$$P = e_r e_0 \left(\frac{V}{z} \right)^2 \quad (3.3)$$

onde e_r é a constante dielétrica relativa, e_0 é a permissividade no vácuo, V é a tensão aplicada e z é a espessura do polímero. Pela lei de Hooke, pode-se dizer que as deformações nas três direções serão:

$$\begin{aligned}
 \varepsilon_x &= \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \\
 \varepsilon_y &= \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)] \\
 \varepsilon_z &= \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)]
 \end{aligned}
 \tag{3.4}$$

onde ε_x , ε_y e ε_z são as deformações do atuador e E e ν são o Módulo de Young e o coeficiente de Poisson do polímero, respectivamente. Substituindo os valores da equação (3.2), tem-se:

$$\begin{aligned}
 \varepsilon_x = \varepsilon_y &= \frac{1}{E} \left[\frac{P}{2} - \nu \left(\frac{P}{2} - \frac{P}{2} \right) \right] = \frac{P}{2E} \\
 \varepsilon_z &= \frac{1}{E} \left[-\frac{P}{2} - \nu \left(\frac{P}{2} + \frac{P}{2} \right) \right] = -\frac{P}{2E} (1 + 2\nu)
 \end{aligned}
 \tag{3.5}$$

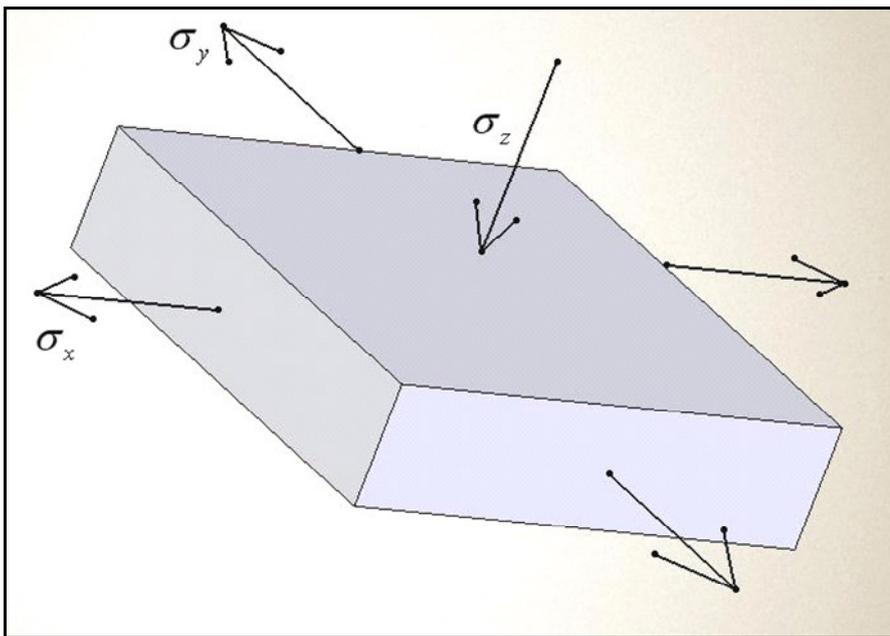


Figura 18: Esboço do polímero na configuração de capacitor livre.

Se considerarmos que a deformação é dada pela expressão $\varepsilon = \frac{l-l_0}{l_0}$, comumente usada na engenharia, erros de mais de 30% estariam sendo cometidos para $\varepsilon = 1$, que é a ordem de grandeza das deformações envolvidas nessas tecnologias. Logo a equação para deformação real foi utilizada e com isso tem-se:

$$\begin{aligned}
 x &= x_0 e^{P/2E} \\
 y &= y_0 e^{P/2E} \\
 z &= z_0 e^{\left(-P(1+2\nu)/2E\right)}
 \end{aligned}
 \tag{3.6}$$

onde x_0 , y_0 e z_0 são os comprimentos iniciais da área ativa do atuador.

3.2.2 Eletrodos Rígidos

A diferença entre esse caso e o anterior consiste no eletrodo utilizado. Enquanto que no exemplo anterior os eletrodos acompanhavam a deformação do polímero, neste caso os cálculos foram feitos para eletrodos rígidos. Como os eletrodos são colados no polímero, as deformações nas direções de x e y , são nulas, só havendo, portanto, deformações na espessura do elastômero, vide Figura 19.

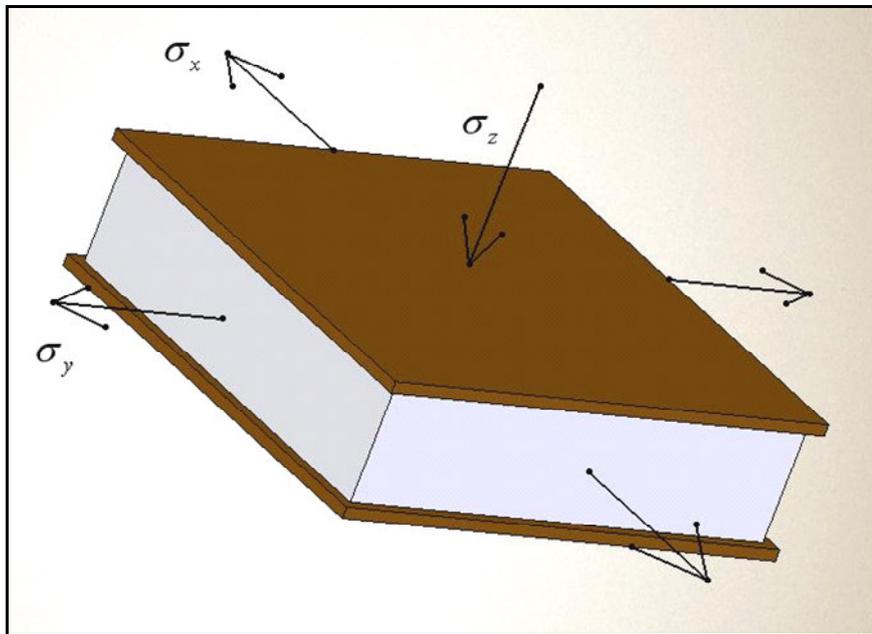


Figura 19: Esboço do polímero na configuração de capacitor com eletrodos rígidos.

Como as deformações ϵ_x e ϵ_y são nulas, tem-se:

$$\begin{aligned}\varepsilon_x = 0 & \therefore \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] = 0 \therefore \sigma_x = \nu(\sigma_y + \sigma_z) \\ \varepsilon_y = 0 & \therefore \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)] = 0 \therefore \sigma_y = \nu(\sigma_x + \sigma_z)\end{aligned}\quad (3.7)$$

Resolvendo o sistema acima tem-se:

$$\sigma_x = \sigma_y = \sigma_z \frac{\nu}{1-\nu} \quad (3.8)$$

Os eletrodos estão livres na direção de z (espessura) logo, se for desprezado o peso, tem-se:

$$\sigma_z = -P/2 \Rightarrow \sigma_x = \sigma_y = -\frac{P}{2} \frac{\nu}{1-\nu} \quad (3.9)$$

Podemos perceber que as tensões em x e y são compressivas (devido ao sinal negativo). Isso significa que os eletrodos precisam exercer forças nessas direções para mudar o sinal de σ_x e σ_y , que normalmente seriam iguais a $P/2$ mas neste caso devem ser $-\frac{P}{2} \frac{\nu}{1-\nu}$ para que $\varepsilon_x = \varepsilon_y = 0$.

A deformação em z é dada por:

$$\begin{aligned}\varepsilon_z &= \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)] = -\frac{P}{2E} \left(1 - \frac{2\nu^2}{1-\nu} \right) \\ \varepsilon_z &= -\frac{P}{2E} \frac{(1+\nu)(1-2\nu)}{1-\nu}\end{aligned}\quad (3.10)$$

E assim tem-se:

$$z = z_0 e^{\varepsilon_z}, \quad x = x_0 \quad \text{e} \quad y = y_0 \quad (3.11)$$

Note que quando $\nu = 0,5$, tem-se $\sigma_x = \sigma_y = \sigma_z$ e $\varepsilon_z = 0$, o que significa que o polímero se comporta como um fluido pressurizado uniformemente com pressão $P/2$, e o filme não muda de espessura, senão não conservaria o volume.

3.2.3 Atuador Retangular

Neste exemplo, ilustrado na Figura 20, o atuador é revestido com graxa condutora e preso a duas barras rígidas, e está livre para deformar tanto em y quanto em z , logo:

$$\sigma_z = -P/2, \quad \sigma_y = \frac{P}{2} + \frac{F_y}{xz} \quad (3.12)$$

A tensão em y possui duas componentes, uma respectiva à repulsão das cargas em cada eletrodo e outra causada por um peso F_y de uma massa pendurada na barra inferior da Figura 20.

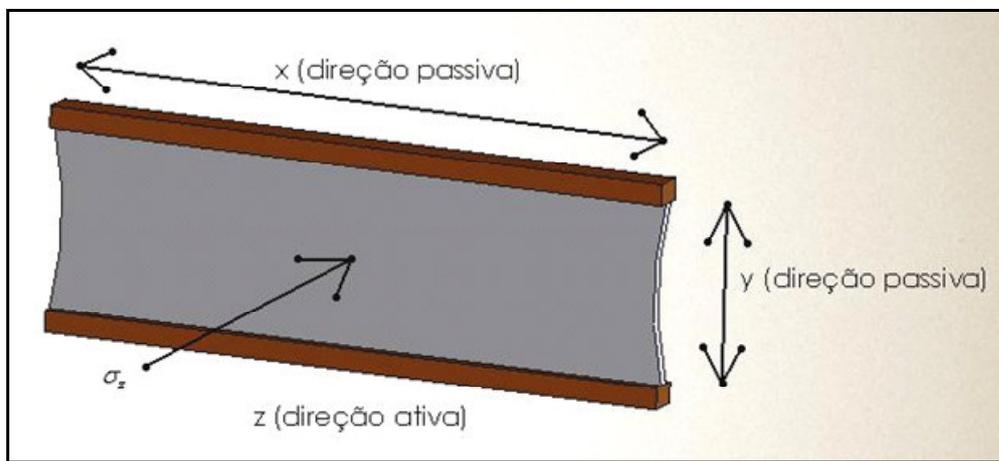


Figura 20: Esboço do polímero na configuração de atuador retangular.

Como a dimensão x é muito maior que em y , e sabendo que as extremidades ao longo da direção x estão engastadas nas barras, temos que $\varepsilon_x = 0$, logo:

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] = 0 \Rightarrow \sigma_x = \nu(\sigma_y + \sigma_z) = \nu \frac{F_y}{xz} \quad (3.13)$$

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)] = \frac{1}{E} \left[\frac{F_y}{xz} (1 - \nu^2) + \frac{P}{2} (1 + \nu) \right] \quad (3.14)$$

$$\varepsilon_z = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)] = \frac{1}{E} \left\{ -\frac{P}{2} - \nu \left[\frac{P}{2} + \frac{F_y}{xz} (1 + \nu) \right] \right\} = -\frac{(1 + \nu)}{E} \left[\frac{P}{2} + \frac{F_y}{xz} \nu \right] \quad (3.15)$$

A partir da equação acima podemos isolar a força exercida pela massa, obtendo:

$$F_y = \frac{Exz}{1 - \nu^2} \varepsilon_y - \frac{P}{2} \frac{xz}{1 - \nu} \quad (3.16)$$

Sabendo-se que $z = z_0 e^{\varepsilon_z}$ e utilizando a Equação 3.15, pode-se implementar uma solução numérica para achar z . Em seguida, a deformação em y é obtida com a equação (3.14) e o comprimento final y pela equação $y = y_0 e^{\varepsilon_y}$.

3.2.4 Atuador Retangular Duplamente Engastado

Este exemplo será reproduzido em um dos experimentos da pesquisa. Ele é uma adaptação do caso anterior onde as duas extremidades ao longo da dimensão x estão engastadas como mostra a Figura 21. Para resolver o sistema de uma forma mais simples, sem precisar recorrer às técnicas de elementos finitos, assume-se que o polímero possui comprimento infinito na direção x . Assim, a deformação dessa direção, no ponto central, será nula. Como o polímero está engastado na direção y e foi pré-tensionado mecanicamente, a deformação $\varepsilon_y = 0$. Desta forma, pode-se assumir que o atuador está livre apenas para deformar na direção z , logo $\varepsilon_x = \varepsilon_y = 0$.

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] = 0 \Rightarrow \sigma_x = \nu(\sigma_y + \sigma_z) \quad (3.17)$$

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)] = 0 \Rightarrow \sigma_y = \nu(\sigma_x + \sigma_z) \quad (3.18)$$

Substituindo a Equação (3.18) na Equação (3.17), e assumindo que $\sigma_z = -P/2$, tem-se que:

$$\sigma_x = -\frac{\nu P (1 + \nu)}{2 (1 - \nu^2)} \quad (3.19)$$

$$\sigma_y = -\frac{\nu P (1 + \nu)}{2 (1 - \nu^2)} \quad (3.20)$$

Assim como no exemplo da seção 3.2.2, pode-se ver que as tensões nas direções x e y são compressivas, como deveriam ser, pois foi assumido que nessas direções não haveriam deformações.

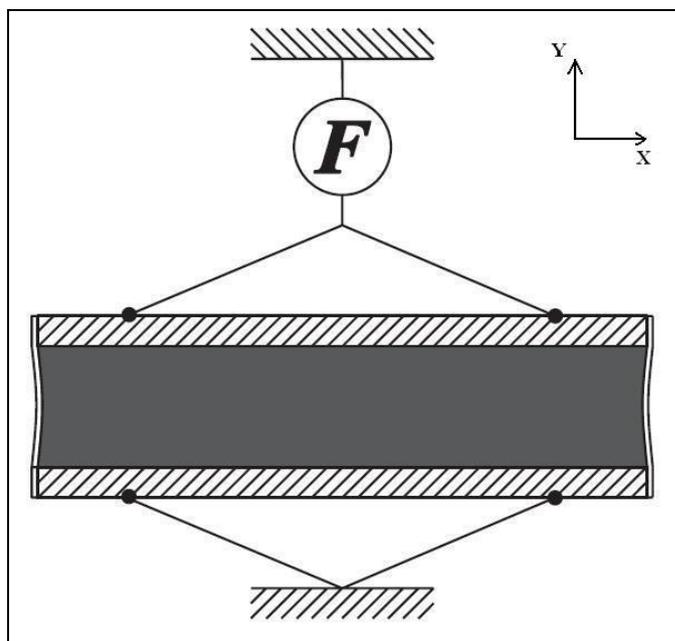


Figura 21: Esboço da montagem do experimento de teste da força de bloqueio do atuador [Kofod, 2001].

$$\varepsilon_z = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_y + \sigma_x)] = \frac{P}{E} \left[\frac{\nu^2 (1 + \nu)}{1 - \nu^2} - \frac{1}{2} \right] \quad (3.21)$$

Se for considerado o coeficiente de *Poisson* como 0,5, de acordo com a equação 3.21, tem-se $\varepsilon_z = 0$, como deveria ser, pois foi assumido que as deformações nas outras direções eram nulas e com isso se o material é incompressível a deformação em z também deve ser nula. Para que haja deformações durante as simulações, admitiu-se que o coeficiente de *Poisson* um pouco menor que 0,5 de forma a considerar que o material é compressível e, mesmo não variando as dimensões 'x' e 'y', poderá haver uma deformação em 'z'. Comparando os resultados experimentais com as simulações encontrou-se um valor de 0,495 para o coeficiente de *Poisson*. Esse valor muito próximo de 0,5 mostra que as suposições feitas são aceitáveis e que em um futuro próximo estudos poderão aferir um valor mais acurado deste parâmetro.

Outra possibilidade de modelo para curva de tensão mecânica e deformação do polímero pode ser obtida através da formulação de Ogden [Goulbourne, 2005]. Esta se adapta melhor as altas deformações dos materiais hiper-elásticos. Sua forma (para um modelo de segunda ordem) é mostrada na Equação 3.22:

$$\sigma = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1} - \frac{1}{\lambda^{\alpha_1/2}} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2} - \frac{1}{\lambda^{\alpha_2/2}} \right) \quad (3.22)$$

Os parâmetros μ_1 , μ_2 , α_1 e α_2 podem ser ajustados, por exemplo, pelo método dos mínimos quadrados.

3.3 Aplicação dos modelos desenvolvidos no controle do sistema

Para controlar a força exercida pelo atuador da seção 3.2.4, foi implementado via *software* um controlador padrão PID e ajustou-se os ganhos de forma a obter-se a “melhor” resposta possível (resposta estável, convergência o mais rápido possível e com *overshoot* máximo de 1%). A Figura 22 mostra a malha de controle representativa do sistema.

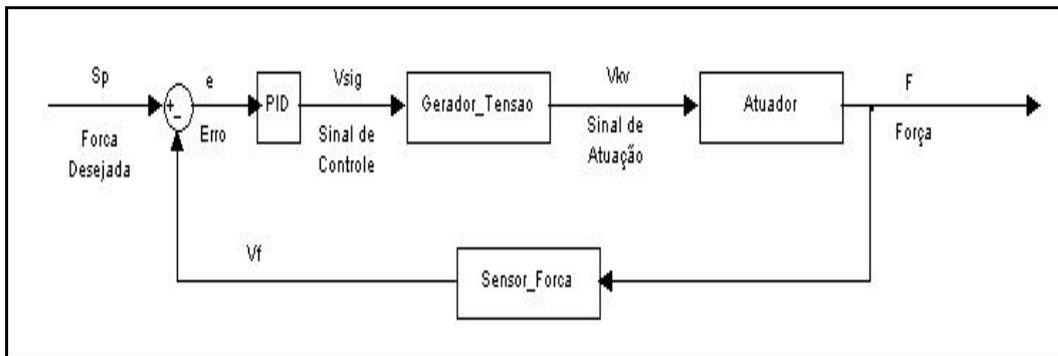


Figura 22: Diagrama de blocos do sistema de controle de força do atuador polimérico.

Desse diagrama podemos estabelecer uma relação entre o valor desejado (Sp) e a saída do sistema (F).

$$e = Sp - Vf \quad (3.23)$$

$$V_{sig} = K_p \left(e + K_d \dot{e} + \int \frac{e}{K_i} \right) \quad (3.24)$$

$$V_{kv} = V_{sig} C_{10} + C_{11} \quad (3.25)$$

$$F = AP = \frac{x_0 z e_r e_0 V_{kv}^2}{z^2} = \frac{x_0 e_r e_0 V_{kv}^2}{z} \quad (3.26)$$

$$V_f = C_2 F \quad (3.27)$$

Com essas equações chega-se ao seguinte resultado:

$$F = \frac{Cte}{z} \left(K_p \left((Sp - C_2 F) + K_d \frac{d}{dt} (Sp - C_2 F) + \frac{1}{K_i} \int (Sp - C_2 F) dt \right) C_{10} + C_{11} \right)^2 \quad (3.28)$$

onde $Cte = x_0 e_r e_0$, $C_{10} \approx 1071$, $C_{11} \approx 210$, $C_2 = \frac{3 \times 10^{-3}}{22,24} V/N \pm 0,03\% FS$, x_0 é a largura da região ativa do atuador, e_r é a constante dielétrica relativa do polímero e e_0 é a constante de permissividade no vácuo. As constantes C_{10} e C_{11} são valores estimados a partir dos componentes descritos no próximo capítulo, e dependem não só da incerteza do amplificador de tensão usado no atuador, mas também das incertezas dos resistores, amplificadores operacionais e outros componentes utilizados na implementação do circuito de alta tensão. Esses valores foram encontrados através de um ajuste de parâmetros de um polinômio de primeiro grau com pontos aquisitados experimentalmente.

As Equações 3.26 e 3.28 mostram as não-linearidades do sistema, que podem prejudicar o desempenho do controlador. Analisando a Equação 3.26, nota-se que a força exercida pelo atuador é proporcional não só ao quadrado da tensão aplicada, mas também ao inverso da espessura do polímero. Isso torna o sistema mais sensível nas tensões próximas à tensão limite do atuador (tensão de quebra do dielétrico), em comparação ao comportamento do mesmo quando submetido a baixas tensões. Ao ajustar o controlador para uma resposta rápida e estável do sistema para altos valores desejados de força, provavelmente para baixos valores, o sistema será instável ou oscilará com maiores amplitudes. Deve-se levar em consideração que devido à forma em que o sistema é apresentado na seção 3.2.4, o atuador exercerá maior força sobre o sensor para baixas tensões elétricas aplicadas, pois o polímero se encontra tracionado na bancada de teste e quanto maior a tensão aplicada no polímero maior é a sua tendência de expandir e conseqüentemente menor será a força medida pelo sensor.

Para compensar as não-linearidades descritas, é proposto ajustar os ganhos do controlador de acordo com o estado (F,z) do sistema. A malha de controle resultante é mostrada na Figura 23.

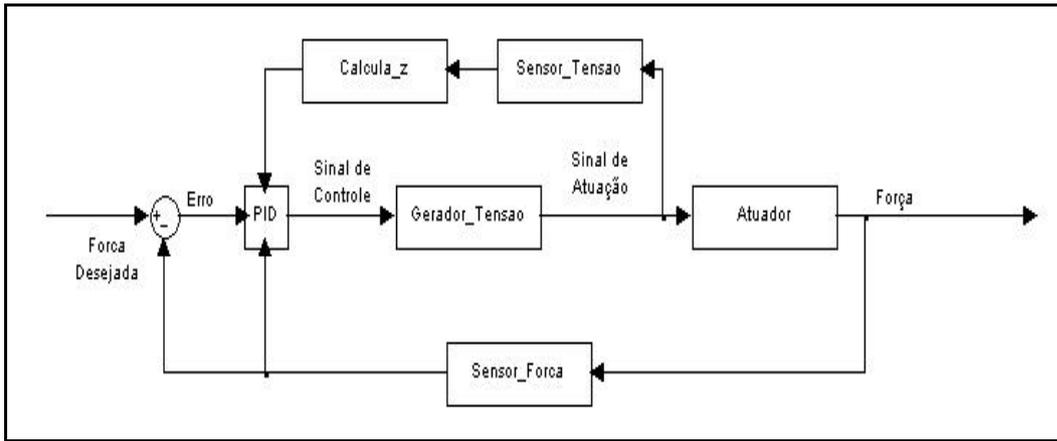


Figura 23: Malha de controle do sistema com a utilização de um controlador PID com ganhos variáveis.

O ajuste proposto consiste em multiplicar o ganho proporcional do controlador (e conseqüentemente a tensão de atuação do polímero) por um fator de ajuste de $\sqrt{\frac{z}{F}}$, onde a força F é a medida pela célula de carga e a espessura z é encontrada através do modelo matemático desenvolvido. Desta forma, obteríamos uma relação linear entre a força exercida pelo polímero e a sua tensão de atuação, como mostra a Equação 3.29.

$$F = \frac{x_0 e_r e_0 (V_{kv} \sqrt{\frac{z}{F}})^2}{z} = \frac{x_0 e_r e_0 V_{kv}^2 z}{z F} \Rightarrow F^2 = x_0 e_r e_0 V_{kv}^2 \therefore F = V_{kv} \sqrt{x_0 e_r e_0} \quad (3.29)$$

No entanto, o sistema (amplificador) geradora de alta tensão fornece uma saída do tipo $V_{kv} = C_{10} V_{sig} + C_{11}$, onde V_{sig} é a saída do controlador. Multiplicando-se o ganho proporcional do controlador pelo fator de ajuste mencionado acima, multiplica-se apenas a primeira parcela desta equação. Elevando-se essa tensão à segunda potência, tem-se não só a soma de três termos, mas também um termo com dependência da raiz quadrada da razão da espessura pela força, como mostra a Equação 3.30:

$$V_{kv} = C_{10} K_p eq \sqrt{\frac{z}{F}} + C_{11} \Rightarrow V_{kv}^2 = (C_{10} K_p eq)^2 \frac{z}{F} + C_{11}^2 + 2C_{11} C_{10} K_p eq \sqrt{\frac{z}{F}} \quad (3.30)$$

onde $eq = \left(e + K_d \dot{e} + \int \frac{e}{K_i} \right)$. Desta forma, a linearização do sistema proposta acima não ocorrerá. A solução encontrada para isso, é substituir a saída do controlador de uma forma que a alta tensão sobre o músculo artificial seja o produto do sinal de entrada da caixa geradora de alta tensão por uma constante, sem a soma de nenhuma outra parcela, conforme a seqüência de equações abaixo.

$$\begin{aligned}
 V_{Nsig} &= \frac{\left(V_{sig} - \frac{C_{11}}{1000} \right)}{\frac{C_{10}}{1000}} \Rightarrow V_{kv} = C_{10} V_{Nsig} + C_{11} \Rightarrow \\
 & \Rightarrow V_{kv} = \frac{\left(V_{sig} - \frac{C_{11}}{1000} \right)}{\frac{C_{10}}{1000}} C_{10} + C_{11} = 1000 V_{sig}
 \end{aligned} \tag{3.31}$$

Substituindo a Equação 3.31 em 3.29 obtém-se a equação do sistema linearizado, dada por

$$F = 1000 \left[K_p \left((Sp - C_2 F) + K_d \frac{d}{dt} (Sp - C_2 F) + \int \left[\frac{(Sp - C_2 F)}{K_i} \right] \right) \right] \sqrt{x_0 e_r e_0} \tag{3.32}$$

4 Sistema Elétrico de Acionamento

O princípio de funcionamento do atuador polimérico estudado envolve altas tensões, da ordem de 10kV, de forma que as forças eletrostáticas entre os condutores sejam suficientes para comprimir o polímero e produzir as deformações desejadas. O consumo de corrente do atuador é muito baixo (da ordem de 10 μ A) [Bar-Cohen, 2004]. Com isso, a potência necessária para excitar o atuador também é baixa (100mW) e pode ser obtida a partir de uma bateria comum de 9V. Um circuito oscilador seguido por um transformador (com uma razão 1000:1) e um retificador seria suficiente para gerar essas altas tensões. No entanto, componentes eletrônicos como capacitores e diodos, utilizados nos retificadores, que tolerem altas tensões não são facilmente obtidos. As poucas empresas que fornecem componentes para esses níveis de tensão são fornecedores de componentes para alta potência, que toleram não só tensões da ordem de kV mas também correntes da ordem de kA. Isso faz com que os componentes sejam extremamente grandes e caros.

A solução encontrada foi adquirir um equipamento que convertesse uma tensão DC baixa (de 0 a 15V) para as altas tensões necessárias para o projeto (de 0 a 10kV também DC). O equipamento escolhido foi o conversor DC-DC da *Emco High Voltage Corporation* (www.emcohighvoltage.com) modelo E101 (ver *datasheet* no Apêndice), que recebe uma tensão de 0 a 15V na entrada, drenando uma corrente de até 300mA (dependendo da carga utilizada no lado da alta tensão), e fornece uma tensão de saída proporcional à entrada linear a partir de 0,7V. Sua tensão de saída chega até a 10kV com uma corrente máxima de 0,2mA. Esse equipamento fornece uma saída com uma oscilação de até 1,5% (*ripple* pico-a-pico) com uma frequência de aproximadamente 5kHz. O ideal era que essa tensão de saída fosse constante como a entrada, no entanto, como o tempo de resposta do atuador é alto (da ordem de 0,1s), comparada com a frequência do equipamento, essas oscilações de alta frequência não interferem na movimentação do músculo.

De forma a operar o atuador através do computador, foi preciso desenvolver um circuito que compatibilizasse a potência da saída do micro PC com a da entrada do conversor DC-DC. Como os sistemas de aquisição típicos fornecem uma tensão de saída de baixa potência (de 0 a 10V com no máximo 1mA de corrente), desenvolveu-se um circuito capaz de fornecer a potência necessária ao conversor de alta tensão. Para fins de testes rápidos, que não necessitem do computador para fornecer formas de ondas controladas, o circuito desenvolvido também possui um módulo que regula as altas tensões através de um *knob*. Dessa forma, o atuador pode ser ativado utilizando-se ora o computador, ora um potenciômetro, escolhidos através de uma chave seletora de dois estados (ver Figura 24).

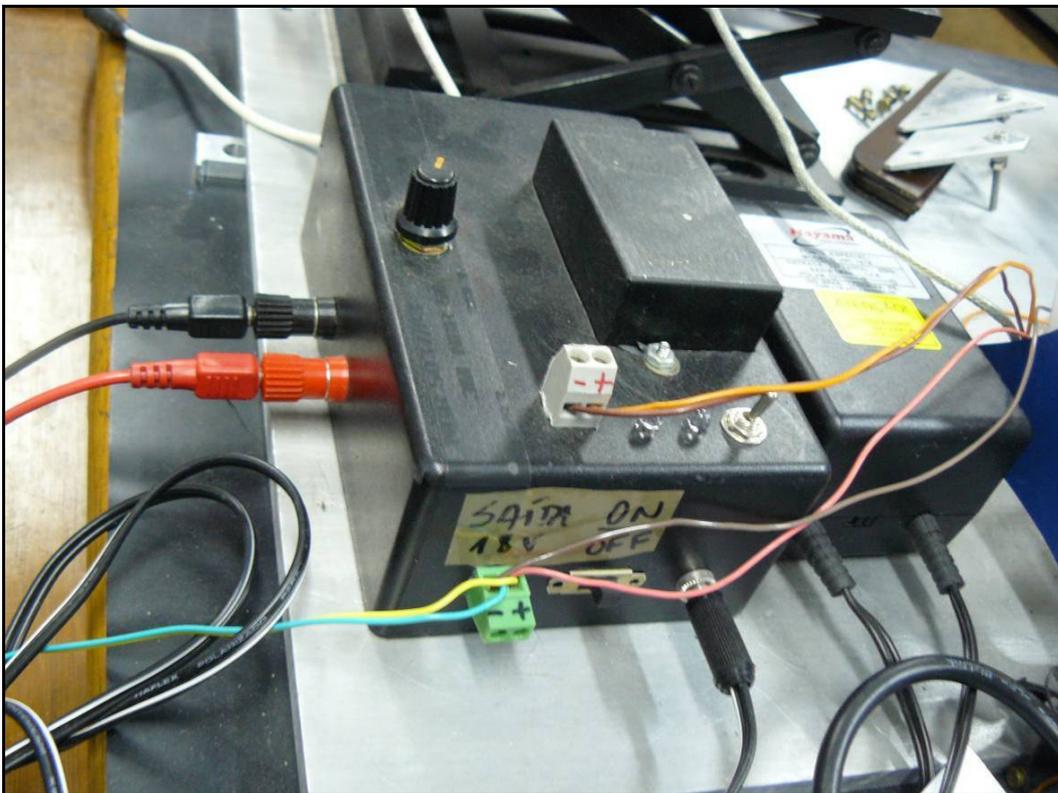


Figura 24: “Caixa preta” desenvolvida contendo o circuito de alta tensão desenvolvido. A saída de alta tensão encontra-se na parte de trás.

O circuito foi então desenvolvido da seguinte maneira: os sinais de referência do computador e do potenciômetro são ligados nas duas primeiras portas de um multiplexador analógico, e a sua saída é conectada a um *buffer* de potência. Este último por sua vez é composto de um amplificador operacional e de um transistor. Como as entradas são tensões de referência que variam de 0 a 10V

e o conversor DC-DC recebe uma tensão de 0 a 15V, o amplificador operacional foi ajustado de forma a ter um ganho de 1,5. Para que o usuário saiba qual das entradas está selecionando no multiplexador, foram colocados também dois LED's de cores diferentes que são acesos alternadamente de acordo com a chave seletora (vermelho para o computador e verde para o potenciômetro). A lógica de acionamento dos LED's foi feita utilizando-se transistores no modo de chaves comutadoras. Os *datasheets* dos componentes utilizados encontram-se no Apêndice.

Problemas foram encontrados durante a implementação do circuito. Alguns deles foram sanados e outros foram atenuados. Devido às altas tensões utilizadas na pesquisa e à baixa potência envolvida, a corrente que circula no circuito, do lado da alta tensão, é muito baixa. Isso faz com que pequenas variações nas grandezas dos elementos utilizados, ruídos, flutuações na linha de alimentação do laboratório, dentre outros fatores, causem grandes variações na atuação dos músculos. A seguir serão enumerados e esclarecidos os problemas mencionados.

4.1

Impedância de entrada do equipamento de leitura da tensão

O sensor de alta tensão (descrito na seção 5.4) possui uma impedância de saída de $1,11\text{M}\Omega$. É preciso um medidor de tensão com uma impedância de entrada de $10\text{M}\Omega$ para que esses dois valores, em paralelo, resultem em uma resistência equivalente de $1\text{M}\Omega$. A razão entre a resistência total do divisor ($999,89\text{M}\Omega$, alterada pelo equipamento de leitura da tensão) e essa resistência equivalente fornece um fator de divisão de 999,89. No entanto, o equipamento de leitura de tensões de baixo custo disponível (USB-6009) possui uma impedância de entrada de $144\text{k}\Omega$ (ver *datasheet* no Apêndice) onde o circuito da entrada analógica é mostrado na Figura 26. Esse tipo de entrada causa não só uma atenuação maior que a especificada pelo sensor, como de alguma forma, alterava o comportamento do sinal aplicado na leitura. A Figura 25 mostra o circuito de leitura dos sinais de alta tensão, onde o divisor de tensão de $1\text{G}\Omega$ a 99,889% representa o sensor de alta tensão, a impedância R representa a placa de aquisição (USB-6009) e a fonte de tensão de 10kV representa a tensão aplicada no sistema.

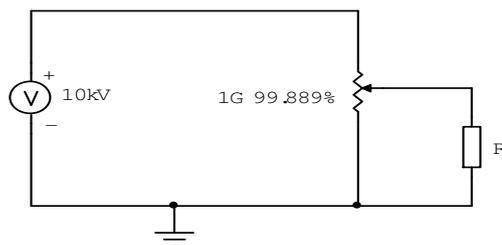


Figura 25: Diagrama da leitura de alta tensão aplicada no sistema.

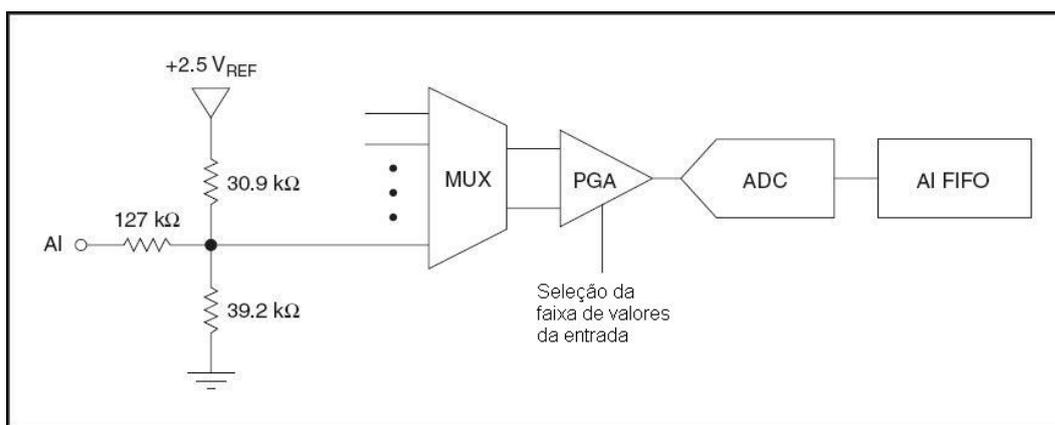


Figura 26: Circuito da entrada analógica do sistema de aquisição USB-6009.

Para corrigir esse problema, foi desenvolvido um pequeno circuito com um amplificador operacional, preparado de forma a ter um ganho unitário, para que fosse simulada uma entrada com impedância infinita vista pelo sensor. Como não foi possível comprar um resistor de $10\text{M}\Omega$ para que a impedância sentida pelo mesmo fosse compatível com a determinada pelo fabricante, o sinal lido pelo equipamento corresponde à tensão aplicada no polímero atenuada por um fator de 900,9, que é a razão entre $1,11\text{M}\Omega$ e $1\text{G}\Omega$ (resistores constituintes do sensor de alta tensão).

4.2 Ruído na leitura da tensão aplicada

O sinal lido pelo equipamento aparecia no computador com uma oscilação cuja amplitude e frequência variavam, aparentemente, proporcionais à tensão aplicada. Para uma tensão de aproximadamente 4kV , lida no computador como $4,44\text{V}$, aparecia uma oscilação de aproximadamente 2V pico-a-pico, o que, na alta tensão, representa uma variação em torno de 2kV pico-a-pico. É bastante plausível

crer que esse comportamento não ocorre na alta tensão, devido às informações dadas pelo fabricante do conversor DC-DC. Esse fenômeno não foi esclarecido, cogita-se a hipótese de que isso poderia ser resultado de uma falha no aterramento da malha elétrica do laboratório.

Na falta de uma explicação melhor, decidiu-se trabalhar com essa hipótese. Como refazer o aterramento do laboratório seria inviável, a solução encontrada foi inserir um filtro entre o sensor de alta tensão e o equipamento de leitura. Foi colocado então um capacitor entre a entrada do amplificador operacional e o terra para que altas frequências fossem filtradas.

4.3

Sinal de comando intolerante a variações de grandes amplitudes

Outro problema identificado foi que quando era dado o comando via software para que a saída do equipamento de atuação utilizado, um CompactDAQ da National Instrument Inc., variasse de 0V para 6V ou mais, sua saída chegava no máximo a aproximadamente 2V e a corrente drenada pelo circuito desenvolvido aumentava de valores da ordem de μA para 1,2mA. Para que o sistema voltasse a funcionar, era preciso zerar a tensão de saída do módulo. No entanto, quando esse degrau era feito com passos intermediários (de 2 em 2V por exemplo), o problema não ocorria. Esse efeito impossibilitava os ensaios de resposta aos degraus de grandes amplitudes e atrapalhava os controladores testados no sistema. A explicação encontrada para este problema é que o módulo de atuação NI-9263 do CompactDAQ utilizado pode fornecer no máximo 1mA. Como o sistema drenava 1,2mA, a tensão fornecida era atenuada para um valor limite onde a potência fornecida pelo módulo era máxima. No entanto, o motivo pelo qual o sistema drenava altas correntes, quando grandes degraus eram aplicados, não foi identificado. Cogitou-se a hipótese de que um indutor, que provavelmente exista no conversor DC-DC, responda com uma força contra-eletromotriz grande o suficiente para esses degraus mencionados de forma a ativar a proteção contra curtos-circuitos do módulo de atuação. Provavelmente, uma vez armada essa proteção, é necessário zerar a tensão de saída para que esta seja desativada.

A solução encontrada foi implementar um filtro entre a saída do módulo de atuação e o circuito de atuação do polímero de forma a suavizar a transição dos sinais de comando. O filtro foi implementado com um capacitor de $0,1\mu\text{F}$ e uma resistência de $24\text{k}\Omega$, para que as transições ocorressem um pouco mais suavemente.

4.4

Tensões aplicadas no polímero abaixo das esperadas

Sabendo-se a relação de amplificação do sinal de comando e o fator de divisão do sensor de alta tensão do sistema, pode-se ter uma estimativa da tensão que será lida no computador para uma dada tensão de comando. Essa relação pode ser encontrada da seguinte maneira:

$$V_L = \frac{(V_C \cdot 1,5 \cdot 666,7)}{900,9} \quad (4.1)$$

onde V_L é a tensão lida no computador e V_C é a tensão de comando enviada pelo módulo de atuação NI-9263. O fator 1,5 corresponde ao ganho implementado no amplificador operacional do circuito multiplexador, 666,7 é o fator multiplicativo do conversor DC-DC e 900,9 é o fator de atenuação do divisor de tensão. O que se percebia é que algumas vezes a tensão lida era consideravelmente menor que a suposta. Isso não acontecia sempre, variava de experimento para experimento. Era possível escutar um som baixo quando essa diferença era maior e via-se que a tensão não ficava estável, com uma variação pequena (da ordem de 500V) mas com uma frequência irregular. Descobriu-se que dois fenômenos característicos da alta tensão estavam ocorrendo ao mesmo tempo. Um deles é a perda de energia por efeito corona, e a outra é a perda de energia pelo contato entre fios encapados dentro do circuito que conduziam uma alta tensão, mas que não possuíam um isolamento adequado.

A falta de isolamento dos fios fazia com que parte da carga migrasse de um fio para o outro, causando uma queda na tensão de saída. A solução implementada foi manter os fios longe uns dos outros dentro da caixa. Seria

melhor se fios com o isolamento adequado fossem usados, mas não foi possível encontrá-los no mercado nacional.

O efeito corona por sua vez é uma bainha de ar ionizado em torno de um condutor cilíndrico que aumenta de raio de acordo com a tensão. A resistência à ruptura do ar antes da quebra, sujeita às restrições de pressão e umidade, é de aproximadamente 30kV/cm. A tensão necessária para produzir esse gradiente ou campo elétrico depende da geometria do condutor. A tensão sob a qual o efeito corona começa a ocorrer para uma dada geometria é chamada de tensão limite de corona, V_{th} . Este efeito é dominante nas atenuações e distorções das linhas de transmissão e nos impulsos nos níveis de tensão acima dos limites de ionização. A resistência corona, R_{LOSS} , é uma resistência em série responsável por perdas cíclicas causadas por esses impulsos que caminham pela linha de transmissão. As conseqüências desses impulsos incluem falhas e danos em equipamentos, arcos voltaicos entre contatos e abertura de disjuntores [Ovick, N. L., Kusic, G. L., 1984]. A Figura 27 mostra um exemplo da perda de energia por efeito corona em um toróide.

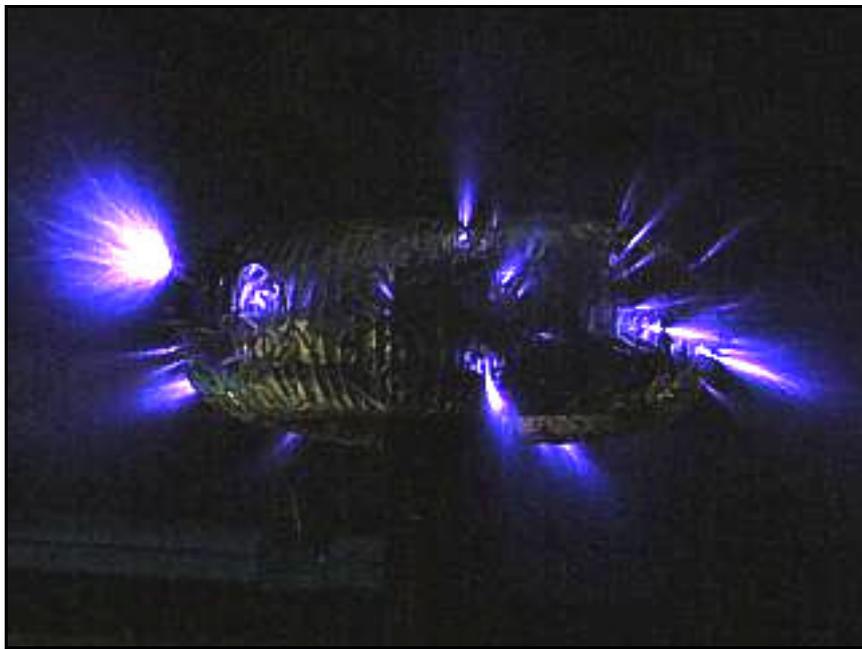


Figura 27: Foto mostrando a perda de energia por efeito corona nas imperfeições da superfície de um toróide [<http://www.sky-chaser.com/tcpart7.htm>, acessado em 22/08/2007].

Para solucionar esse problema, foi necessário aumentar o isolamento das partes desencapadas dos fios e contatos de todo o sistema. Os principais pontos de

perda de energia foram identificados como sendo os contatos (folhas de alumínio) entre a alta tensão e o polímero, a solda entre a saída do conversor DC-DC e o sensor de alta tensão, e os fios da saída de alta tensão do circuito, que foram retirados de um *flyback* (componente que gera altas tensões, existente nas televisões), que quando encostados permitiam a passagem de carga entre eles. Nos contatos foram colocadas duas camadas de fita acrílica VHB4910, e os fios foram separados por suportes de borracha. O ideal seria que fosse colada uma camada de VHB4910 também nos fios, no entanto isso aumentaria a rigidez dos mesmos. Como estes ficam pendurados no atuador, uma maior rigidez poderia alterar significativamente os resultados colhidos.

5 Sistema Experimental

5.1 Detalhes do material

O polímero utilizado foi a fita acrílica dupla face VHB4905, produzida pela 3M. A composição química não é informada pelo fabricante, e o material está disponível no mercado dos EUA sob encomenda na forma de um rolo com 0,5mm de espessura, e largura e comprimento especificáveis. Todos os testes foram realizados no Laboratório de Robótica da PUC-Rio a uma temperatura aproximada de 23°C. Dois materiais foram utilizados para suportar e manter o polímero com a pré-deformação desejada antes dos testes. Para uma moldura circular foi utilizado Nylon 6, que é um plástico da família poliamida (PA 6), com 7mm de espessura. Este nylon é o mais comum no mercado e foi fornecido pela empresa Day Brasil S/A. Para os outros testes, foram utilizadas 4 placas de fenolite de 170mm de comprimento, 37mm de largura e 4,5mm de espessura. Em ambos os casos o polímero era esticado em um equipamento desenvolvido no laboratório com perfis de alumínio e preso entre um par dessas molduras (ou placas).

5.2 Descrição dos experimentos

Suportes usados em bancadas ópticas, que oferecem ajustes de distâncias com incrementos de décimos de milímetros tanto em altura (suporte-elevador) quanto em comprimento (suporte-separador) e uma base com diversas posições para a fixação desses componentes, foram utilizados para fixar o atuador estudado, vide Figura 28.

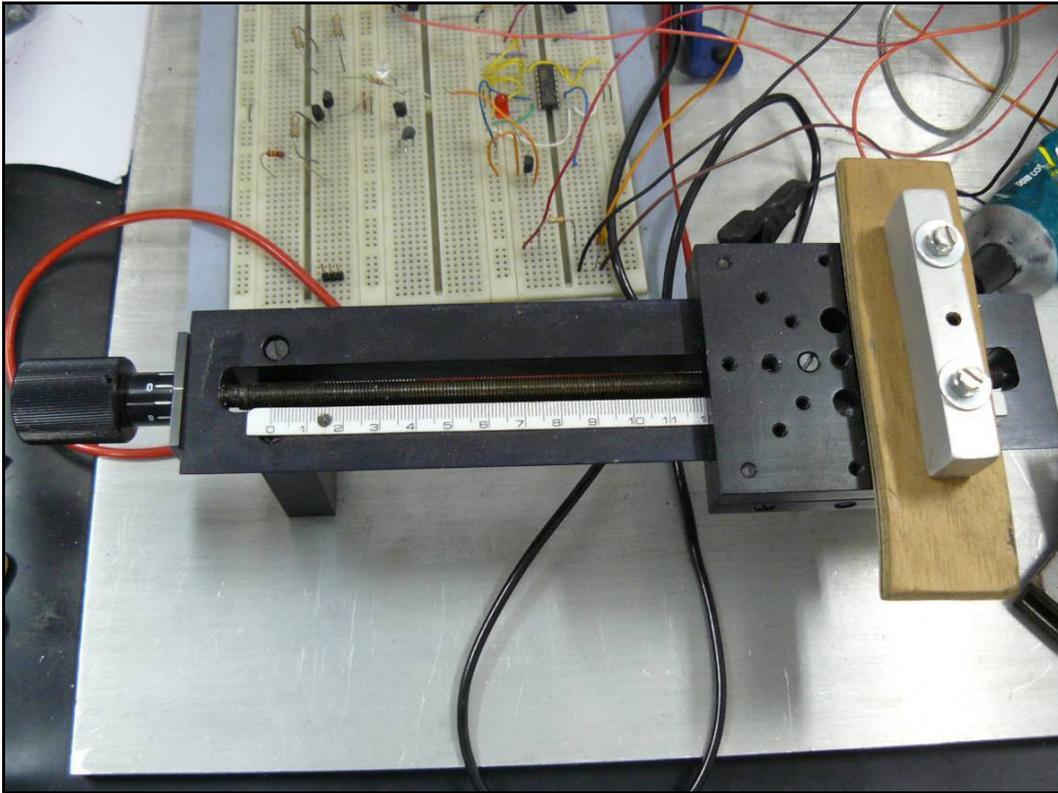


Figura 28: Suporte separador onde são presos os atuadores.

Com estes equipamentos, montou-se uma bancada de testes (ver Figuras 30 e 31) onde se fixou um sensor de força LCEB-5 da Omega Engineering Inc. no suporte-elevador (vide Figura 29) e uma conexão para pinos no suporte-separador. O conector de pino foi desenvolvido para prender diferentes atuadores poliméricos. Em cima do restante da base colocaram-se os outros equipamentos de leitura de sinais e atuação do músculo. Estes últimos consistem do circuito de atuação desenvolvido, o CompactDAQ e a fonte de 18VDC.

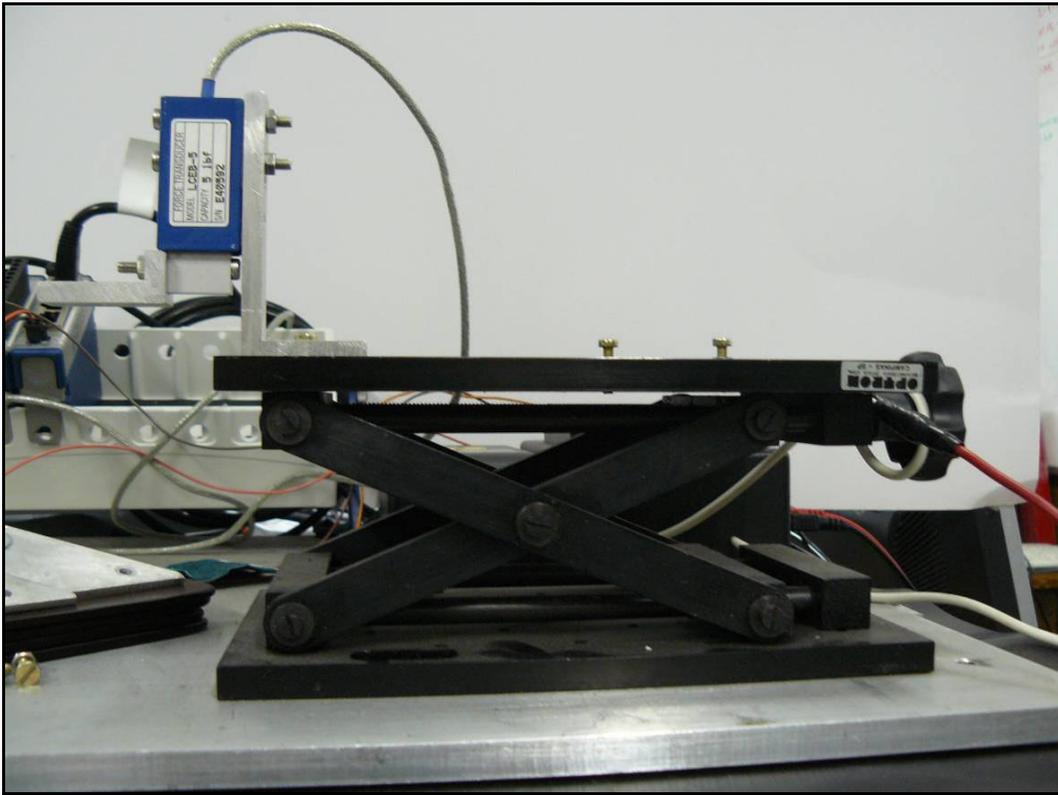


Figura 29: Suporte elevador onde é preso o sensor de força (no alto à esquerda).

Nesta bancada fixou-se o polímero nas duas configurações estudadas na pesquisa: molduras circulares de nylon para estudo da deformação, e molduras retangulares de fenolite para estudo da força, e aplicou-se diversos perfis de tensão de acordo com cada característica em estudo.

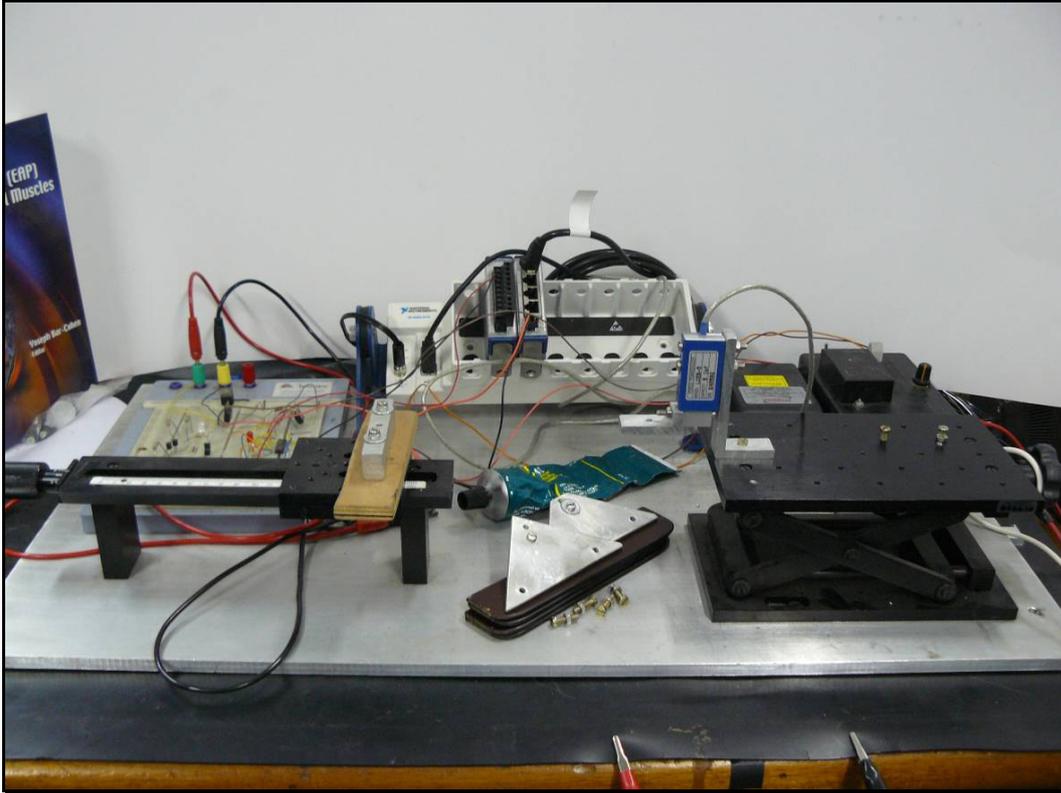


Figura 30: Bancada de teste sem o atuador.

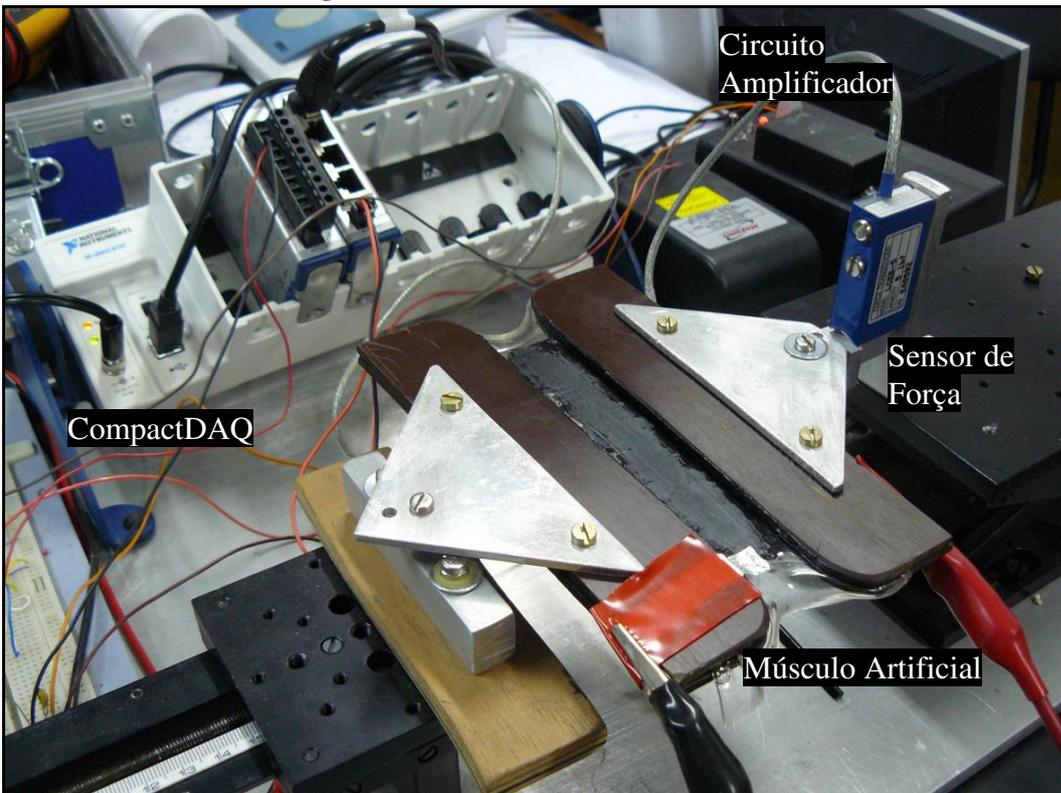


Figura 31: Detalhe da bancada com o atuador montado.

5.2.1 Deformação em uma moldura fixa

Essa experiência foi realizada para reproduzir um dos marcos publicados na área que mostra o potencial dessa tecnologia. Para tal foram cortadas duas molduras circulares de nylon com 95 mm de diâmetro interno, e o polímero foi colocado entre as molduras com uma deformação inicial de 400% em ambas as direções x e y . Foi desenhada uma região ativa com a graxa condutora na forma de um círculo com 8 mm de diâmetro (como mostra a Figura 32), de forma a reproduzir o experimento de Wissler e Mazza (Wissler e Mazza, 2006), que foi a maior deformação encontrada nos artigos estudados para essa pesquisa. Aplicou-se um perfil de tensão em forma de rampa com uma inclinação de 20,7 V/s, atingindo uma tensão máxima de 4,1kV (quando ocorreu a quebra do dielétrico) para verificar a deformação máxima. Vale ressaltar que o perfil de tensão aplicado por Wissler e Mazza foi uma tensão constante de 3,5kV durante 900s, e que o polímero utilizado foi o VHB4910. Essas seriam as principais diferenças entre os experimentos e serão melhor exploradas na seção seguinte.

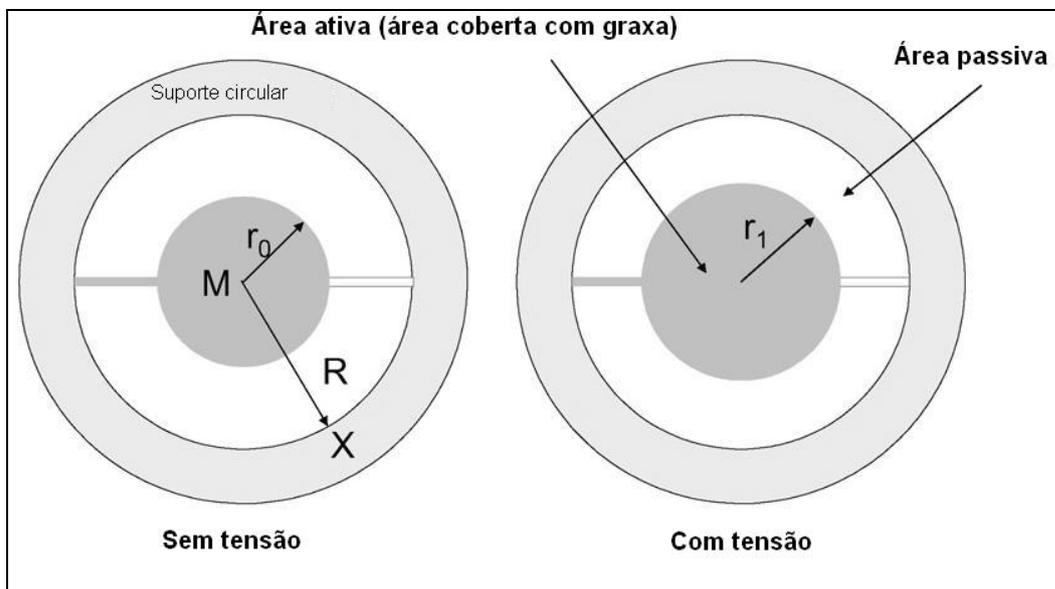


Figura 32: Esboço do experimento de deformação mostrando as regiões ativa e passiva, antes e depois de aplicar a tensão elétrica [Wissler e Mazza, 2006].

5.2.2 Relaxamento do polímero

Construiu-se um atuador de força que consistiu em prender uma amostra retangular de polímero, pré-esticado com 400% em uma das direções (a direção x na Figura 33), com quatro pedaços retangulares de fenolite. A parte marrom representa um par de placas de fenolite com parte do polímero no meio e a região preta simboliza a região ativa do polímero.

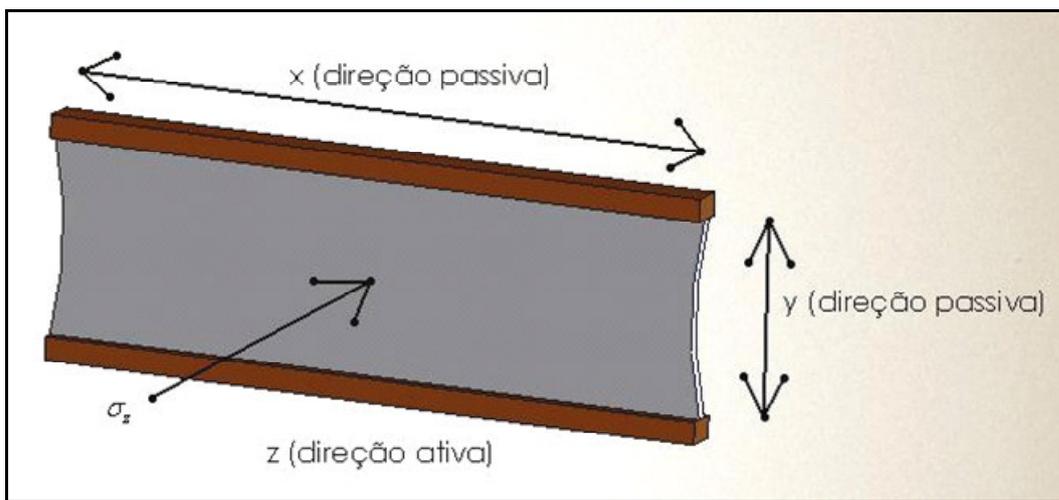


Figura 33: Esboço mostrando a montagem do atuador utilizado nos experimentos.

As placas de fenolite são presas na bancada entre o suporte separador e o sensor de força. De forma a minimizar ao máximo os efeitos da viscoelasticidade do material, antes dos testes de resposta de força, o polímero era esticado na bancada até a deformação desejada na direção y. Assim ele permanecia durante longos períodos de tempo (dois dias no máximo) até que a variação de força do atuador devido ao relaxamento do polímero fosse desprezível.

5.2.3 Resposta de força sem estímulo elétrico

Para analisar a variação da tensão mecânica do polímero com relação a sua deformação foi montado o mesmo experimento descrito na seção 5.2.2 sem as pré-deformações do polímero e sem a aplicação de tensão elétrica como mostra a Figura 34. Inicialmente o atuador foi preso na bancada com as placas de fenolite bem próximas de forma que a força lida pelo sensor fosse o menor valor positivo

possível. Em seguida a distância entre as placas de fenolite era incrementada em 1mm a cada 3 minutos, até a quebra do polímero devido a tração aplicada sobre o material. Os valores de força do experimento foram salvos em uma planilha do Excel e comparados com os valores obtidos através do modelo de Ogden ajustado através do método dos mínimos quadrados.

5.2.4 Resposta de força com estímulo elétrico

Com a configuração descrita anteriormente (como mostra a Figura 34), diferentes perfis de tensão são aplicados no polímero. Experimentou-se perfis como rampas, degraus, senos e dentes de serra, com diferentes frequências, e tensões constantes também.

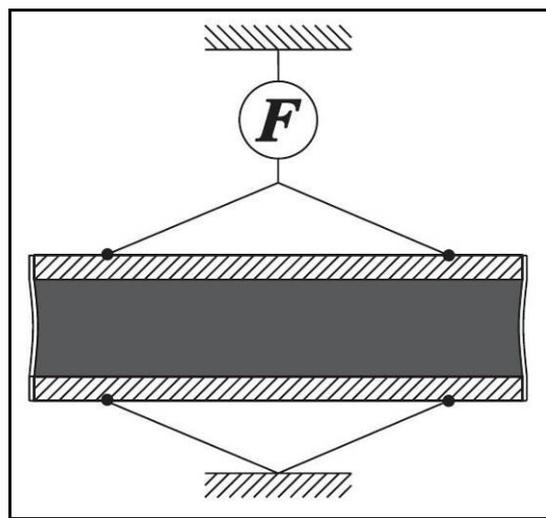


Figura 34: Esboço da montagem dos testes de força com molduras de fenolite [Kofod, 2001].

Não só a força foi monitorada, mas também a tensão aplicada. Todas as informações foram salvas em planilhas (MSExcel).

Foram feitos também testes de forma a obter curvas de força em função da deformação para diferentes valores de tensão. Para tal, variou-se a deformação do polímero de 100% a 400% a uma taxa de 1mm a cada 3 minutos para valores de tensão que variavam entre 1,5kV a 5,5kV.

5.2.5 Aplicação do controlador desenvolvido

Por último, testou-se um controlador PID padrão, onde os ganhos são constantes, para fazer o controle de força do atuador. Por não levar em conta as não-linearidades do sistema, a utilização desta tecnologia pode prejudicar a estabilidade do mesmo, pois com os ganhos constantes o controlador não é capaz de ajustar a saída de um sistema que possui uma dinâmica diferente dependendo da tensão elétrica aplicada e da sua espessura.

Foi testado também um controlador PID cujos ganhos foram alterados de acordo com o estado atual do polímero utilizado conforme descrito na seção 3.3. Esse ajuste seguiu as equações desenvolvidas no Capítulo 3. Desta maneira o controlador acaba sendo ajustado automaticamente ao sistema fornecendo um comportamento dinâmico igual para qualquer estado em que o polímero se encontre.

Na realização dos testes, foram aplicados diversos degraus de valores desejados de força em diferentes faixas de atuação do sistema, de modo a explorar os efeitos não-lineares detalhados no Capítulo 3.

5.3 Equipamentos

Utilizou-se para o experimento dois equipamentos (um de aquisição e outro de atuação) da National Instruments Corporation. Para atuar no polímero e ler a força gerada, utilizou-se o CompactDAQ (www.ni.com/compactDAQ) com dois módulos distintos (Figura 35). Este equipamento consiste em um chassi com oito *slots* para conexão de diversos módulos, tanto para aquisição quanto para atuação. Sua comunicação com o computador é feita através do barramento USB2.0, e sua alimentação é feita com uma fonte de 12V que acompanha o aparelho na compra. Ele possui um botão de dois estados para ligá-lo e desligá-lo e cada *slot* possui um conector do tipo DB15 fêmea para a alimentação e comunicação entre o chassi e os módulos. Estes por sua vez podem ser aquisitores de dados com diferentes números de canais de entrada, diversas taxas de aquisição e resoluções de 12, 16 e 24 bits, a serem escolhidos de acordo com as

necessidades do projeto. Cada módulo de aquisição já vem com um condicionador de sinais específico para o tipo de sensor a ser utilizado. Como nessa experiência necessitava-se ler os dados de um sensor de força (do tipo *strain gauge*), optou-se por utilizar o módulo NI9237. Este módulo possui quatro entradas analógicas de -25mV a 25mV, com 24 bits de resolução com uma taxa máxima de aquisição de 50kS/s para cada canal. Seu condicionador de sinais interno permite a utilização de sensores *strain gauge* de meia ponte e de ponte completa, com tensões de excitação de até 10V. Caso a potência exigida (do sensor ou de todos os sensores conectados ao módulo) seja superior a 150mW, uma fonte externa deve ser ligada ao módulo.

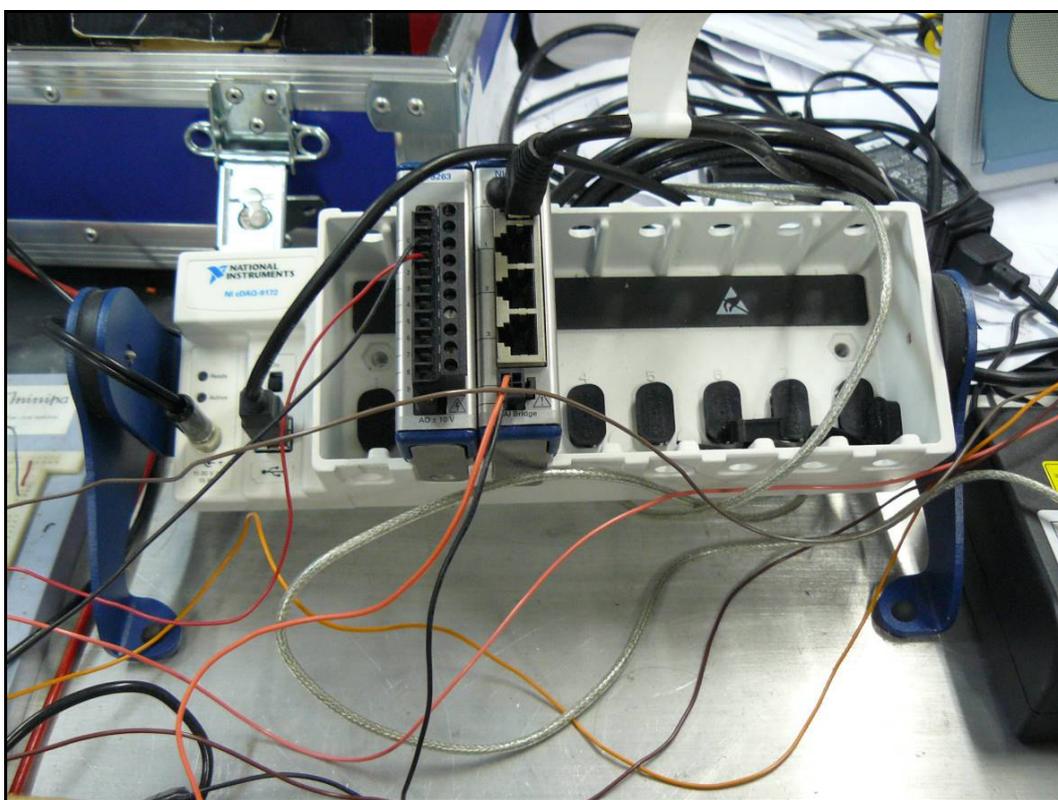


Figura 35: Módulo CompactDAQ com apenas dois módulos para leitura do sensor de força e atuação sobre o sistema.

Para atuação sobre o sistema, escolheu-se utilizar o módulo NI9263, que possui 8 saídas analógicas de -10V a 10V (configuráveis para outras faixas de atuação) com 100kS/s de atualização das saídas para cada canal e 16 bits de resolução. Esse módulo fornece apenas uma tensão de referência, podendo fornecer no máximo 1mA de corrente.

Esses dois módulos, juntamente com o chassi CompactDAQ, são responsáveis pela leitura da força do músculo e pela sua atuação. Para obter a

leitura da tensão que está efetivamente sendo aplicada no polímero, optou-se por utilizar o módulo USB-6009 (<http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/14605>) de baixo custo também da National Instruments mostrado na Figura 36. Esse módulo possui diversas entradas e saídas tanto analógicas quanto digitais com uma resolução de 14bits a uma taxa de 48kS/s no máximo.

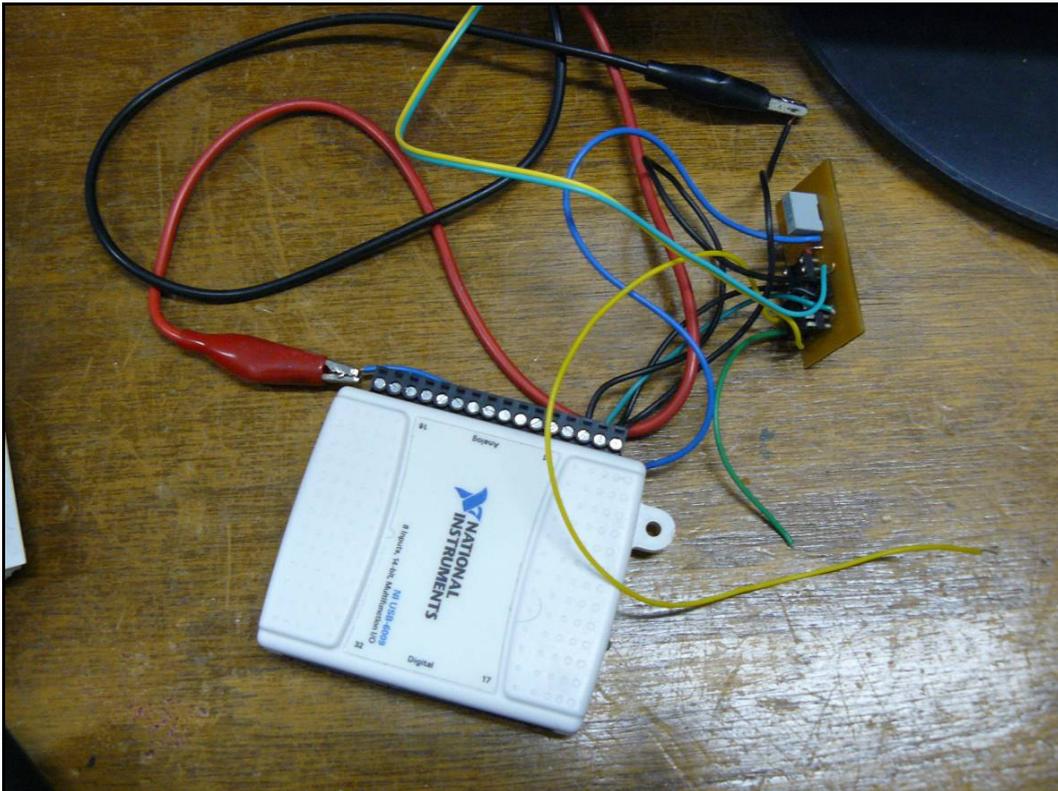


Figura 36: Módulo USB-6009 com o circuito de condicionamento para leitura do sensor de alta tensão.

5.4 Sensores

As duas grandezas lidas durante as experiências foram a força exercida pelos atuadores e a tensão elétrica aplicada nos mesmos. Para que essas grandezas sejam lidas pelo computador, dois sensores foram adquiridos. Para a tensão, utilizou-se o divisor de tensão V1G com uma razão de 1000:1 da Emco High Voltage Corporation (*datasheet* no Apêndice). Esse sensor consiste de dois resistores em série (um com 999M Ω e o outro com 1,11M Ω), de forma que a leitura da tensão (se feita por um equipamento com 10M Ω de impedância de

entrada) sobre o resistor de menor resistência seja de um milésimo da tensão aplicada sobre o mesmo. Para a leitura da força, utilizou-se a célula de carga LCEB-5 da Omega Engineering Inc. (*datasheet* no Apêndice), que fornece uma leitura de até 5 lb (ou 22,3 N) para tração ou compressão. É um sensor com *strain gauge* na configuração de ponte completa, alimentado com 10V, vide Figura 37.

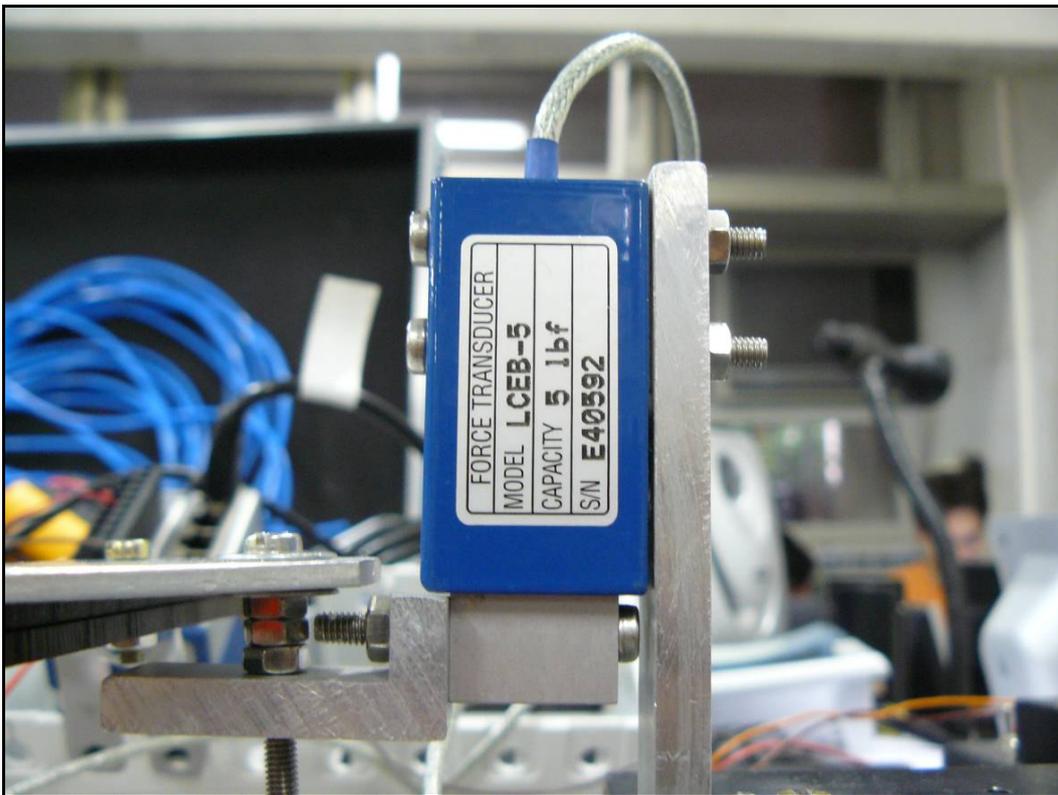


Figura 37: Detalhe do sensor de força montado na bancada de teste.

5.5 Montagem do atuador

O atuador utilizado para os experimentos consiste basicamente do polímero VHB4905 esticado através de suportes rígidos que são fixados à bancada de teste para que as tensões elétricas sejam aplicadas. Os materiais para suporte dos atuadores são nylon e fenolite, como descritos anteriormente. Para esticar o polímero, construiu-se uma armação, com estruturas de alumínio, em forma de moldura quadrada com três barras também de alumínio livres para deslizarem sobre a estrutura, e uma quarta barra de alumínio fixa à mesma como pode-se ver na Figura 38. Para as barras livres a serem movimentadas, parafusos

foram colocados em suas pontas permitindo ao usuário prendê-los à estrutura quando estiverem nas posições desejadas.

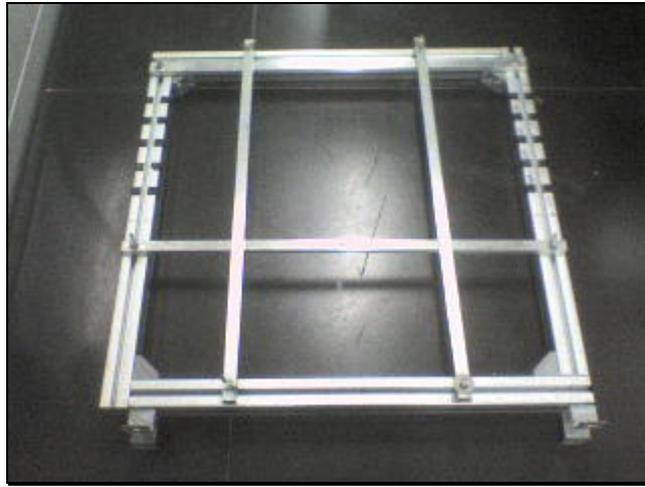


Figura 38: Armação de alumínio utilizado para esticar o polímero.

Para o experimento em que a moldura circular de nylon é utilizada, gruda-se o polímero inicialmente entre duas barras paralelas, afastando-as até a deformação desejada da primeira direção. Em seguida, às outras duas é fixado o polímero de forma que o mesmo seja esticado na outra direção (antes livre) até que a configuração final de deformação seja alcançada conforme mostra a Figura 39. Depois de esticado o polímero, as molduras são grudadas em ambos os lados, tomando-se o cuidado de mantê-las alinhadas o melhor possível. Finalmente aplica-se graxa condutora no material, apenas nos pontos onde se deseja ter a área ativa do atuador. Um caminho entre a área ativa e a moldura é feito também com a graxa de forma a ter-se um contato com os eletrodos da fonte de alta tensão. Neste caso, o sensor de força não é utilizado, pois apenas a deformação da área ativa sobre atuação é monitorada. Esse monitoramento é então feito com câmera de filmagem e suas imagens são posteriormente processadas no computador para averiguação dos resultados.

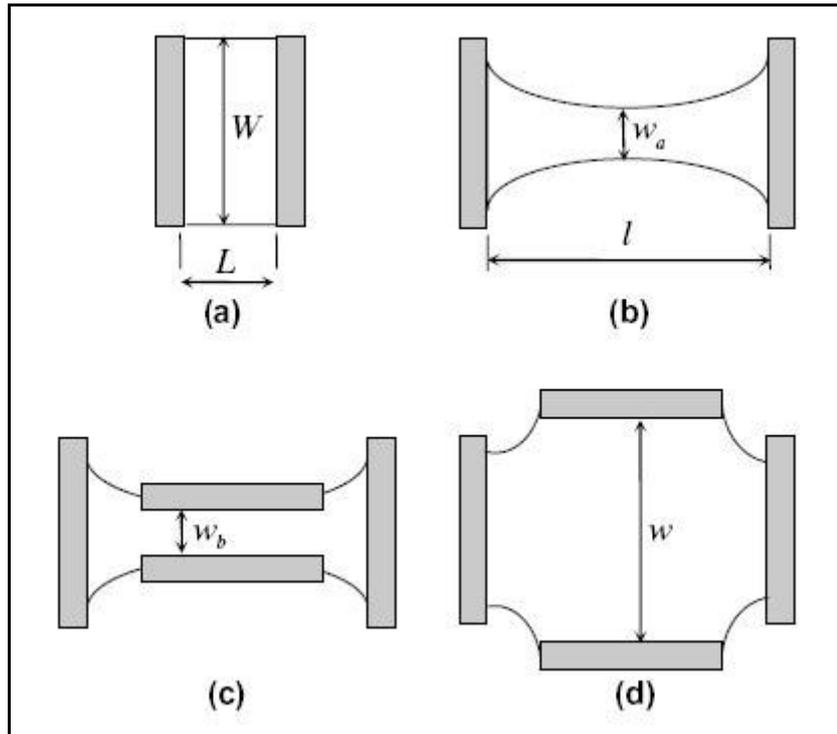


Figura 39: Seqüência para esticar o polímero nas deformações desejadas [Plante e Dubowsky, 2006].

Desta forma, as deformações podem ser obtidas da seguinte maneira:

$$l = \lambda_{1,pre} L \quad (5.1)$$

$$W_L = W \frac{w_b}{w_a} \Rightarrow w = \lambda_{2,pre} W_L \quad (5.2)$$

onde $\lambda_{1,pre}$ e $\lambda_{2,pre}$ são as pré-deformações, e as outras dimensões estão definidas na Figura 39.

No caso em que se deseja medir e/ou controlar a força do atuador, uma outra moldura é utilizada (as placas de fenolite), e só é necessário esticar o polímero em uma direção. Com isso, o procedimento de preparação do polímero para o experimento é muito parecido com o descrito no parágrafo anterior, com a alteração da moldura a ser utilizada e a deformação, efetuada em apenas uma direção. A outra direção só será deformada na bancada de testes, e seu comprimento final dependerá do experimento a ser realizado. Nessas placas de fenolite foram feitos dois furos para que fossem fixadas na bancada de teste através de parafusos. Esses mesmos furos são utilizados como guias na etapa em

que são grudadas no polímero, de maneira que as mesmas não fiquem desalinhadas entre si.

A aplicação da graxa condutora pode ser feita com pincéis de diferentes calibres, de acordo com a área e a precisão necessária para a confecção da região ativa. A graxa utilizada nesta pesquisa foi a *41 Extreme High Temperature Bearing Grease* da *Dow Corning*.

Durante os testes, verificou-se uma grande dificuldade ao manipular o polímero. Primeiramente, o fato de ser uma fita dupla-face faz com que o material grude em qualquer coisa que encostar nele em qualquer posição. Sua elasticidade aliada à potente cola utilizada na sua fabricação fazem com que seja impossível desgrudar (sem danificá-los) dois pedaços de polímeros que porventura tenham sido postos em contato.

Como todos os testes envolvem obrigatoriamente uma pré-deformação do polímero em pelo menos uma direção, para que haja um aumento da constante dielétrica do mesmo, todos os equipamentos utilizados na manipulação do material tensionado tiveram que ser cuidadosamente preparados de forma a não ter cantos vivos ou partes afiadas, pois o material é facilmente danificado sob altas tensões mecânicas devido a pequena espessura do material.

5.6 Software de controle

Foi desenvolvido um *software* utilizando LabVIEW8.0 para fazer todos os testes descritos acima, que inclui atuação sobre o sistema, leitura dos dados e a gravação dos mesmos em arquivos do MSExcel. Nele o usuário pode ver gráficos da tensão aplicada no músculo, da força produzida, e da tensão de entrada na caixa preta, vide Figura 40. Valores médios da alta tensão e da força do músculo também são disponibilizados, mas em indicadores. Os perfis de tensão possíveis são o seno, triangular, quadrada, dente de serra e constante, onde as amplitudes, frequências e *offsets* são configuráveis. Para segurança, o sistema possui um botão para ligar a alta tensão, um algoritmo que detecta a quebra do dielétrico e desliga a atuação de modo a preservar o módulo de alta tensão E101, e limites para tensões máximas e mínimas nos atuadores. Um botão para iniciar e terminar a gravação de dados pode ser visto em cima do mostrador do tempo de gravação corrente. Há ainda o módulo do controlador do sistema com possibilidade de

ativar ou não a compensação das não-linearidades do sistema nos ganhos do PID. Por último, é possível alterar a frequência de corte do filtro digital implementado para o sinal de força adquirido, bem como as constantes para a conversão dos valores lidos do sensor para valores de força em N.

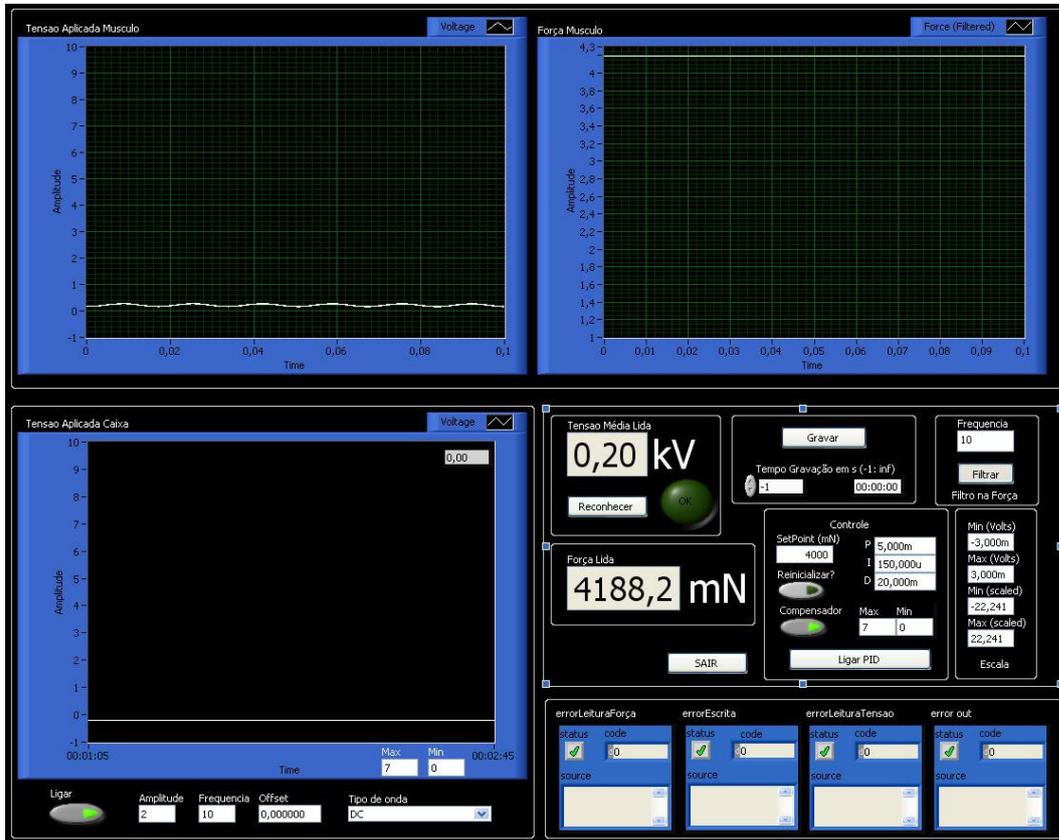


Figura 40: Tela do software de controle da bancada de teste desenvolvida.

6 Resultados

6.1 Teste de Deformação

O teste foi realizado com a montagem mostrada na Figura 41. No centro da circunferência branca (moldura de nylon) encontra-se a região ativa com duas linhas pretas correspondendo aos contatos elétricos com a região.

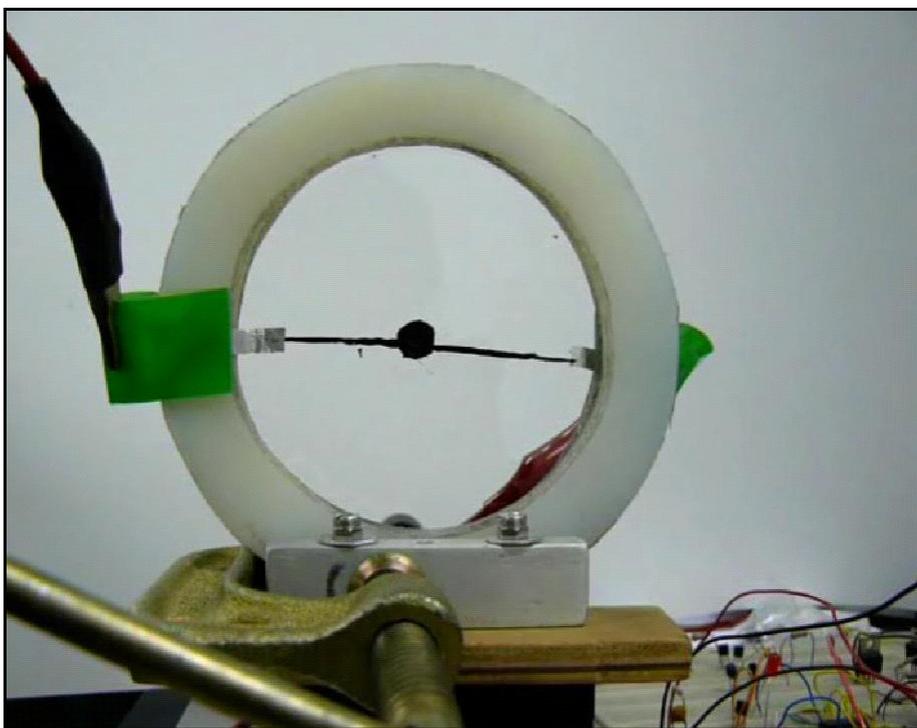


Figura 41: Montagem do teste de deformação.

A Figura 42 mostra o resultado do teste realizado com uma ampliação da região ativa. Nela, duas imagens (convertidas para tons de cinza) são mostradas, uma ao lado da outra. A imagem da esquerda mostra uma quase circunferência de aproximadamente 8mm de diâmetro, representando a região ativa não excitada. Do lado direito é exibida a imagem da mesma região ativa (instantes antes da quebra do dielétrico do polímero devido à alta tensão) com uma excitação de 4,1kV. A deformação da área encontrada entre as imagens é de 223%, implicando

num aumento de 79% do raio inicial. Wissler e Mazza reportaram uma deformação radial de 70% no seu trabalho, sobre as mesmas condições de pré-deformação e condições de contorno, que seriam 400% de pré-deformação em ambas as direções planas (x e y) e uma razão de 1:10 entre o raio da região ativa e o raio interno da estrutura de nylon onde o polímero foi fixado. Essa razão foi estipulada pelos pesquisadores do trabalho referência, e foi reproduzida aqui para efeitos de comparação entre resultados. Essa diferença entre os resultados pode ser explicada principalmente pelo perfil de tensão aplicado. Enquanto no trabalho referência a tensão aplicada foi de 3,5kV, nesta pesquisa optou-se por aplicar o máximo possível até a quebra do dielétrico. Isso faz com que as forças eletrostáticas sobre o material sejam maiores, levando a uma maior deformação. Outro fator que contribui para uma força eletrostática inferior (e conseqüentemente uma deformação menor) no trabalho de Wissler e Mazza, é que o polímero utilizado tinha o dobro de espessura (VHB4910, que tem 1mm de espessura). Em contrapartida, o que os ajudou a obter uma deformação próxima, mesmo com um campo elétrico menor, foi o tempo em que a tensão foi aplicada. Este ocorreu durante 15min, tempo suficiente para que os efeitos viscoelásticos ajam significativamente. Isso significa que, devido ao relaxamento do material, se eles tivessem deixado a tensão aplicada por mais tempo, uma deformação ainda maior poderia ter sido alcançada. Da mesma forma, a deformação de 79% encontrada neste trabalho poderia ter sido bem maior. No entanto, para fins de aplicabilidade do material como atuador de deslocamentos, as deformações desejadas são as imediatamente após a atuação da fonte de tensão.

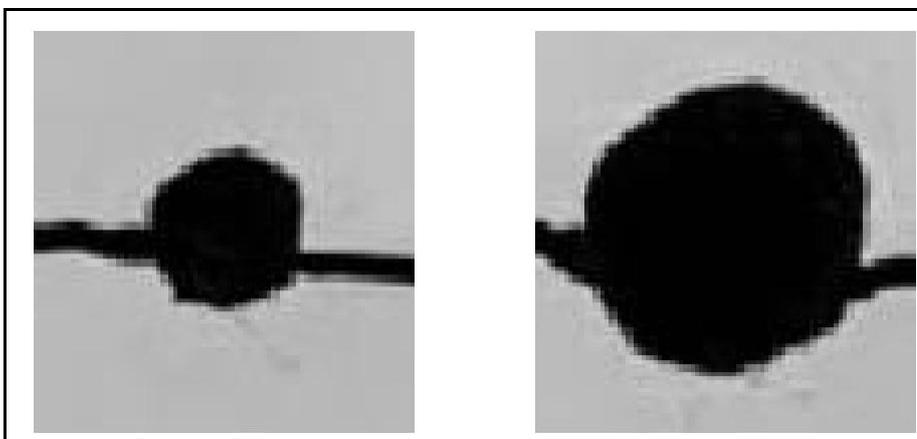


Figura 42: À esquerda: região ativa sem excitação com 201mm^2 . À direita: a mesma região ativa mas com uma excitação de 4,1kV provocando uma deformação da área de 223%.

6.2 Curva Característica de Força por Deformação

Esse teste foi feito de forma a produzir a curva característica do polímero relacionando a força exercida pelo atuador (e conseqüentemente a tensão mecânica de tração) para diferentes deformações. No entanto, devido à viscosidade do material e a maneira como os suportes do polímero foram elaborados, não foi possível evitar o escorregamento do elastômero pelas placas de fenolite para altas deformações. Isso ocasionou uma diminuição da força para essas deformações. A Figura 43 mostra a resposta da força do atuador durante todo experimento.

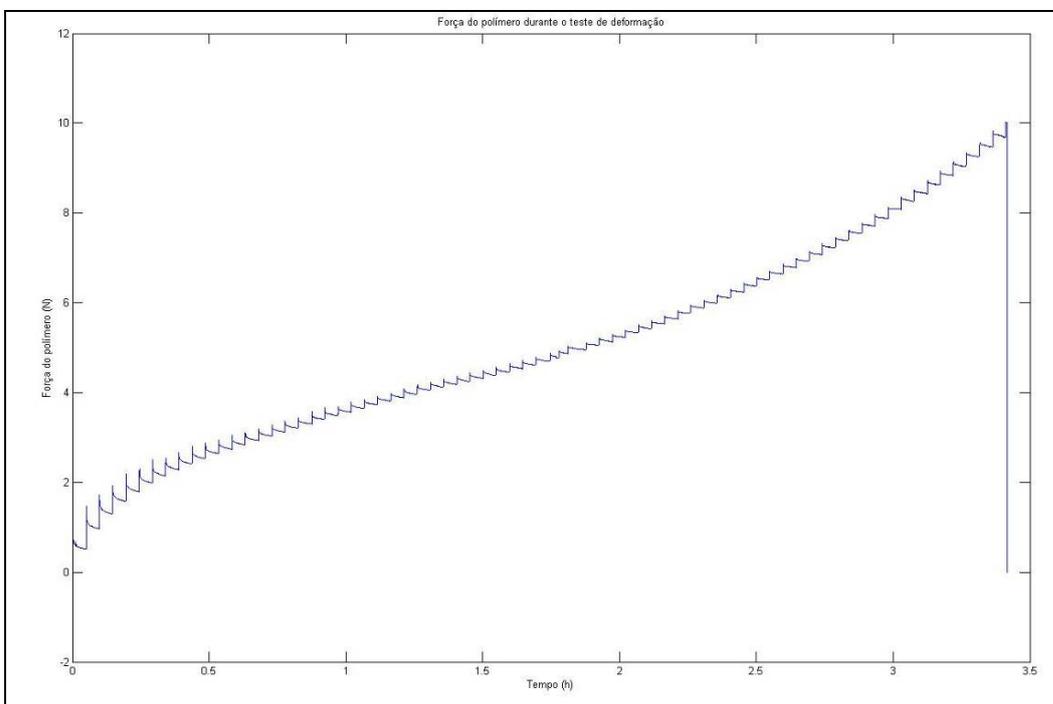


Figura 43: Resposta de força do polímero para deformações de até 1000%.

Depois de cada incremento na deformação do polímero (visto na Figura 43 como um aumento abrupto na força), há uma rápida decaída da força até sua estabilização em um valor bastante inferior ao inicial. Isso se deve as propriedades visco-elásticas do material, que cede depois de qualquer variação do seu comprimento. Para uma análise do comportamento do material quanto à tensão mecânica produzida, utilizou-se os pontos mínimos de força em cada incremento na deformação do material como sendo o valor representativo para aquele comprimento e com isso as curvas de caracterização do material foram geradas e as mesmas são mostradas nas Figuras 44 e 45.

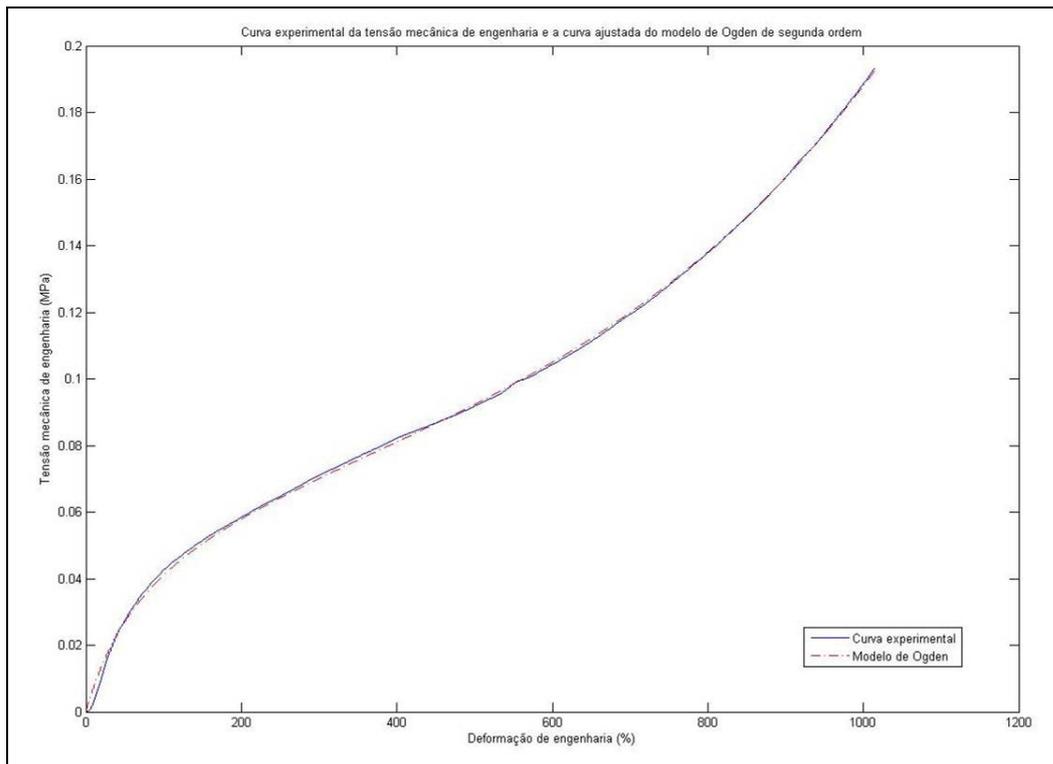


Figura 44: Curvas experimental e teórica de tensão mecânica de engenharia pela deformação de engenharia sem estímulo elétrico.

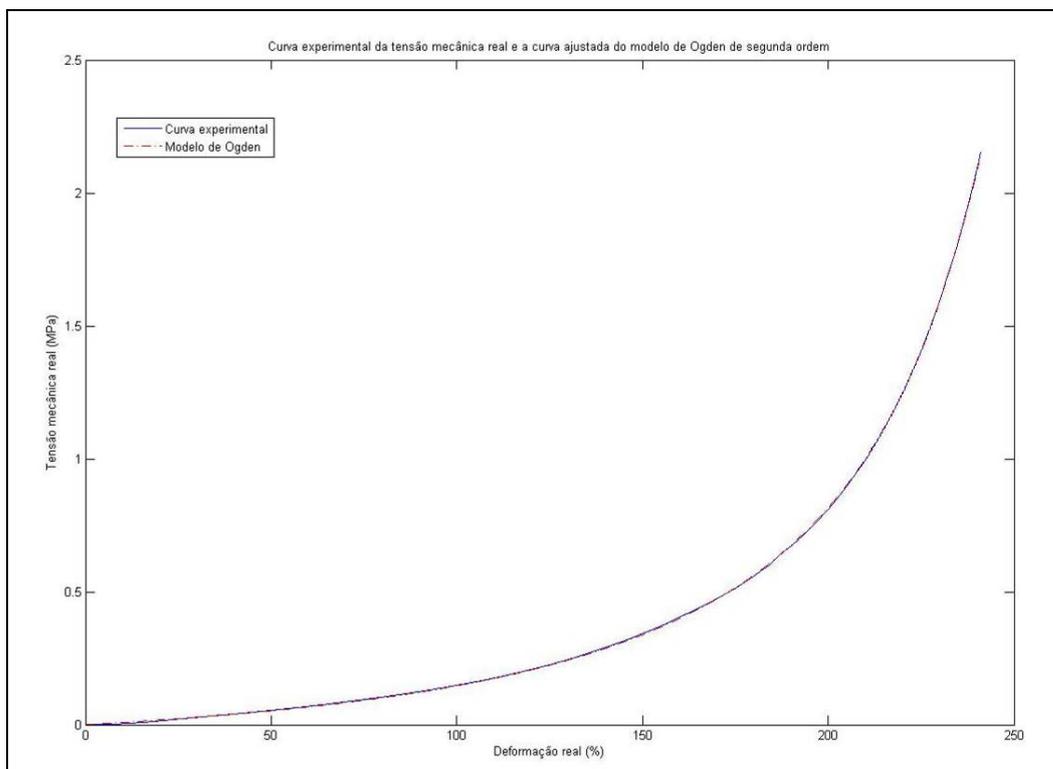


Figura 45: Curvas experimental e teórica de tensão mecânica real pela deformação real sem estímulo elétrico.

Pode-se notar pela Figura 44 que, diferentemente do comportamento de outros materiais como o aço, antes da ruptura há um aumento no módulo de

elasticidade do material, característico dos elastômeros. Esse aumento ocorre quando as longas cadeias poliméricas estão terminando de se desenrolar, ficando praticamente alinhadas com o carregamento, e refletindo assim a rigidez das ligações fortes nas cadeias. Junto às curvas experimentais de tensão mecânica encontram-se as curvas ajustadas utilizando o modelo de Ogden. O ajuste foi feito com o método dos mínimos quadrados resultando em um RMSE (*Root Mean Square Error* – raiz quadrada do erro médio quadrático) de $9,17 \times 10^{-4}$ MPa e um erro máximo de 3,7% do valor experimental para a tensão mecânica de engenharia e um RMSE de $3,792 \times 10^{-3}$ MPa e um erro máximo de 0,47% do valor experimental para a tensão mecânica real.

6.3 Teste de Força Blocante

Neste experimento testou-se o modelo matemático desenvolvido da força do atuador em função da tensão elétrica aplicada. Os testes foram feitos com um atuador construído com uma camada dupla de polímero VHB4905, pré-deformado de 400% na direção x e com uma deformação de 360% na direção y. Para verificar o modelo desenvolvido, foi aplicada uma tensão com perfil de rampa crescente até a quebra do dielétrico (aproximadamente 7,5kV depois de 2min de teste). A Figura 46 mostra a comparação direta entre a curva experimental e a teórica, obtidas pelas Equações 3.17 à 3.21.

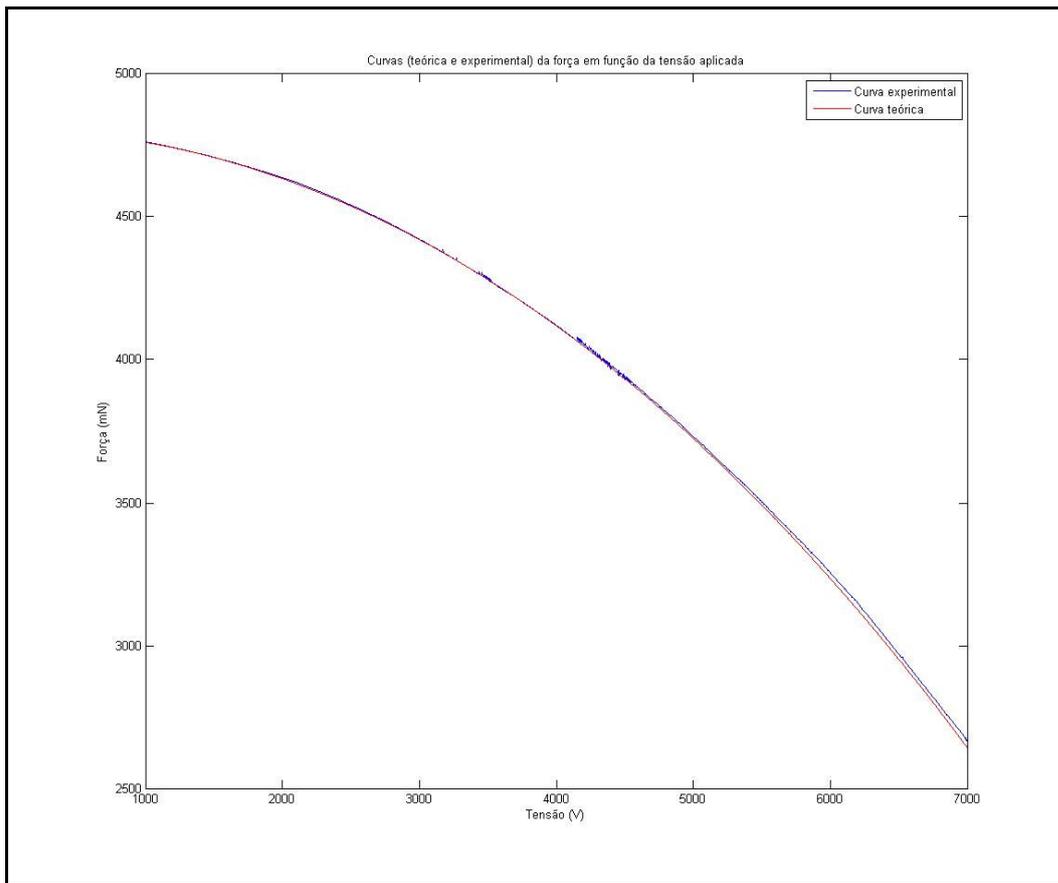


Figura 46: Comparação entre as curvas experimental e teórica da variação da força em função da tensão aplicada no músculo artificial.

O RMSE do resultado obtido é de 10,5mN. O erro máximo do modelo desenvolvido é de 26,7mN, significando um erro de 1% do valor experimental. Esse erro máximo ocorreu para uma tensão de aproximadamente 7kV. Isso se deve ao fato do modelo desenvolvido não contemplar as viscoelasticidade do material. Com isso, o efeito de relaxamento do polímero, sobreposto à atuação, se tornou significativo no final do experimento. Provavelmente, se a taxa de incremento da atuação fosse mais lenta, esse erro final seria maior.

As Figuras 47 e 48 mostram as curvas de tensão mecânica pela deformação para tensões elétricas variando de 1,5kV até 5,5kV. Em cada figura existem 9 curvas, cada uma gerada com um estímulo elétrico diferente. Cada curva corresponde a um estímulo elétrico de 500V a mais que a curva logo acima, sendo que a curva com os maiores valores de tensão mecânica corresponde ao menor estímulo elétrico aplicado (1,5kV). Nota-se, como era esperado, que quanto maior o estímulo elétrico aplicado, menor a tensão mecânica gerada pelo atuador. No entanto as curvas não se encontram igualmente espaçadas, apesar do estímulo

elétrico entre uma curva e a imediatamente superior ser o mesmo da curva imediatamente inferior.

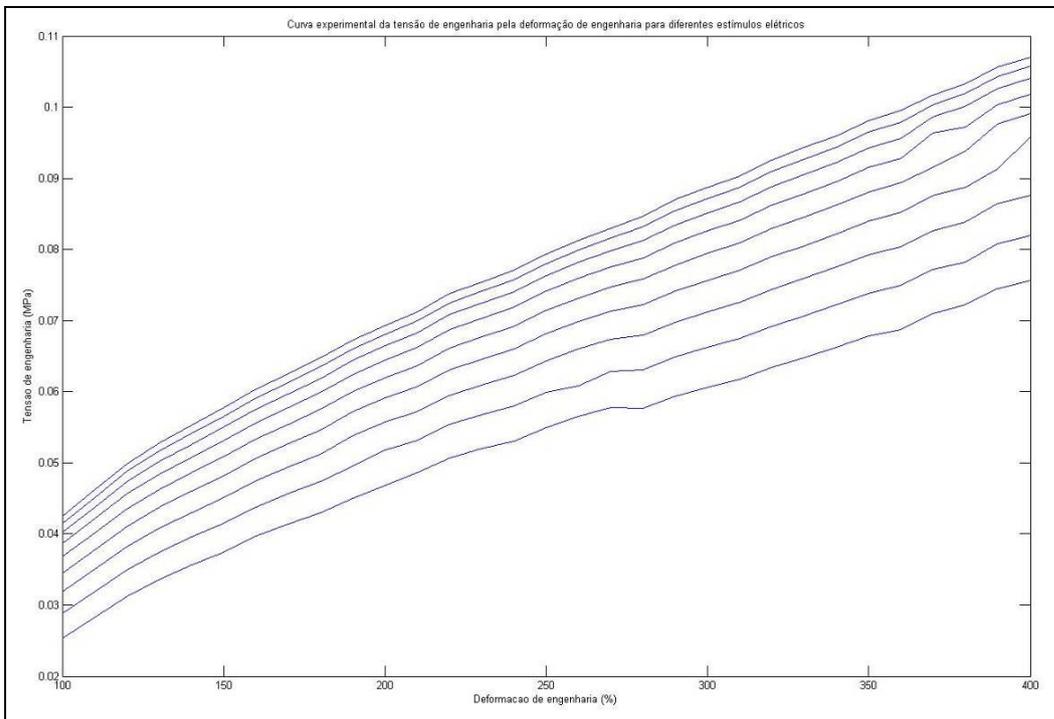


Figura 47: Curvas de tensão mecânica de engenharia pela deformação de engenharia para diferentes estímulos elétricos.

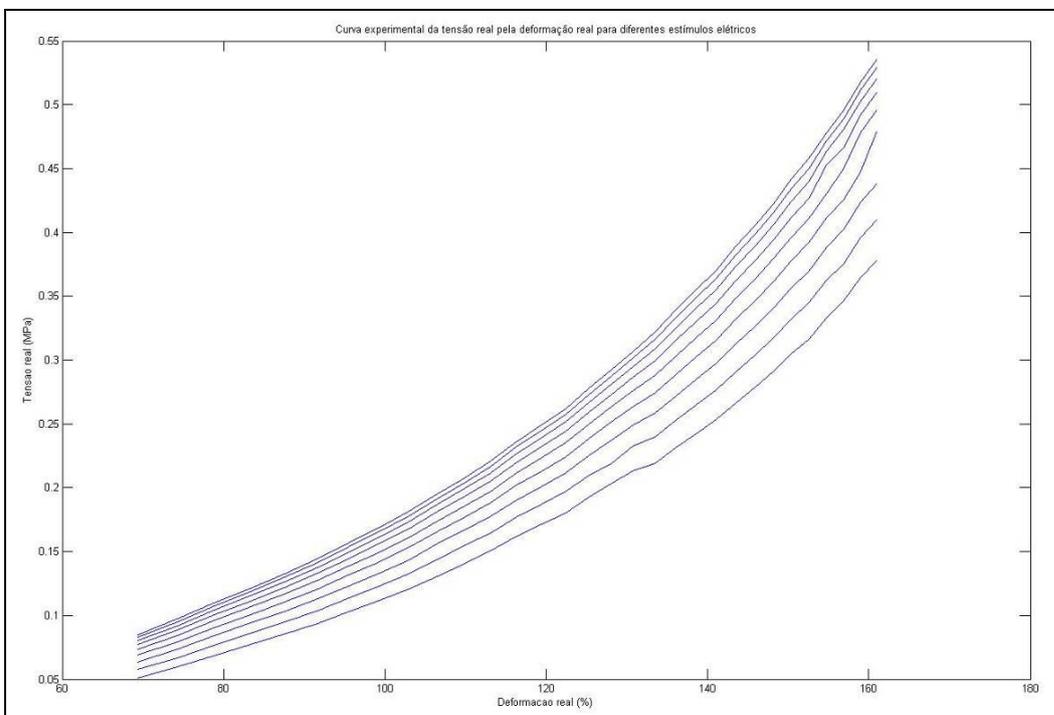


Figura 48: Curvas de tensão mecânica real pela deformação real para diferentes estímulos elétricos.

O mesmo pode ser visto ao longo do eixo da deformação. Quanto maior a deformação, maior a distância entre as curvas, apesar do incremento no comprimento do atuador ter sido constante durante o experimento. Esse comportamento se deve às não linearidades apontadas na seção 3.3 onde é mostrado que a força do polímero varia proporcionalmente ao quadrado do estímulo elétrico aplicado e inversamente proporcional à espessura do material. Logo, quanto maior a deformação do atuador no seu comprimento, menor a sua espessura e com isso maior a força produzida.

6.4 Controlador PID com Ganhos Variáveis

Foram testados diversos valores para os ganhos do PID de forma a encontrar uma resposta estável e rápida para a malha fechada de controle de força, baseado nas medições em tempo real do sensor de força utilizado. O que se percebeu é que os ajustes feitos para baixos valores desejados de força não eram bons para altos valores desejados. O sistema passava a ter um aumento considerável na amplitude das oscilações e um aumento também na sua frequência. Esse comportamento está de acordo com o modelo desenvolvido da malha de controle com o PID padrão. As não-linearidades do sistema o tornam muito sensível para atuações próximas ao estado de quebra do dielétrico. Um pequeno degrau na atuação tem respostas bastante diferentes se o atuador encontra-se perto da sua tensão limite ou longe da mesma.

Foi implementado o PID com ganhos compensados automaticamente de acordo com a espessura e força do polímero. Para tal, inicialmente os ganhos foram ajustados de forma empírica. Em seguida, implementou-se o ajuste automático desses ganhos a partir dos modelos não-lineares do sistema, e gravaram-se as respostas do sistema. Para que possam ser feitas comparações diretas entre os controladores, utilizou-se o ganho proporcional do PID compensado ($K_p \sqrt{\frac{z}{F}}$ adquirido para altos valores desejados de força) no PID sem compensação. Com isso espera-se que o comportamento dos dois controladores seja muito parecido para esses valores de força, pois ambos terão ganhos proporcionais, derivativos e integrais muito próximos.

Deve-se levar em consideração que provavelmente existe uma combinação melhor de ganhos para o controlador que forneça uma resposta mais rápida e menos oscilatória, no entanto a obtenção de um controle ótimo está fora do escopo desse trabalho.

A principal diferença entre os comportamentos (mostrados na Figura 49 e Figura 50) é a regularidade da atuação do PID compensado para todos os valores desejados de força. Enquanto que o PID padrão possui um bom comportamento para valores desejados próximos a 4000mN, e outro pior para valores menores, o PID compensado não sente essa diferença. Outro fator importante é que devido às grandes oscilações do PID padrão, não foi possível alcançar valores desejados abaixo de 3100mN, pois as oscilações na tensão de atuação chegavam a 6kV, que era o limite estabelecido para esse teste. Com o PID compensado, foi possível chegar a valor de 2800mN com perfis de tensão tão suaves quanto os para alcançar 4000mN. É preciso ressaltar que as maiores forças geradas pelo atuador correspondem às menores tensões elétricas aplicadas, como descrito na seção 3.3.

Nas duas figuras seguintes (Figura 51 e Figura 52) é mostrado o perfil de tensão aplicado experimentalmente no atuador durante o controle com PID padrão e PID compensado, respectivamente. Nelas pode-se ver a viscoelasticidade do material através da tensão de controle. Principalmente pelos gráficos correspondentes ao desempenho do sistema com o PID compensado (Figura 50 e Figura 52), percebe-se que depois de atingido um baixo valor desejado de força (correspondente a altas tensões elétricas aplicadas), a tensão decai um pouco. Isso se deve ao relaxamento do material depois de uma mudança nas tensões mecânicas internas. O material tende a voltar ao estado de deformação anterior e por isso, depois de esticá-lo mecanicamente ou depois de diminuir a tensão elétrica aplicada, sua força diminui um pouco até atingir uma variação desprezível. Do mesmo jeito, depois de diminuir seu comprimento ou aumentar a tensão de atuação, a força exercida pelo material tende a aumentar até atingir um regime permanente.

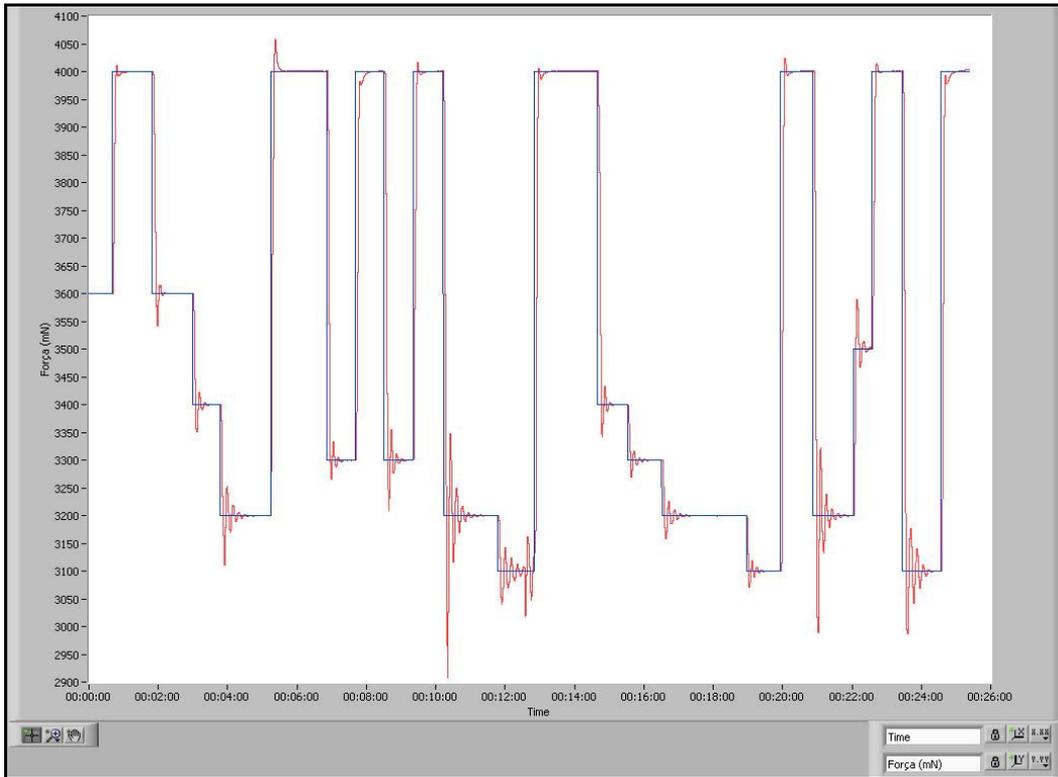


Figura 49: Resposta a diversos degraus do sistema controlado pelo PID padrão, medida experimentalmente, com ganhos ajustados para otimizar a resposta ao degrau de 4000mN. Note o comportamento oscilatório para degraus mais baixos

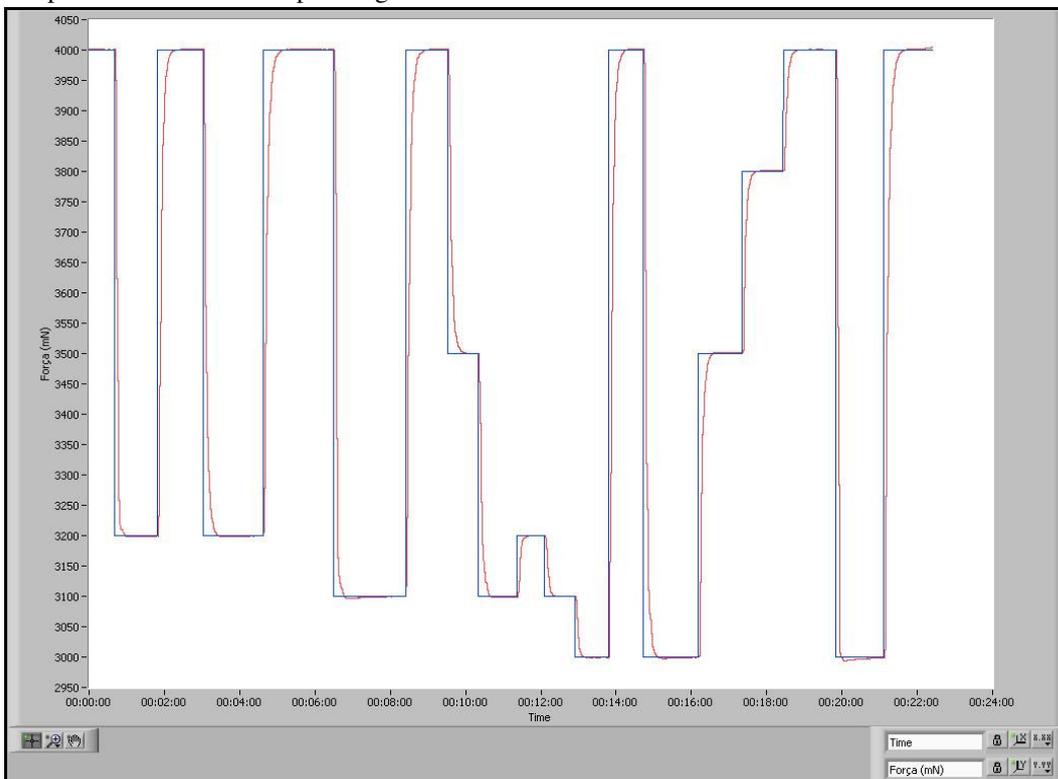


Figura 50: Resposta a diversos degraus do sistema controlado pelo PID compensado.

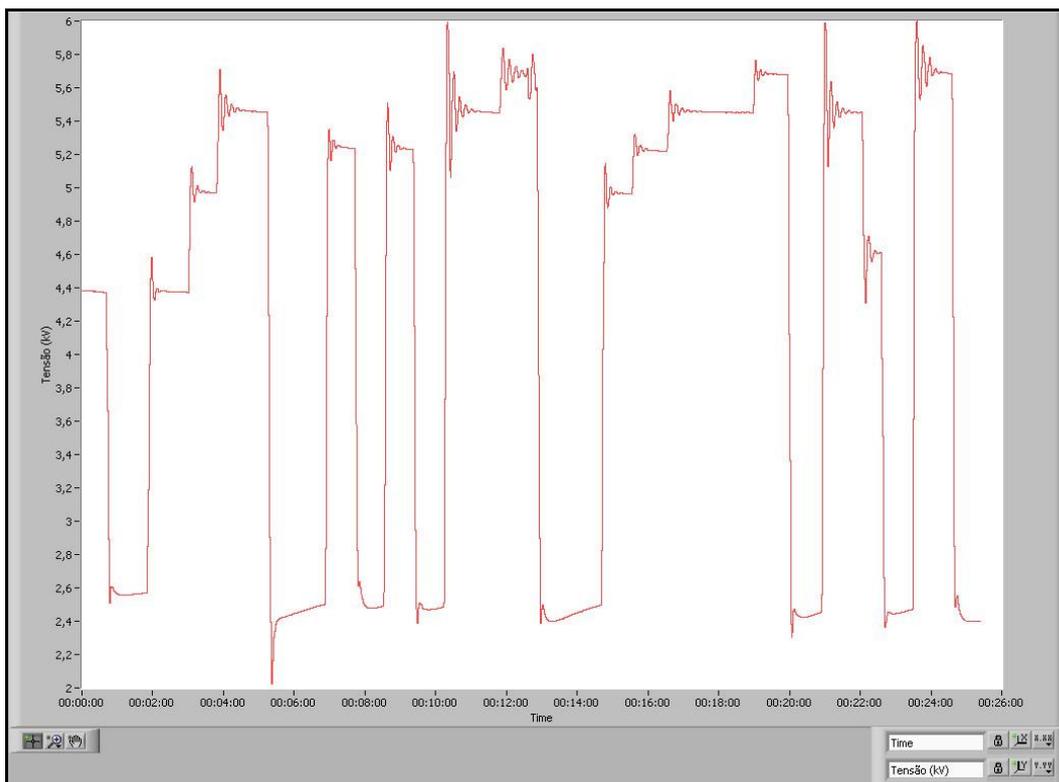


Figura 51: Curva de tensão aplicada no atuador durante o controle de força utilizando PID padrão.

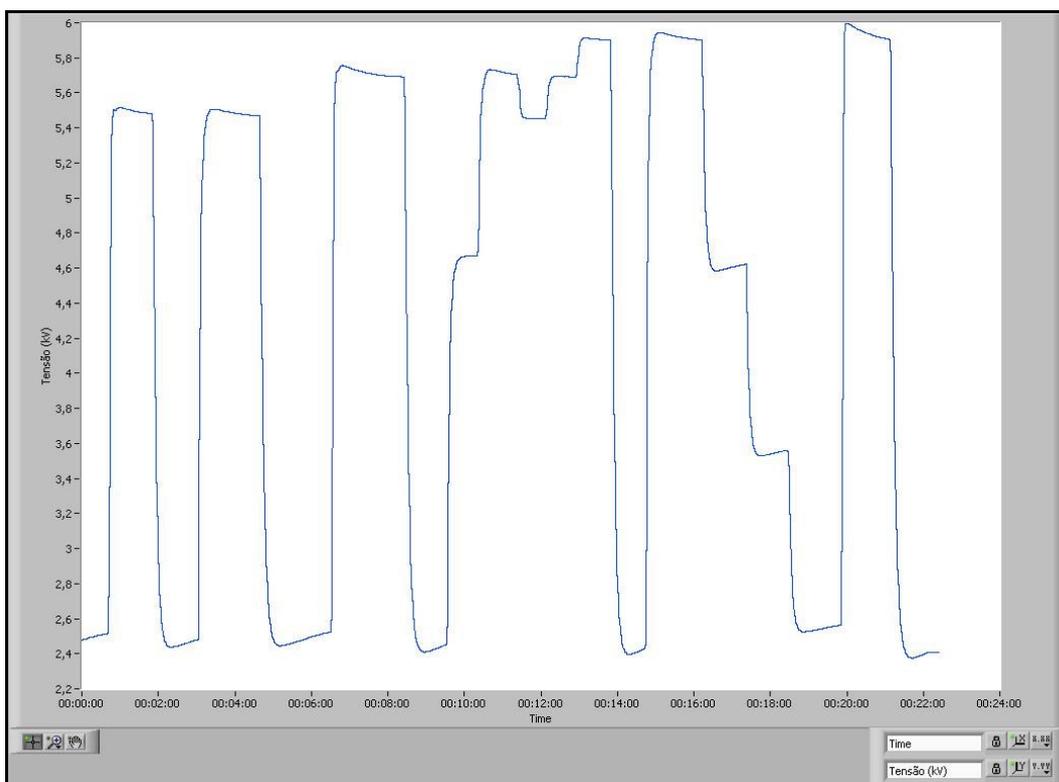


Figura 52: Curva de tensão aplicada no atuador durante o controle de força utilizando PID compensado. Note a suave variação de tensão exigida para manter o polímero em cada patamar de força, compensando-se assim os efeitos viscoelásticos.

7 Conclusões

Neste trabalho construiu-se uma bancada de testes para atuadores à base de polímeros eletroativos dielétricos, incluindo os sistemas de atuação e de leitura automática de dados de tensão elétrica e força produzidos. Foi desenvolvido um circuito para atuação dos músculos artificiais que pode atingir 10kV DC. Foram especificados e adquiridos equipamentos para aquisição de dados produzidos pela bancada, assim como atuação nos atuadores estudados. Integraram-se esses diversos sistemas de aquisição de dados com os circuitos desenvolvidos e com o computador. Para comunicar com os equipamentos de atuação e leitura de dados, desenvolveu-se um programa com possibilidades de diferentes perfis de atuação, controladores, gravação dos dados aquisitados em arquivos do MSExcel, sistemas automáticos de detecção de falha no polímero com proteção da fonte de alta tensão, e possibilidade de leitura de força em diferentes unidades. Construiu-se uma estrutura em alumínio para ajustar o pré-tensionamento dos polímeros, preparando-os antes da sua utilização em atuadores. Foram desenvolvidas molduras de nylon e fenolite para a montagem dos atuadores.

Foram desenvolvidos também modelos matemáticos para diferentes configurações de atuadores à base de polímeros dielétricos, relacionando as deformações e forças com a tensão elétrica aplicada. A partir de um desses modelos, foi possível desenvolver uma malha de controle que compensasse as não-linearidades intrínsecas do sistema.

Diversos testes com o polímero foram feitos na bancada, incluindo testes de deformação e testes para a caracterização do material em estudo. Nos testes de deformação, foram alcançados 223% de alteração da área. Esse resultado é superior ao encontrado em trabalhos similares na literatura internacional mostrando que as tecnologias desenvolvidas nessa pesquisa são tão boas quanto ou melhores que as utilizadas em outros países.

Nos testes de força, comprovaram-se as não-linearidades identificadas durante a modelagem matemática do sistema, através da excessiva sensibilidade

do atuador em altas tensões. Implementaram-se dois controladores, onde em um deles foi incluído o modelo preditivo para compensação das não-linearidades do material. Os resultados mostraram a diferença entre a utilização de um controlador PID tradicional e o PID compensado. Neste último, o comportamento do sistema para altas e baixas tensões era igualmente satisfatório enquanto que com o PID tradicional o sistema aumentava as oscilações tanto em amplitude quanto em frequência para valores de força desejados que exigissem altas tensões (Figura 51). O PID compensado corrige ambos os problemas.

8

Referências Bibliográficas

- [1] Aviram A., “Mechanophotochemistry”, *Macromolecules*, Vol. 11, 1978, pp. 1275;
- [2] Bar-Cohen, Y., *Biomimetics: Biologically Inspired Technologies*, CRC Press - Taylor & Francis Group, Boca Raton, Florida, USA, 2006;
- [3] Bar-Cohen, Y., “Actuation of biologically inspired intelligent robotics using artificial muscles”, *Industrial Robot: An International Journal*, 30(4): 331-337, 2003;
- [4] Bar-Cohen Y., *Electroactive polymer (EAP) actuators as artificial muscles: reality, potential, and challenges*, 2nd ed., SPIE, Washington (2004);
- [5] Bar-Cohen Y., T. Xue and S. -S., Lih, “Polymer piezoelectric transducers for ultrasonic NDE”, First International Internet Workshop on Ultrasonic NDE, Subject: Transducers, organized by R. Diederichs, UTonline Journal, Germany, <http://www.ndt.net/article/yosi/yosi.htm> (Sep. 1996);
- [6] Baughman R. H., C. Cui, A. A. Zakhidov, Z. Iqbal, J. N. Basrisci, G. M. Spinks, G. G. Wallace, A. Mazzoldi, D. de Rossi, A. G. Rinzler, O. Jaschinski, S. Roth and M. Kertesz, “Carbon Nanotube Actuators”, *Science*, Vol. 284, (1999), pp. 1340-1344;
- [7] Becker C. e Glad W., “Light activated EAP materials”, JPL’s NDEAA Technologies, WW-EAP Newsletter, Vol. 2, No. 1 (2000), pp. 11;
- [8] Brock D. L., “Review on artificial muscle based on contractile polymer”, MIT AI Memo No. 1330 (1991);
- [9] Carrozza, M. C., Suppo, C., Sebastiani, F., Massa, B., Vecchi, F., Lazzarini, R., Cutkosky, M. R., Dario, P., “The SPRING Hand: Development of a Self-Adaptive Prosthesis for Restoring Natural Grasping”, *Autonomous Robots* (16): 125-141, 2004;
- [10] Chang, Z., -Y., T.-B.Xu, Bharti, V., Mai, T. X., Zhang, Q. M., Ramotowski, T., Ting, R. Y., “Characterization of electrostrictive P(VDE-TrFE) copolymer films for high-frequency and high-load applications”, *Proceedings of SPIE*, 3987, pp. 73-80, 2000;
- [11] Chou C. P., B. Hannaford, “Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles”, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 12, (Feb. 1996), pp. 90-102;
- [12] Chou C. P., B. Hannaford, “Static and Dynamic characteristic of McKibben pneumatic artificial muscles”, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, San Diego, (May-1994), 1:281-286;
- [13] Eguchi M., “On the Permanent Electret”, *Philosophical Magazine*, Vol. 49, (1925) pp. 178;
- [14] Fennimore, A. M., Yuzvinsky, T. D., Han, W. Q., Fuhrer, M. S., Cumings, J., Zettl, A., “Rotational actuators based on carbon nanotubes”, *Nature*, vol. 424, pp.408-410, July, 2003;

- [15] Glass J. E. (Ed.), *Polymer in aqueous media*, Americal Chemical Society, Washington D.C. (1989);
- [16] Goulbourne N. C. S., “Electroelastic Modeling of Dielectric Elastomer Membrane Actuator”, Submitted to the Department of Mechanical Engineering in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Doctor of Philosophy at the Pennsylvania State University, August, 2005;
- [17] Guyton, A. C., *Fisiologia humana e mecanismos das doenças*, Guanabara Koogan S. A., Rio de Janeiro, RJ, 1993;
- [18] Hirokawa Y., T. Tanaka, “Volume transition in nonionic gel”, *J. Chem. Physics*, Vol. 81, (1984), pp. 6379;
- [19] Ichijo, H., Hirasa, R., Kishi, Oowada, M., Sahara, K., Kokufuta, E., Kohno, S., “Thermo-responsive gels”, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 46, pp. 185-190, 1995;
- [20] J.-S. Plante, S. Dubowsky, “On the Performance Mechanisms of Dielectric Elastomer Actuators”, *Sensors and Actuators: A Physical* (2007), doi:10.1016/j.sna.2007.01.017;
- [21] J.-S. Plante, S. Dubowsky, “Large-scale Failure Models of Dielectric Elastomers Actuators”, Elsevier, *International Journal of Solids and Structures*, Vol. 43, pp. 7727-7751, 2006;
- [22] Katchalsky, A., “Rapid swelling and deswelling of reversible gels of polymeric acids by ionization” *Experientia*, Vol. V, (1949), pp. 319-320;
- [23] Khidir E. A., Mohamed N. A., Nor M. J. M., Mustafa M. M., “A new concept of linear smart actuator”, ed. Elsevier, *Sensors and Actuators A: Physical*, Volume 135, Issue 1, 30 March 2007, Pages 244-249;
- [24] Kim, K. J., Tadokoro, S., *Electroactive Polymers for Robotics Applications: Artificial Muscles and Sensors*, Springer, New York, USA, 2007;
- [25] Kobayashi, H., Iba, M., Suzuki, H., “Development of a muscle suit for the upper limb – Proposal of posture control methods -”, *Proceeding of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1056-1061, Beijing, China, October, 2006;
- [26] Kofod, G., “Dielectric elastomers actuators”, submitted to the Department of Chemistry, Technical University of Denmark, for partial fulfillment of the requirements for the Ph. D. degree, 2001;
- [27] Koo, J. C., Jung, K. M., Jung, M. Y., Choi, H., Nam, J. D., Lee, Y. K., “Effect of Pre-Strain on the Antagonistically Driven Dielectric Polymer Actuator”, *Key Engineering Materials*. Vol. 306-308, Part 2, pp. 1187-1192. 2006;
- [28] Menegaldo, L. L., “Modelagem matemática, simulação e controle artificial da postura em seres humanos”, submetido ao departamento de projeto mecânico, Universidade estadual de Campinas, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, 1997;
- [29] Ovick, N. L., Kusic, G. L.; “Including Corona Effects for Traveling Waves on Transmission Lines”, *IEEE Transaction on Power Apparatus and Systems*, Vol. PAS-103, No 12, December 1984;
- [30] Pelrine, R., Kornbluh, R., Pei, Q., Stanford, S., Oh, S., Eckerle, J., “Dielectric Elastomer Artificial Muscle Actuators: Toward Biomimetic Motion”, *Smart Structures and Materials 2002: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, *Proceedings of SPIE* (4695):126-137, 2002;

- [31] Pelrine R., Kornbluh R., and Joseph J. P., “Electrostriction of polymer dielectrics with compliant electrodes as a mean of actuation”, *Sensor Actual. A*, Vol. 64, (1998), pp. 75-85;
- [32] Pelrine R., Kornbluh R., Pei Q. and Joseph J. P., “High-Speed electrically actuated elastomers with strain greater than 100%”, *Science* 287, pp. 836-839, 2000;
- [33] Pons, J. L., Rocon, E., Ceres, R., Reynaerts, D., Saro, B., Levin, S., Van Moorleghem, W., “The MANUS-HAND Dextrous Robotics Upper Limb Prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects”, *Autonomous Robots* (16): 143-163, 2004;
- [34] Shiga T., “Deformation and viscoelastic behavior of polymer gels in electric fields”, *Adv. Polym. Sci.*, Vol. 134, (1997), pp. 131-163;
- [35] Sokolowski W. M., A. B. Chmielewski, and S. Hayashi, “Cold hibernated elastic memory (CHEM) self-deployable structures”, Y. Bar-Cohen, (Ed.), *Proceedings of the SPIE’s 6th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials*, SPIE Proc. Vol. 3669, (1999) pp. 179-185;
- [36] Sperling, L. H., *Introduction to physical polymer science*, 2nd ed., John Wiley & Sons, New York (1992);
- [37] Wax, S. G. and Sands, R. R., “Electroactive polymer actuators and devices”, in *Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Yoseph Bar-Cohen, ed., Proc. SPIE Vol. 3669, pp. 2-10, 1999;
- [38] Wingert A. R., “Development of a Polymer-Actuated Binary Manipulator”, Submitted to the Department of Mechanical Engineering in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Master of Science in Mechanical Engineering at the Massachusetts Institute of Technology, June, 2002;
- [39] Winslow, W. M., “Induced fibrillation of suspensions”, *Journal of applied physics*, Vol. 20, (1949), pp. 1137;
- [40] Wissler, M., Mazza, E., “Mechanical behavior of an acrylic elastomer used in dielectric elastomer actuator”, *Sensors and Actuators A* 134 (2007) 494–504, June, 2006;
- [41] Woojin, L., “Polymer gel based actuator: dynamic model of gel for real time control”, Ph. D. Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 1996;
- [42] Zrinyi M., D. Szabo, J. Fecher, “Comparative studies of electro- and magnetic field sensitive polymer gels”, Y. Bar-Cohen, (Ed.), *Proceedings of the SPIE’s 6th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials*, EAPAD Conf. SPIE Proc. Vol. 3669, (1999) pp. 406-413;

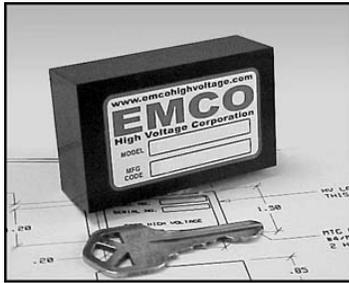
Anexos

- Datasheet do conversor DC-DC E101 da Emco High Voltage Corporation;
- Datasheet do sensor de força LCEB-5 da Omega Engineering, Inc.;
- Datasheet do sensor de alta tensão V1G da Emco High Voltage Corporation;
- Datasheet do polímero VHB4905 da 3M.

Proportional DC to HV DC Converters



0 to + or - 100 through 0 to + or - 12,000 VDC up to 3 Watts
E Series



The E Series is a broad line of small, versatile, component level building blocks that provide up to 12,000 VDC at up to 3 watts continuous output power*² in a PCB mount package. This series features low ripple, noise, and EMI/RFI by utilizing a quasi-sinewave oscillator, excellent filtering techniques and a fully enclosed pot core transformer. The output voltage is

directly proportional to the input voltage, and is linear from approximately 0.7 volts to maximum input. The isolated output allows for user selectable output polarity. Options include mounting holes, external aluminum box, and an output center tap which, when grounded, provides both positive and negative outputs from one low cost module.

FEATURES

- Low Ripple
- Low EMI/RFI
- Proportional Input/Output
- Exceptional Reliability
- Compact, PCB Mount Package

OPTIONS

- RoHS (- 'R' suffix denotes the product is designed to meet RoHS requirements per E01R)
- External Mounting Box, See AB Series
- Output Center Tap, See CT Series
- Mounting Holes
- Alternate Pin Patterns Available
- Epoxy: **A.** Low Outgassing (NASA approved per ASTM E-959-93)
- B.** UL 94 V0 flammability rating
- Extended Operating & Storage Temperature: Contact Factory

APPLICATIONS

- Electro-Static Field Generation
- IV Op Amps
- Grid Bias
- Spectrometry
- Piezo Devices
- Flame Ignition
- Relay Switches
- Ion Pumps
- Capacitor Charging
- Electrophoresis
- Image Intensifiers
- Printers

MODEL	INPUT CURRENT (NO LOAD)	INPUT CURRENT (FULL LOAD)	INPUT VOLTAGE	OUTPUT* ³ VOLTAGE	OUTPUT* ² CURRENT	RIPPLE P-P
E01	<175 mA	<425 mA	0 to 12	0 to +/-100	30 mA	0.1%
E02	<125 mA	<400 mA	0 to 12	0 to +/-200	15 mA	0.25%
E02-5	<125 mA	<400 mA	0 to 12	0 to +/-250	12 mA	0.75%
E03	<125 mA	<400 mA	0 to 12	0 to +/-300	10 mA	1.0%
E05	<150 mA	<400 mA	0 to 12	0 to +/-500	6 mA	0.02%
E06	<175 mA	<400 mA	0 to 12	0 to +/-600	5 mA	0.1%
E08	<125 mA	<400 mA	0 to 12	0 to +/-800	3.75 mA	0.03%
E10	<125 mA	<400 mA	0 to 12	0 to +/-1,000	3 mA	0.03%
E15	<150 mA	<400 mA	0 to 12	0 to +/-1,500	2 mA	0.05%
E20	<175 mA	<425 mA	0 to 12	0 to +/-2,000	1.5 mA	0.25%
E30	<175 mA	<400 mA	0 to 15	0 to +/-3,000	1 mA	0.25%
E40	<175 mA	<400 mA	0 to 15	0 to +/-4,000	0.75 mA	0.5%
E50	<175 mA	<400 mA	0 to 15	0 to +/-5,000	0.6 mA	0.5%
E60	<175 mA	<400 mA	0 to 15	0 to +/-6,000	0.5 mA	0.5%
E70* ¹	<175 mA	<350 mA	0 to 15	0 to +/-7,000	0.43 mA	1%
E80* ¹	<175 mA	<300 mA	0 to 15	0 to +/-8,000	0.25 mA	1.25%
E101* ¹	<175 mA	<300 mA	0 to 15	0 to +/-10,000	0.2 mA	1.5%
E121* ¹	<175 mA	<300 mA	0 to 15	0 to +/-12,000	0.16 mA	1.5%

- * Note 1. This unit has flying leads on the output and clearance holes for mounting
- 2. At Maximum Rated Output Voltage.
- 3. Output Voltage is load dependent. Under light or no load conditions, reduce input voltage so maximum rated output voltage is not exceeded.

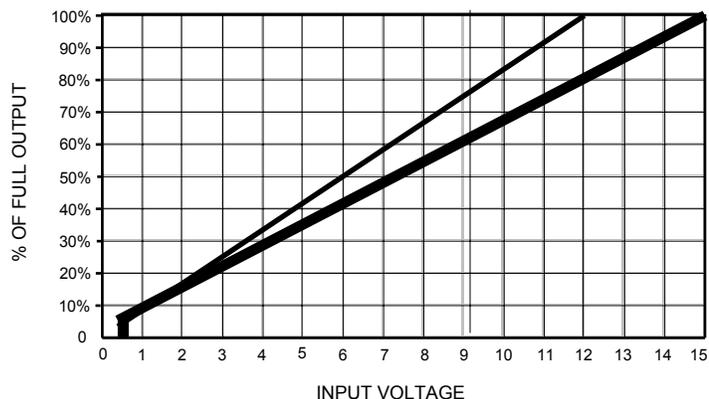
PHYSICAL CHARACTERISTICS

- SIZE: 1.5 x 2.5 x 0.85 (38 x 64 x 22)
- WEIGHT: 3 Ounces (85 grams) Approx.
- PACKAGING: Epoxy Encapsulated
- CASE MATERIAL: Glass-filled Epoxy
- PINS: .031 (.79) Dia., .20 (5.1) Min. Length

ELECTRICAL SPECIFICATIONS

- INPUT VOLTAGE: See Table
- TYPICAL TURN-ON VOLTAGE: 0.7 Volts
- OUTPUT VOLTAGE: See Table
- OUTPUT CURRENT: See Table
- RIPPLE: See Table
- ISOLATION: 3,500 Volts +Vout
- E70 – E121: 500V + Vout
- EFFICIENCY: >60% Typical
- OPERATING TEMP: -10° to +60° C
- E70 – E121: -10° to +50° C

TYPICAL INPUT vs. OUTPUT VOLTAGES



4719AR

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0510808/CA

e-mail sales@emcohighvoltage.com
Web site www.emcohighvoltage.com

Phone (209) 267-1630 Fax (209) 267-0282
70 Forest Products Road, Sutter Creek CA 95685

Proportional DC to HV DC Converters

0 to + or - 100 through 0 to + or - 12,000 VDC up to 3 Watts
E Series

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0510808/CA

E01-E60

Dimensions are in Inches
Dimensional Tolerances: $\pm .03$ ($\pm .76$)
(Metric Equivalents in Parentheses)

Pin #	Function
1	(+) Input
2	(-) Input
3	(+) Output
4	(-) Output
5	Center Tap (<i>optional</i>)

Center Tap (option)

E70-E121

Dimensions are in Inches
Dimensional Tolerances: $\pm .03$ ($\pm .76$)
(Metric Equivalents in Parentheses)

Pin #	Function
1	(+) Input
2	(-) Input
3*	(+) Output
4*	(-) Output
5	Center Tap (<i>optional</i>)

*Output Leads

Center Tap (option)

MINIBEAM LOAD CELLS

EXCEPTIONAL ACCURACY

LCEB Series

Compression
5 lb to 250 lb
2.3 kg to 114 kg

Starts at
\$160



Very High Precision
Low Profile—1" Height
High Repeatability
100% Creep Tested

EB load cells offer exceptional accuracy in compression when employed in controlled environments in general, anywhere a digital loadout is used). Their high accuracy, small size, low creep, and excellent temperature compensation make them excellent choices for force testing, thrust measurements, check weighing, and scale applications.

SPECIFICATIONS

Excitation: 10 Vdc (15 V max)

Output: 3 mV/V nominal

Calibration: NIST-traceable

Linearity: ±0.03% FS

Hysteresis: ±0.02% FS

Repeatability: ±0.01% FS

Creep (after 20 min): ±0.15%

Zero Balance: ±1% FS

Operating Temp Range:

-55 to 90°C (-65 to 200°F)

Compensated Temp Range:

-15 to 65°C (0 to 150°F)

Thermal Effects:

Zero: ±0.0015% rdg/°F max

Span: ±0.0008% FS/°F max

Safe Overload: ±150% of capacity

Ultimate Overload: ±400% of capacity

Input Resistance: 350 Ω +50/-3.5 Ω

Output Resistance: 350 Ω ±3.5 Ω

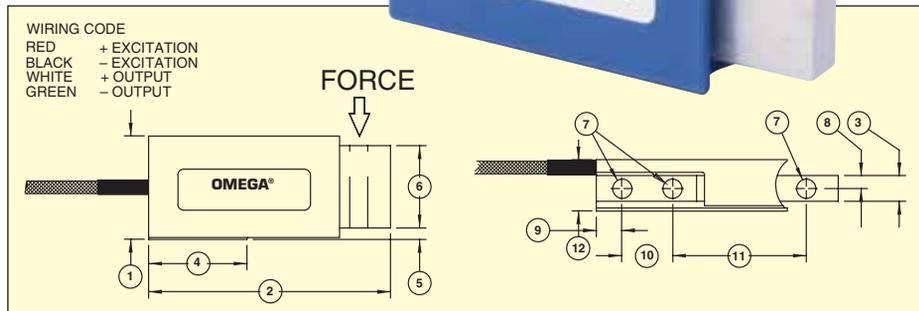
Construction: High-carbon steel

Electrical: 1.5 m (5') insulated

4-conductor shielded color-coded cable



LCEB-10, \$255, shown actual size.



Dimensions in inches and mm

See Drawing Above	CAPACITY (lb)													
	5, 10		25		50		75		100		150		250	
	inch	mm	inch	mm	inch	mm	inch	mm	inch	mm	inch	mm	inch	mm
①	1.01	25.7	1.01	25.7	1.01	25.7	1.01	25.7	1.01	25.7	1.01	25.7	1.02	25.9
②	2.38	60.5	2.38	60.5	2.38	60.5	2.38	60.5	2.38	60.5	2.38	60.5	2.38	60.5
③	0.25	6.4	0.25	6.4	0.25	6.4	0.25	6.4	0.25	6.4	0.25	6.4	0.5	12.8
④	0.97	24.6	0.97	24.6	0.97	24.6	0.97	24.6	0.97	24.6	0.97	24.6	0.97	24.6
⑤	0.14	3.6	0.11	2.8	0.15	3.8	0.14	3.6	0.13	3.3	0.1	2.5	0.12	3
⑥	0.75	19.1	0.81	20.6	0.72	18.3	0.75	19.1	0.78	19.8	0.82	20.8	0.79	20.1
⑦	0.17	4.3	0.17	4.3	0.17	4.3	0.17	4.3	0.17	4.3	0.17	4.3	0.17	4.3
⑧	0.13	6.4	0.13	6.4	0.13	6.4	0.13	6.4	0.13	6.4	0.13	6.4	0.25	6.4
⑨	0.25	6.4	0.25	6.4	0.25	6.4	0.25	6.4	0.25	6.4	0.25	6.4	0.25	6.4
⑩	0.50	12.7	0.50	12.7	0.50	12.7	0.50	12.7	0.50	12.7	0.50	12.7	0.50	12.7
⑪	1.31	33.3	1.31	33.3	1.31	33.3	1.31	33.3	1.31	33.3	1.31	33.3	1.31	33.3
⑫	0.50	12.7	0.50	12.7	0.50	12.7	0.50	12.7	0.50	12.7	0.50	12.7	0.75	19.1

MOST POPULAR MODELS HIGHLIGHTED!

To Order (Specify Model Number)

CAPACITY	MODEL NO.	PRICE	COMPATIBLE METERS*
5 lb	LCEB-5	\$225	DPiS, DP41-S, DP25B-S
10 lb	LCEB-10	225	DPiS, DP41-S, DP25B-S
25 lb	LCEB-25	170	DPiS, DP41-S, DP25B-S
50 lb	LCEB-50	160	DPiS, DP41-S, DP25B-S
75 lb	LCEB-75	160	DPiS, DP41-S, DP25B-S
100 lb	LCEB-100	160	DPiS, DP41-S, DP25B-S
150 lb	LCEB-150	160	DPiS, DP41-S, DP25B-S
250 lb	LCEB-250	175	DPiS, DP41-S, DP25B-S

* See section D for compatible meters. DPiS meter suitable for one direction measurement only.

Ordering Examples: LCEB-10, 10 lb capacity load cell, \$225. LCEB-100, 100 lb capacity load cell, \$160.

ACCESSORY

MODEL NO.	PRICE	DESCRIPTION
ME-0013	\$275	Reference Book: Mechanical Engineer's Handbook



UNITED STATES

www.omega.com
1-800-TC-OMEGA
Stamford, CT.

CANADA

www.omega.ca
Laval(Quebec)
1-800-TC-OMEGA

GERMANY

www.omega.de
Deckenpfronn, Germany
0800-8266342

UNITED KINGDOM

www.omega.co.uk
Manchester, England
0800-488-488

FRANCE

www.omega.fr
Guyancourt, France
088-466-342

CZECH REPUBLIC

www.omegaeng.cz
Karviná, Czech Republic
596-311-899

BENELUX

www.omega.nl
Amstelveen, NL
0800-099-33-44



More than 100,000 Products Available!

• Temperature

Calibrators, Connectors, General Test and Measurement Instruments, Glass Bulb Thermometers, Handheld Instruments for Temperature Measurement, Ice Point References, Indicating Labels, Crayons, Cements and Lacquers, Infrared Temperature Measurement Instruments, Recorders Relative Humidity Measurement Instruments, RTD Probes, Elements and Assemblies, Temperature & Process Meters, Timers and Counters, Temperature and Process Controllers and Power Switching Devices, Thermistor Elements, Probes and Assemblies, Thermocouples Thermowells and Head and Well Assemblies, Transmitters, Wire

• Flow and Level

Air Velocity Indicators, Doppler Flowmeters, Level Measurement, Magnetic Flowmeters, Mass Flowmeters, Pitot Tubes, Pumps, Rotameters, Turbine and Paddle Wheel Flowmeters, Ultrasonic Flowmeters, Valves, Variable Area Flowmeters, Vortex Shedding Flowmeters

• pH and Conductivity

Conductivity Instrumentation, Dissolved Oxygen Instrumentation, Environmental Instrumentation, pH Electrodes and Instruments, Water and Soil Analysis Instrumentation

• Data Acquisition

Auto-Dialers and Alarm Monitoring Systems, Communication Products and Converters, Data Acquisition and Analysis Software, Data Loggers Plug-in Cards, Signal Conditioners, USB, RS232, RS485 and Parallel Port Data Acquisition Systems, Wireless Transmitters and Receivers

• Pressure, Strain and Force

Displacement Transducers, Dynamic Measurement Force Sensors, Instrumentation for Pressure and Strain Measurements, Load Cells, Pressure Gauges, Pressure Reference Section, Pressure Switches, Pressure Transducers, Proximity Transducers, Regulators, Strain Gages, Torque Transducers, Valves

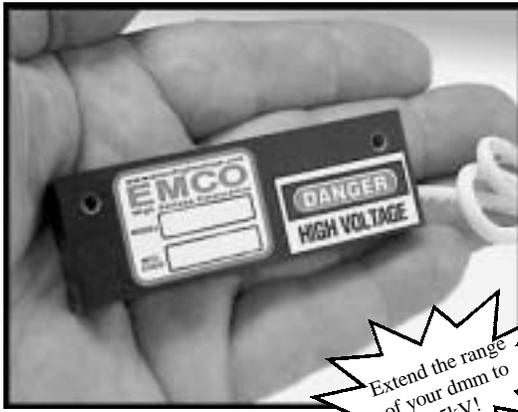
• Heaters

Band Heaters, Cartridge Heaters, Circulation Heaters, Comfort Heaters, Controllers, Meters and Switching Devices, Flexible Heaters, General Test and Measurement Instruments, Heater Hook-up Wire, Heating Cable Systems, Immersion Heaters, Process Air and Duct, Heaters, Radiant Heaters, Strip Heaters, Tubular Heaters

Miniature High Voltage Divider

Model V1G

www.emcohighvoltage.com
EMCO
 High Voltage Corporation



For laboratory measurement, system test point, or control loop feedback, our precision, low drift, high voltage divider provides a low voltage output from voltages as high as 25,000 VDC. The 1000:1 divider is internally compensated for your digital multimeter's 10 meg ohm input impedance. Ratio tolerance is 1% and temperature drift is a low 50 PPM. This divider provides a low cost solution to high voltage measurement

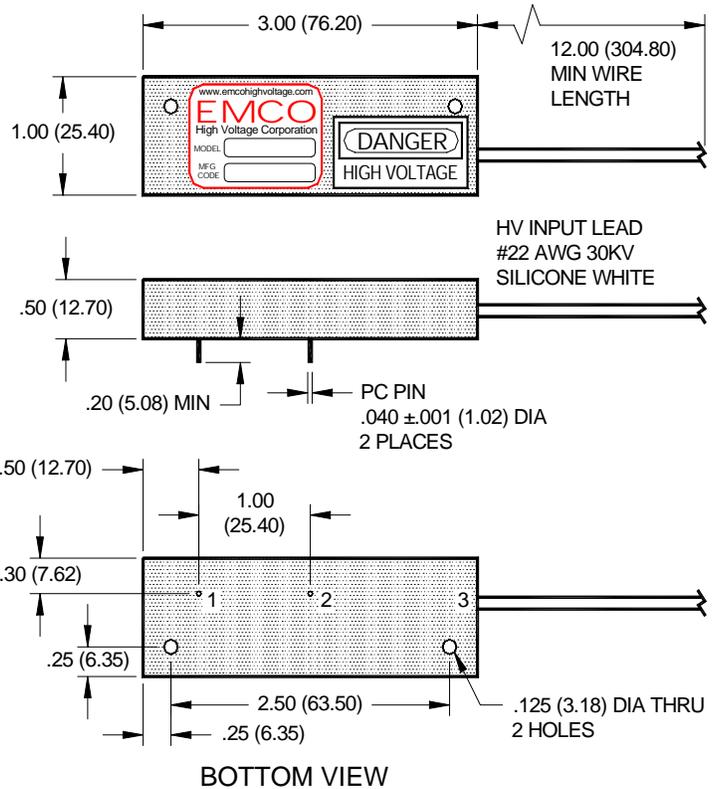
measurement without the expense and bulk of a probe, and without the danger of an exposed resistor. Using our high voltage encapsulation techniques, the divider is protected from the problems that occur when high voltage is exposed to dust and moisture. PC pins and mounting holes make this module ideal for PCB mounting. The high voltage connection is made through a 30 kV silicone wire.

PHYSICAL CHARACTERISTICS

SIZE: 3 x 1 x 0.5 (76.2 x 25.4 x 12.7)
 WEIGHT: 1 Ounce (28.3 grams) Approx.
 PACKAGING: Fully Encapsulated
 CASE MATERIAL: Black Glass/Epoxy
 WIRE: 30 kV Silicone Wire #22 AWG
 MOUNTING: PC Pins/Mounting Holes

ELECTRICAL SPECIFICATIONS

VOLTAGE RANGE: 1,000 to 25,000 VDC
 RATIO: 1000:1 into 10 MΩ
 RATIO TOLERANCE: <1%
 RATIO TEMP COEFFICIENT: <75 ppm/°C
 TOTAL RESISTANCE: 1,000 MΩ
 OPERATING TEMP: -10° to +60°

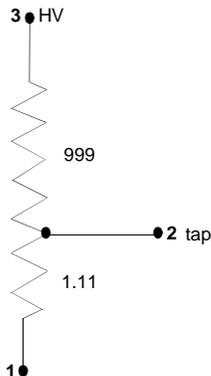


OUTLINE DRAWING

Dimensions are in Inches
 Dimensional Tolerances: ± .03 (.76 mm)
 (Metric Equivalentents in Parentheses)

Pin #	Function
1	Ground
2	Output
3	HV Input

SCHEMATIC DIAGRAM



PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0510808/CA

e-mail sales@emcohighvoltage.com
 Web site www.emcohighvoltage.com

Phone (209) 267-1630 Fax (209) 267-0282
 70 Forest Products Road, Sutter Creek CA 95685



VHB™ Tapes

Technical Data

November, 2005

Product Description:

3M™ VHB™ Tapes provide the convenience and simplicity of a tape fastener and are ideal for use in many interior and exterior bonding applications. In many situations, they can replace rivets, spot welds, liquid adhesives and other permanent fasteners.

These 3M™ VHB™ Tapes are made with acrylic foam which is viscoelastic in nature. This gives the foam energy absorbing and stress relaxing properties which provides these tapes with their unique characteristics. The acrylic chemistry provides outstanding durability performance.

These tapes utilize a variety of specific foam, adhesive, color and release liner types to provide each product/family with specific features. These features can include adhesion to specific or a broad range of materials, conformability, high tensile strength, high shear and peel adhesion, resistance to plasticizer migration, and UL746C recognition. All 3M™ VHB™ Tapes have excellent durability and excellent solvent and moisture resistance.

Note: All 3M™ VHB™ Tapes should be thoroughly evaluated by the user under actual use conditions with intended substrates to determine whether a specific tape is fit for a particular purpose and suitable for user's method of application, especially if expected use involves extreme environmental conditions.

3M™ VHB™ Tape Products

Tape Number	Color	Thickness in. (mm)	Tape Number	Color	Thickness in. (mm)	Tape Number	Color	Thickness in. (mm)
4611	Dk Gray	0.045 (1.1)	4929	Black	0.025 (0.64)	4951	White	0.045 (1.1)
4618	White	0.025 (0.64)	4930 (F)	White	0.025 (0.64)	4952	White	0.045 (1.1)
4622	White	0.045 (1.1)	4932	White	0.025 (0.64)	4955	White	0.08 (2.0)
4624	White	0.062 (1.55)	4936 (F)	Gray	0.025 (0.64)	4956 (F)	Gray	0.062 (1.55)
4646	Dk Gray	0.025 (0.64)	4941 (F)	Gray	0.045 (1.1)	4957F	Gray	0.062 (1.55)
4655	Dk Gray	0.062 (1.55)	4943F	Gray	0.045 (1.1)	4959 (F)	White	0.012 (3.0)
4905	Clear	0.020 (0.5)	4945	White	0.045 (1.1)	4979F	Black	0.062 (1.55)
4910	Clear	0.040 (1.0)	4946	White	0.045 (1.1)	4991	Gray	0.09 (2.3)
4919F	Black	0.025 (0.64)	4947F	Black	0.045 (1.1)	5925	Black	0.025 (0.64)
4920	White	0.015 (0.4)	4949	Black	0.045 (1.1)	5952	Black	0.045 (1.1)
4926	Gray	0.015 (0.4)	4950	White	0.045 (1.1)	5962	Black	0.062 (1.55)

(F) after the product number designate that both a paper and film liner product version are available. [e.g. 4930 (paper liner) and 4930F (film liner)]

3M™ VHB™ Tapes Adhesive Types:

Multi-Purpose Acrylic: This adhesive bonds to a wide range of materials including metals, glass, and high and medium surface energy plastics and paints. This unique adhesive also has the ability to resist migration of plasticizers in vinyl substrates.

Modified Acrylic: This adhesive bonds to medium low surface energy paints and plastics, including many powder coated paints in addition to the substrates listed with the multi-purpose acrylic adhesive (except plasticized vinyl).

General Purpose Acrylic: This adhesive bonds to most higher surface energy substrates including metal, glass and high surface energy plastics.

Low Temperature Applicable Acrylic: This adhesive can make bonds down to 32°F (0°C), compared to 50°F (10°C) for most acrylic adhesives. This adhesive system bonds to most high surface energy substrates including metal, glass and high surface energy plastics.

Low Surface Energy: This high performance synthetic adhesive bonds to many lower surface energy substrates, including many plastics and power coated paints, plus smooth general purpose substrates.

3M™ VHB™ Tapes Foam Types:

Conformable: This foam provides high strength with the capability of conforming to the irregularities of rigid substrates, even when there might be slight mismatch.

Very Conformable: This foam provides the highest level of conformability while maintaining high internal strength.

Firm: This foam provides the highest level of foam strength in the 3M™ VHB™ Tapes family.

Clear: Not technically a foam, this solid acrylic material provides excellent clarity.

3M™ VHB™ Tapes

3M™ VHB™ Tape Families:

- 4941** This family utilizes multi-purpose acrylic adhesive on both sides of conformable foam. The adhesive provides excellent adhesion to a broad range of high and medium surface energy substrates including metals, glass, and a wide variety of plastics, as well as plasticized vinyl. The conformable foam provides good contact, even with mismatched substrates. Available in gray and black.
- 5952** This family matches the modified acrylic adhesive on both sides of very conformable foam, providing adhesion to the broadest range of substrates, including most powder coated paints. Available in dark gray.
- 4950** This family has general purpose adhesive on both sides of firm type foam. This family is typically used on metal, glass and high surface energy plastic substrates. Available in white and black.
- 4945** This family has multi-purpose adhesive on both sides of firm foam. Available in white.
- 4910** This family of clear tapes is excellent for applications where clear or colorless is desired. The general purpose adhesive on both sides is suitable for high surface energy substrates.
- 4951** This family of tapes is based around the low temperature applicable acrylic adhesive system, utilized on both firm and conformable foam types. These products are suitable for high surface energy substrates. Available in white (firm foam) and gray (conformable foam).
- 4952** This family utilizes the low surface energy adhesive on a firm foam. Available in white.
- 4611** This family has a general purpose adhesive on both sides of firm foam. This family of tapes is typically used on metal substrates, and has the added feature of high temperature resistance, making it often suitable for bonding prior to high temperature paint processing. Available in dark gray.
- 4622** This family has general purpose adhesive on the face side (the side that typically would be bonded first) and multi-purpose adhesive on the liner side (the side exposed when the release liner is removed) of a conformable foam. Available in white.

3M™ VHB™ Tape Product Family Guide

Thickness inches (mm)	Family ▶	4941		5952	4950		4945	4910	4951		4952	4611	4622
	Color ▶	Gray	Black	Dk Gray	White	Black	White	Clear	White	Gray	White	Dk Gray	White
	Foam type ▶	Conform	Conform	Very Conf	Firm	Firm	Firm	n/a	Firm	Conform	Firm	Firm	Conform
	Adhesive ▶	Multi-Purpose		Modified	General Purpose		Multi-Purp	Gen-Purp	Low Temp Apply		LSE	Gen-Purp	Gen/Multi
0.015 (0.4)		4926			4920								
0.020 (0.5)								4905					
0.025 (0.64)		4936 4936F	4919F	5925	4930 4930F	4929					4932	4646	4618
0.040 (1.0)								4910					
0.045 (1.1)		4941 4941F	4947F	5952	4950	4949	4945 4946		4951	4943	4952	4611	4622
0.062 (1.55)		4956 4956F	4979F	5962						4957		4655	4624
0.080 (2.0)					4955								
0.090 (2.3)		4991											
0.120 (3.0)					4959 4959F								

NOTE: For easy product comparison, data in this product information page will be organized by product family.

Typical Physical Properties

Note: The following technical information and data should be considered representative or typical only and should not be used for specification purposes.

3M™ VHB™ Tapes Product			Thickness			Adhesive Adhesive Type	Foam Type	Density		Release Liner Thickness			
Family	Number	Color	Inches	(mm)	Tolerance			lb/ft ³	(kg/m ³)	Type	Inches	(mm)	Color
4941	4919F	Black	0.025	(0.64)	± 15%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
	4926	Gray	0.015	(0.4)	± 15%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	Paper	0.003	(0.08)	White (printed)
	4936	Gray	0.025	(0.64)	± 15%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	Paper	0.003	(0.08)	White (printed)
	4936F	Gray	0.025	(0.64)	± 15%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	PE Film	0.005	(0.125)	Clear
	4941	Gray	0.045	(1.1)	± 10%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	Paper	0.003	(0.08)	White (printed)
	4941F	Gray	0.045	(1.1)	± 10%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
	4947F	Black	0.045	(1.1)	± 10%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
	4956	Gray	0.062	(1.55)	± 10%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	Paper	0.003	(0.08)	White (printed)
	4956F	Gray	0.062	(1.55)	± 10%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	PE Film	0.005	(0.125)	Clear
	4979F	Black	0.062	(1.55)	± 10%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	PE Film	0.005	(0.125)	Clear
	4991	Gray	0.090	(2.3)	± 10%	Multi-Purp	Conform	45	(720)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
5952	5925	Black	0.025	(0.64)	± 15%	Modified	Very Conf	37	(590)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
	5952	Black	0.045	(1.1)	± 10%	Modified	Very Conf	37	(590)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
	5962	Black	0.062	(1.55)	± 10%	Modified	Very Conf	40	(640)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
4950	4920	White	0.015	(0.4)	± 15%	Gen Purp	Firm	50	(800)	Paper	0.003	(0.08)	White (printed)
	4929	Black	0.025	(0.64)	± 15%	Gen Purp	Firm	50	(800)	Polyester	0.002	(0.05)	Clear
	4930	White	0.025	(0.64)	± 15%	Gen Purp	Firm	50	(800)	Paper	0.003	(0.08)	White (printed)
	4930F	White	0.025	(0.64)	± 15%	Gen Purp	Firm	50	(800)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
	4949	Black	0.045	(1.1)	± 10%	Gen Purp	Firm	50	(800)	Polyester	0.002	(0.05)	Clear
	4950	White	0.045	(1.1)	± 10%	Gen Purp	Firm	50	(800)	Paper	0.003	(0.08)	White (printed)
	4955	White	0.080	(2.0)	± 10%	Gen Purp	Firm	45	(720)	Polyester	0.002	(0.05)	Clear
	4959	White	0.120	(3.0)	± 10%	Gen Purp	Firm	45	(720)	Polyester	0.002	(0.05)	Clear
	4959F	White	0.120	(3.0)	± 10%	Gen Purp	Firm	45	(720)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
4945	4945	White	0.045	(1.1)	± 10%	Multi-Purp	Firm	50	(800)	Paper	0.003	(0.08)	White (printed)
	4946	White	0.045	(1.1)	± 10%	Multi-Purp	Firm	50	(800)	PE Film	0.005	(0.125)	Clear
4910	4905	Clear	0.020	(0.5)	± 15%	Gen Purp	Solid	60	(960)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
	4910	Clear	0.040	(1.0)	± 10%	Gen Purp	Solid	60	(960)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
4951	4951	White	0.045	(1.1)	± 10%	Low Temp Appl	Firm	50	(800)	Polyester	0.002	(0.05)	Clear
	4943F	Gray	0.045	(1.1)	± 10%	Low Temp Appl	Conform	45	(720)	Polyester	0.002	(0.05)	Clear
	4957F	Gray	0.062	(1.55)	± 10%	Low Temp Appl	Conform	45	(720)	Polyester	0.002	(0.05)	Clear
4952	4932	White	0.025	(0.64)	± 15%	LSE	Firm	50	(800)	Paper	0.003	(0.08)	White (printed)
	4952	White	0.045	(1.1)	± 10%	LSE	Firm	50	(800)	Paper	0.003	(0.08)	White (printed)
4611	4611	Dk Gray	0.045	(1.1)	± 10%	Gen Purp	Firm	52	(840)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
	4646	Dk Gray	0.025	(0.64)	± 15%	Gen Purp	Firm	52	(840)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
	4655	Dk Gray	0.062	(1.55)	± 10%	Gen Purp	Firm	52	(840)	PE Film	0.005	(0.125)	Red
4622	4618	White	0.025	(0.64)	± 15%	Gen/Multi Purp	Conform	45	(720)	PE Film	0.004	(0.10)	Green
	4622	White	0.045	(1.1)	± 10%	Gen/Multi Purp	Conform	45	(720)	PE Film	0.004	(0.10)	Green
	4624	White	0.062	(1.55)	± 10%	Gen/Multi Purp	Conform	45	(720)	PE Film	0.004	(0.10)	Green

Typical Performance Characteristics

Note: The following technical information and data should be considered representative or typical only and should not be used for specification purposes.

Family	3M™ VHB™ Tapes			Dynamic Adhesion Performance					
	Product Number	Color	Thickness Inches	90° Peel Adhesion		Normal Tensile		Dynamic Overlap Shear	
				lb/in	N/100 mm	lb/in ²	kPa	lb/in ²	kPa
4941	4919F	Black	0.025	17	(300)	90	(620)	80	(550)
	4926	Gray	0.015	12	(210)	95	(655)	90	(620)
	4936 (F)	Gray	0.025	17	(300)	90	(620)	80	(550)
	4941 (F)	Gray	0.045	20	(350)	85	(585)	70	(480)
	4947F	Black	0.045	20	(350)	85	(585)	70	(480)
	4956 (F)	Gray	0.062	20	(350)	80	(550)	70	(480)
	4979F	Black	0.062	20	(350)	80	(550)	70	(480)
	4991	Gray	0.090	20	(350)	70	(480)	65	(450)
5952	5925	Black	0.025	17	(300)	90	(620)	90	(620)
	5952	Black	0.045	20	(350)	90	(620)	80	(550)
	5962	Black	0.062	20	(350)	90	(620)	80	(550)
4950	4920	White	0.015	15	(260)	160	(1100)	100	(690)
	4929	Black	0.025	20	(350)	160	(1100)	100	(690)
	4930 (F)	White	0.025	20	(350)	160	(1100)	100	(690)
	4949	Black	0.045	25	(440)	140	(970)	80	(550)
	4950	White	0.045	25	(440)	140	(970)	80	(550)
	4955	White	0.080	20	(350)	95	(655)	70	(480)
	4959 (F)	White	0.120	20	(350)	75	(520)	55	(380)
	4945	4945	White	0.045	25	(440)	140	(970)	80
4946		White	0.045	25	(440)	140	(970)	80	(550)
4910	4905	Clear	0.020	12	(210)	100	(690)	70	(480)
	4910	Clear	0.040	15	(260)	100	(690)	70	(480)
4951	4951	White	0.045	18	(315)	110	(760)	80	(550)
	4943F	Gray	0.045	20	(350)	85	(585)	70	(480)
	4957F	Gray	0.062	20	(350)	75	(515)	70	(480)
4952	4932	White	0.025	20	(350)	100	(690)	100	(690)
	4952	White	0.045	25	(440)	80	(550)	80	(550)
4611	4611	Dk Gray	0.045	18	(315)	90	(590)	65	(445)
	4646	Dk Gray	0.025	15	(250)	100	(690)	80	(550)
	4655	Dk Gray	0.062	18	(315)	80	(550)	60	(415)
4622	4618	White	0.025	17	(300)	85	(580)	80	(550)
	4622	White	0.045	20	(350)	70	(480)	65	(445)
	4624	White	0.062	20	(350)	55	(380)	60	(410)

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0510808/CA



90° Peel Adhesion - Based on ASTM D3330 -To stainless steel, room temperature, jaw speed 12 in/min (305 mm/min). Average force to remove is measured.



Normal Tensile (T-Block Tensile) - ASTM D-897 - To aluminum, room temperature, 1 in² (6.45 cm²), jaw speed 2 in/min (50 mm/min.) Peak force to separate is measured.



Dynamic Overlap Shear - ASTM D-1002 - To stainless steel, room temperature, 1 in² (6.45 cm²), jaw speed 0.5 in/min (12.7 mm/min.) Peak force to separate is measured.

3M™ VHB™ Tapes

Typical Performance Characteristics

Note: The following technical information and data should be considered representative or typical only and should not be used for specification purposes.

Family	3M™ VHB™ Tapes			Static Shear					Temperature Tolerance			
	Product Number	Color	Thickness Inches	Weight (grams) that 1/2 square inch will hold 10,000 minutes (7 days)					Short Term (Minutes, Hours)		Long Term (Days, Weeks)	
				72°F (22°C)	150°F (66°C)	200°F (93°C)	250°F (121°C)	350°F (177°C)	°F	°C	°F	°C
4941	4919F	Black	0.025	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
	4926	Gray	0.015	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
	4936 (F)	Gray	0.025	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
	4941 (F)	Gray	0.045	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
	4947F	Black	0.045	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
	4956 (F)	Gray	0.062	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
	4979F	Black	0.062	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
	4991	Gray	0.090	1000	500	500			250	(121)	200	(93)
5952	5925	Black	0.025	1000	500	500	250		300	(149)	250	(121)
	5952	Black	0.045	1000	500	500	250		300	(149)	250	(121)
	5962	Black	0.062	1000	500	500	250		300	(149)	250	(121)
4950	4920	White	0.015	1500	500	500			300	(149)	200	(93)
	4929	Black	0.025	1500	500	500			300	(149)	200	(93)
	4930 (F)	White	0.025	1500	500	500			300	(149)	200	(93)
	4949	Black	0.045	1500	500	500			300	(149)	200	(93)
	4950	White	0.045	1500	1000	500			300	(149)	200	(93)
	4955	White	0.080	1500	1000	750	750	750	400	(204)	300	(149)
	4959 (F)	White	0.120	1500	1000	750	750	750	400	(204)	300	(149)
4945	4945	White	0.045	1500	500	500			300	(149)	200	(93)
	4946	White	0.045	1500	500	500			300	(149)	200	(93)
4910	4905	Clear	0.020	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
	4910	Clear	0.040	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
4951	4951	White	0.045	1250	500	500			300	(149)	200	(93)
	4943F	Gray	0.045	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
	4957F	Gray	0.062	1000	500	500			300	(149)	200	(93)
4952	4932	White	0.025	1500	500				200	(93)	160	(71)
	4952	White	0.045	1500	500				200	(93)	160	(71)
4611	4611	Dk Gray	0.045	1500	750	750	750	750	450	(232)	300	(149)
	4646	Dk Gray	0.025	1500	750	750	750	750	450	(232)	300	(149)
	4655	Dk Gray	0.062	1500	750	750	750	750	450	(232)	300	(149)
4622	4618	White	0.025	1000	250	250			250	(121)	200	(93)
	4622	White	0.045	1000	250	250			250	(121)	200	(93)
	4624	White	0.062	1000	250	250			250	(121)	200	(93)

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0510808/CA



Static Shear - ASTM D3654 - To stainless steel, tested at various temperatures and gram loadings. 0.5 in² (3.22 cm²). Will hold listed weight for 10,000 minutes (approximately 7 days). Conversion: 1500 g/0.5 in² equals 6.6 lb/in²; 500 g/0.5 in² = 2.2 lb/in².

Short Term Temperature Tolerance - No change in room temperature dynamic shear properties following 4 hours conditioning at indicated temperature with 100 g/static load. (Represents minutes, hours in a process type temperature exposure).

Long Term Temperature Tolerance - Maximum temperature where tape supports at least 250 g load per 0.5 in² in static shear for 10,000 minutes. (Represents continuous exposure for days or weeks).

3M™ VHB™ Tapes

Available Sizes

Tape Thickness inches (mm)	Standard Length yards (meters)	Minimum Width inches (mm)	Maximum Width inches (mm)	Maximum Roll Length					
				Width 1/4" up to 3/8" (6.4mm up to 9.5mm)		Width >3/8" up to 1/2" (>9.5mm up to 12.7mm)		Width 1/2" and wider (12.7mm and wider)	
				yards (meters)	yards (meters)	yards (meters)	yards (meters)	yards (meters)	yards (meters)
0.015 (0.4)	72 (65.8)	0.25 (6.4)	48 (1220)	144 (131.6)	175 (160)	360 (330)			
0.020 (0.5)	72 (65.8)	0.25 (6.4)	48 (1220)	72 (65.8)	108 (98.8)	175 (160)			
0.025 (0.64)	72 (65.8)	0.25 (6.4)	48 (1220)	72 (65.8)	108 (98.8)	175 (160)			
0.040 (1.0)	36 (32.9)	0.25 (6.4)	48 (1220)	72 (65.8)	108 (98.8)	144 (131.6)			
0.045 (1.1)	36 (32.9)	0.25 (6.4)	48 (1220)	72 (65.8)	108 (98.8)	144 (131.6)			
0.062 (1.55)	36 (32.9)	0.25 (6.4)	46 (1170)	72 (65.8)	72 (65.8)	108 (98.8)			
0.080 (2.0)	36 (32.9)	0.25 (6.4)	46 (1170)	36 (32.9)	36 (32.9)	72 (65.8)			
0.090 (2.3)	36 (32.9)	0.25 (6.4)	46 (1170)	36 (32.9)	36 (32.9)	72 (65.8)			
0.120 ⁽⁴⁹⁵⁹⁾ (3.0)	36 (32.9)	0.5 (12.7)	46 (1170)	N/A	N/A	36 (32.9)			
0.120 ^(4959F) (3.0)	36 (32.9)	0.25 (6.4)	46 (1170)	36 (32.9)	36 (32.9)	36 (32.9)			

Slitting Tolerance

Standard slitting tolerance $\pm 1/32$ inch (± 0.031 inch, ± 0.8 mm).

Precision slitting with slitting tolerance of $\pm 1/64$ inch (± 0.016 in., ± 0.44 mm) is available on select products with minimum order of full web increments.

Core Size

All products are available on a 3 inch ID Core (76.2 mm).

Converted Parts

In addition to standard and custom roll sizes available from 3M through the distribution network, 3M™ VHB™ Tapes are also available in limitless shapes and sizes through the 3M Converter network. For additional information, contact 3M Converter Markets at 1-800-223-7427 or on the web at www.3M.com/converter.

Shelf Life

All 3M™ VHB™ Tapes have a shelf life of 24 months from date of manufacture when stored at 40°F to 100°F (4°C to 38°C) and 0-95% relative humidity. The optimum storage conditions are 72°F (22°C) and 50% relative humidity.

Performance of tapes is not projected to change even after shelf life expires; however, 3M does suggest that 3M™ VHB™ Tapes are used prior to the shelf life date whenever possible.

The manufacturing date is available on all 3M™ VHB™ Tape cores as the lot number. The lot number, typically a 4 digit code, is a Julian date (Y D D D). The first digit refers to the year of manufacture, the last 3 digits refer to the days after January 1. Example: A lot number of 4266 would translate to a date of manufacture of Sept. 22 (266th day of year) in 2004. On most products this is found as the 4 digits after the "9" following the product number. For tapes printed continuously around the core (e.g. 3M™ VHB™ Tape 5952 family) the lot number typically will be the string of 4 digits preceding the product number.

Additional Typical Performance Characteristics

Note: The following technical information and data should be considered representative or typical only and should not be used for specification purposes.

Outgassing:

3M™ VHB™ Tapes	% TML	%VCM	%WVR
4930	0.77	0.01	0.21
4932	2.41	0.66	0.23
4945	1.24	0.01	0.19

TML - Total Mass Loss

VCM - Volatile Condensable Materials

WVR - Water Vapor Regained

NASA Reference Publication, "Outgassing Data for Selecting Spacecraft Materials", (11/18/2004) Available online at <http://outgassing.nasa.gov>

Dielectric Breakdown Strength (ASTM D149)

3M™ VHB™ Tapes	(in volts/mil)
4941	360
4926	330
5952	455
5925	520
4950	460
4920	640
4910	630
4611	330

Dielectric Constant (ASTM D150)

3M™ VHB™ Tapes	Dielectric Constant	Dissipation Factor
4941 at 1 kHz	2.29	0.0245
at 1 MHz	1.99	0.0374
5952 at 1 kHz	2.14	0.0065
at 1 MHz	1.95	0.0506
4950 at 1 kHz	2.28	0.0227
at 1 MHz	1.99	0.0370
4910 at 1 kHz	3.21	0.0214
at 1 MHz	2.68	0.0595
4611 at 1 kHz	2.80	0.0130
at 1 MHz	2.43	0.0564

Thermal Conductivity - K-value

3M™ VHB™ Tapes	BTU in/ hr ft² °F	(w/mK)
4941	0.53	(0.08)
5952	0.37	(0.05)
4950/4945	0.63	(0.09)
4910	1.09	(0.16)
4611	0.77	(0.11)

R-Value = $\frac{\text{thickness}}{\text{K-value}}$

(When units of K-value are BTU-in/hr ft² °F and thickness is given in inches.)

Resistivity (ASTM D257)

3M™ VHB™ Tapes	Volume Resistivity (in ohm-cm)	Surface Resistance (in ohms/square)
4941	2.1×10^{14}	2.7×10^{14}
5952	2.5×10^{14}	$>10^{16}$
4950	1.5×10^{15}	$>10^{16}$
4920	1.7×10^{15}	$>10^{16}$
4910	3.1×10^{15}	$>10^{16}$
4611	1.4×10^{15}	$>10^{16}$

3M™ VHB™ Tapes UL746C Listings - File MH 17478

Category QOQW2 Component - Polymeric Adhesive Systems, Electrical Equipment

3M™ VHB™ Tapes/ Product Families	Substrates	Temperature Rating	
		Minimum	Maximum
4919F, 4926, 4936, 4936F, 4941, 4941F, 4947F, 4956, 4956F, 4979F	Ceramic	-35°C	110°C
	Aluminum, Galvanized steel, stainless steel, enameled steel, nickel coated ABS, glass (with or without silane coating) PVC, glass/epoxy, PBT, polycarbonate, acrylic/polyurethane paint, polyester paint	-35°C	90°C
	ABS	-35°C	75°C
4920, 4930, 4950	Aluminum, galvanized steel, enameled steel, stainless steel, ceramic, glass/epoxy	-35°C	110°C
	PBT, Acrylic	-35°C	90°C
	ABS, Polycarbonate, Rigid PVC	-35°C	75°C
4945, 4946	Phenolic, aluminum, galvanized steel, alkyd enamel	-35°C	110°C
	ABS, polycarbonate, polyimide, stainless steel, acrylic/polyurethane paint, polyester paint	-35°C	90°C
	unplasticized PVC	-35°C	75°C
5925, 5952, 5962	Polycarbonate, aluminum, acrylic/polyurethane paint, galvanized steel, polyester paint	-35°C	90°C
	Rigid PVC	-35°C	75°C
	Acrylic, Cellulose Acetate Butyrate	-35°C	90°C
4991	Polycarbonate, aluminum, acrylic/polyurethane paint, polyester paint	-35°C	90°C
4611, 4646, 4655	Stainless steel, aluminum, galvanized steel, glass, glass/epoxy, phenolic	-35°C	110°C
	Nylon, polycarbonate	-35°C	90°C
	ABS, rigid PVC	-35°C	75°C

A current list can be found at www.ul.com (select certifications, search file MH17478)

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0510808/CA

Typical 3M™ VHB™ Tape Properties for Modeling

Thermal Coefficient

of Expansion

1×10^{-4} in/in/°F

1.8×10^{-4} mm/mm/°C

Shear Modulus (@25°C, 1 Hz)

4950 Family: 6×10^5 Pa

4941 Family: 3×10^5 Pa

(Shear Modulus is both temperature and frequency dependent).

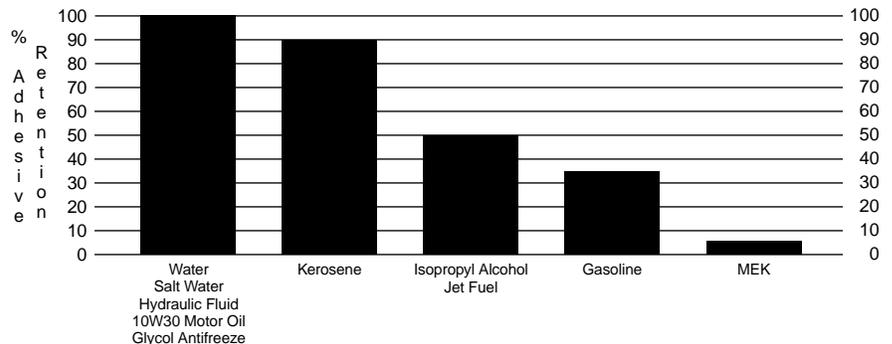
Youngs Modulus: For VHB tapes the Youngs

Modulus will be about 3 times the Shear Modulus.

Poisson's Ratio

0.49

Solvent and Fuel Resistance



Test Method

- Tape between stainless steel and aluminum foil.
- 72 hours dwell at room temperature.
- Solvent immersion for 72 hours.
- Test within 45 minutes after removing from solvent.
- 90° peel angle.
- 12 in./min. rate of peel.
- Peel adhesion compared to control.

Note: Continuous submersion in chemical solutions is not recommended. The above information is presented to show that occasional chemical contact should not be detrimental to tape performance in most applications in ordinary use.

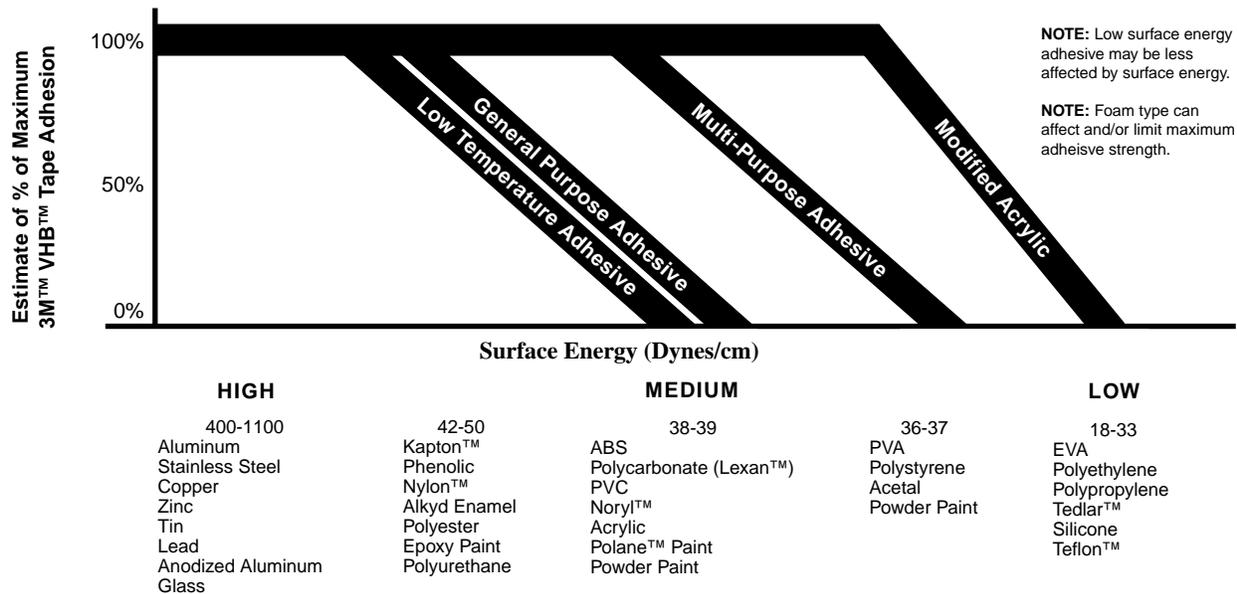
Design and Tape Selection Considerations

- **Choose the right tape for the substrate:** Adhesives must flow onto the substrate surfaces in order to achieve intimate contact area and allow the molecular force of attraction to develop. The degree of flow of the adhesive on the substrate is largely determined by the surface energy of the substrate.



This illustration demonstrates the effect of surface energy on adhesive interfacial contact. High surface energy materials draw the adhesive closer for high bond strength.

Relationship of Adhesion and Surface Energy for 3M™ VHB™ Tape Adhesive Families



NOTES: There are a wide variety of formulations, surfaces finishes and surface treatments available on substrate materials which can affect adhesion. This chart is intended to provide only a rough estimate of the adhesion levels which can be expected on some common materials relative to a reference surface such as aluminum. Light surface abrasion will significantly increase adhesion levels on many materials, except when using tapes 4952/4932.

- **Use the right tape thickness:** The necessary thickness of tape depends on the rigidity of substrates and their flatness irregularity. While the 3M™ VHB™ Tapes will conform to a certain amount of irregularity, they will not flow to fill gaps between the materials. For bonding rigid materials with normal flatness, consider use of tapes with thickness of 45 mils (1.1 mm) or greater. As the substrate flexibility increases thinner tapes can be considered.
- **Use the right amount of tape:** Because 3M™ VHB™ Tapes are viscoelastic by nature their strength and stiffness is a function of the rate at which they are stressed. They behave stronger with relatively faster rate of stress load (dynamic stresses) and will tend to show creep behavior with stress load acting over a long period of time (static stresses). As a general rule, for **static loads**, approximately four square inches of tape should be used for each pound of weight to be supported in order to prevent excessive creep. For **dynamic loads**, the dynamic performance characteristics provided on page 4 should be useful, factoring in the appropriate safety factors.
- **Allow for thermal expansion/contraction:** 3M™ VHB™ Tapes can perform well in applications where two bonded surfaces may expand and contract differentially. Assuming good adhesion to the substrates, the tapes can typically tolerate differential movement in the shear plane up to 3 times their thickness.
- **Bond Flexibility:** While an advantage for many applications where allowing differential movement is a benefit, the tape bonds are typically more flexible than alternate bonding methods. Suitable design modifications or periodic use of rigid fasteners or adhesives may be needed if additional stiffness is required.
- **Severe Cold Temperature:** Applications which require performance at severe cold temperatures must be thoroughly evaluated by the user if the intended use will subject the tape product to high impact stresses. A technical bulletin “3M™ VHB™ Tape Cold Temperature Performance” is available for additional information. (70-0707-3991-0)

Application Techniques

- **Clean:** Most substrates are best prepared by cleaning with a 50:50 mixture of isopropyl alcohol (IPA*) and water prior to applying 3M™ VHB™ Tapes.

Exceptions to the general procedure that may require additional surface preparation include:

- **Heavy Oils:** A degreaser or solvent-based cleaner may be required to remove heavy oil or grease from a surface and should be followed by cleaning with IPA/water.
- **Abrasion:** Abrading a surface, followed by cleaning with IPA/water, can remove heavy dirt or oxidation and can increase surface area to improve adhesion.
- **Adhesion Promoters:** Priming a surface can significantly improve initial and ultimate adhesion to many materials such as plastics and paints.
- **Porous surfaces:** Most porous and fibred materials such as wood, particleboard, concrete, etc. need to be sealed to provide a unified surface.
- **Unique Materials:** Special surface preparation may be needed for glass and glass-like materials, copper and copper containing metals, and plastics or rubber that contain components that migrate (e.g. plasticizers).

Refer to 3M Technical Bulletin “Surface Preparation for 3M™ VHB™ Tape Applications” for additional details and suggestions. (70-0704-8701-5)

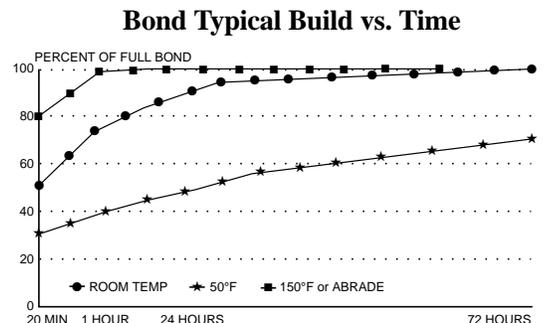
***Note:** These cleaner solutions contain greater than 250 g/l of volatile organic compounds (VOC). Please consult your local Air Quality Regulations to be sure the cleaner is compliant. When using solvents, be sure to follow the manufacturer’s precautions and directions for use when handling such materials.

- **Pressure:** Bond strength is dependent upon the amount of adhesive-to-surface contact developed. Firm application pressure develops better adhesive contact and helps improve bond strength. Typically, good surface contact can be attained by applying enough pressure to insure that the tape experiences approximately 15 psi (100 kPa) pressure. Either roller or platen pressure can be used. Note that rigid surfaces may require 2 or 3 times that much pressure to make the tape experience 15 psi.
- **Temperature:** Ideal application temperature range is 70°F to 100°F (21°C to 38°C). Pressure sensitive adhesives use viscous flow to achieve substrate contact area. Minimum suggested application temperatures:
 - 50°F (10°C): 3M™ VHB™ Tapes 4950, 5952, 4910, 4952, 4611, 4622 families.
 - 60°F (15°C): 3M™ VHB™ Tapes 4941, 4945 families.
 - 32°F (0°C): 3M™ VHB™ Tape 4951 families.

Note: Initial tape application to surfaces at temperatures below these suggested minimums is not recommended because the adhesive becomes too firm to adhere readily. However, once properly applied, low temperature holding is generally satisfactory.

To obtain good performance with all 3M™ VHB™ Tapes, it is important to ensure that the surfaces are dry and free of condensed moisture.

- **Time:** After application, the bond strength will increase as the adhesive flows onto the surface. At room temperature approximately 50% of ultimate bond strength will be achieved after 20 minutes, 90% after 24 hours and 100% after 72 hours. This flow is faster at higher temperatures and slower at lower temperatures. Ultimate bond strength can be achieved more quickly (and in some cases bond strength can be increased) by exposure of the bond to elevated temperatures (e.g. 150°F [66°C] for 1 hour). This can provide better adhesive wetout onto the substrates. Abrasion of the surfaces or the use of primers/adhesion promoters can also have the effect of increasing bond strength and achieving ultimate bond strength more quickly.



3M™ VHB™ Tapes

Special Cases:

Rough Surfaces with 3M™ VHB™ Tapes 4932/4952 – 3M™ VHB™ Tapes 4932/4952 were designed to adhere to many low surface energy substrates. Rough surfaces created by light abrasion or textured molds are typically detrimental to bond strength with this tape family.

Plasticized Vinyl – Plasticizers compounded in soft vinyl can migrate into adhesives and significantly change their performance characteristics. 3M™ VHB™ Tapes 4941 and 4945 families have very good plasticizer resistance and adhesion to many vinyl formulations. Because of the wide variation in vinyl formulations, however, evaluation by the user must be conducted with the specific vinyl used to ensure that performance will be satisfactory over time. Problems related to plasticizer migration can often be predicted by accelerated aging of assembled parts at 150°F (66°C) for one week).

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0510808/CA

Product Use

All statements, technical information and recommendations contained in this document are based upon tests or experience that 3M believes are reliable. However, many factors beyond 3M's control can affect the use and performance of a 3M product in a particular application, including the conditions under which the product is used and the time and environmental conditions in which the product is expected to perform. Since these factors are uniquely within the user's knowledge and control, it is essential that the user evaluate the 3M product to determine whether it is fit for a particular purpose and suitable for the user's method of application.

Limited Warranty

3M warrants for 24 months from the date of manufacture that 3M™ VHB™ Tape will be free of defects in material and manufacture. 3M MAKES NO OTHER WARRANTIES, EXPRESS OR IMPLIED, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO, ANY IMPLIED WARRANTY OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE. This limited warranty does not cover damage resulting from the use or inability to use 3M™ VHB™ Tape due to misuse, workmanship in application, or application or storage not in accordance with 3M recommended procedures.

Limitation of Remedies and Liability

If the 3M™ VHB™ Tape is proved to be defective within the warranty period stated above. THE EXCLUSIVE REMEDY, AT 3M'S OPTION, SHALL BE TO REFUND THE PURCHASE PRICE OF OR TO REPAIR OR REPLACE THE DEFECTIVE 3M™ VHB™ TAPE. 3M shall not otherwise be liable for loss or damages, whether direct, indirect, special, incidental, or consequential, regardless of the legal theory asserted, including negligence, warranty, or strict liability.

ISO 9001:2000

This Industrial Adhesives and Tapes Division product was manufactured under a 3M quality system registered to ISO 9001:2000 standards.



Industrial Business Industrial Adhesives and Tapes Division

3M Center, Building 21-1W-10, 900 Bush Avenue
St. Paul, MN 55144-1000
800-362-3550 • 877-369-2923 (fax)
www.3M.com/vhb



Recycled Paper
40% pre-consumer
10% post-consumer

Kapton, Tedlar, Nylon and Teflon are registered trademarks of E.I. DuPont De Nemours & Co. Inc. Lexan and Noryl are registered trademarks of General Electric Co. Polane is a registered trademark of Sherwin Williams Co. Printed in U.S.A.
©3M 2005 70-0709-3863-7 (11/05)