

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PAMPA

RICARDO BILLIG POSSEBON

**DESENVOLVIMENTO DE MÚSCULOS ARTIFICIAIS ATRAVÉS DE POLÍMEROS
ELETROATIVOS**

**Alegrete
2014**

RICARDO BILLIG POSSEBON

**DESENVOLVIMENTO DE MÚSCULOS ARTIFICIAIS ATRAVÉS DE POLÍMEROS
ELETROATIVOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Pampa, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Wang Chong

**Alegrete
2014**

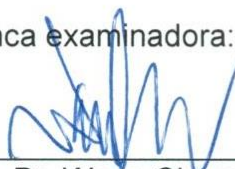
RICARDO BILLIG POSSEBON

DESENVOLVIMENTO DE MÚSCULOS ARTIFICIAIS ATRAVÉS DE POLÍMEROS
ELETROATIVOS

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Curso de Engenharia
Mecânica da Universidade Federal do
Pampa, como requisito parcial para
obtenção do Título de Bacharel em
Engenharia Mecânica.

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado em: 11, Março 2014.

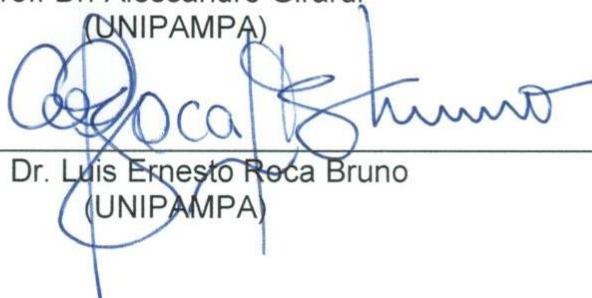
Banca examinadora:



Prof. Dr. Wang Chong
Orientador
(UNIPAMPA)



Prof. Dr. Alessandro Girardi
(UNIPAMPA)



Prof. Dr. Luis Ernesto Reza Bruno
(UNIPAMPA)

Dedico este trabalho a todas as pessoas que me apoiaram durante esta caminhada, como familiares, namorada, professores, colegas e amigos.

AGRADECIMENTO

Agradeço aos meus familiares que acreditaram em meu potencial e que tornaram possível a minha graduação, mas principalmente pelo apoio que demonstraram em minhas decisões, fazendo assim com que eu fosse em frente e nunca desistisse, pois mesmo errando eu sei que vocês estarão comigo sempre.

Ao Prof. Dr. Wang Chong por dar-me a oportunidade de realizar este projeto e pelo seu auxílio nos momentos em que precisei. Ao Prof. Aldoni por me auxiliar na usinagem de componentes para minha plataforma de ensaio biaxial. Aos professores do curso de engenharia mecânica da Universidade Federal do Pampa que me ajudaram nas diversas etapas do trabalho.

A FAPERGS e a Universidade Federal do Pampa que financiaram o projeto, possibilitando a aquisição e fabricação dos equipamentos utilizados durante todo o projeto.

Aos colegas de curso que me acompanharam durante todo o curso, ajudando nos momentos em que precisei, dentro e fora da faculdade, em especial ao Haiglan que me auxiliou no desenvolvimento do circuito de alta tensão. Aos técnicos dos laboratórios da engenharia mecânica que me auxiliaram nos momentos em que lá estive.

“As grandes idéias surgem da observação dos pequenos detalhes”.

Augusto Cury

RESUMO

Pesquisadores estão sempre em busca de novas tecnologias, na área da robótica isto não é diferente. Há uma incessante busca por novos materiais, mecanismos, atuadores e componentes em geral. Porém há um desafio que ainda não foi superado, é o desenvolvimento de músculos artificiais, que é capaz de reproduzir as funções e apresentar as mesmas características dos músculos naturais. Com os músculos artificiais será possível criar uma nova geração de robôs, eliminando problemas como o atrito, desgaste de componentes, impactos e vibrações. Este material representará uma enorme evolução no modo como gerar movimentos por humanos ou por nossas máquinas, pois com eles seria possível substituir componentes atuais como motores elétricos, sistemas pneumáticos e mecanismos de movimentação. As propriedades requeridas para um músculo artificial são: uma rápida resposta ao estímulo, grande quantidade de força em relação ao seu tamanho, movimentos precisos e que as suas propriedades mantenham-se constantes independentemente do tamanho do músculo, o que possibilita a construção de robôs extremamente pequenos. Devido à baixa incidência de pesquisas nesta área em nosso país viu-se neste tema uma grande possibilidade de evolução tecnológica. O trabalho tem como objetivo geral desenvolver um músculo artificial através de polímeros eletroativos dielétricos. Para iniciar as pesquisas foi feita uma revisão bibliográfica em livros, artigos, periódicos, dissertações e teses. Após ter o conhecimento necessário para a produção de músculos artificiais fez-se fundamental a construção de equipamentos e ferramentas específicas. Foi projetada e fabricada uma plataforma de ensaios bidimensionais; realizaram-se testes para descobrir as propriedades do polímero utilizado; criou-se um circuito de alta tensão que é responsável pelo acionamento do músculo; construiu-se um músculo artificial utilizando polímeros eletroativos. Com a realização deste trabalho foi descoberto métodos adequados de fabricação dos músculos artificiais.

Palavras-Chave: Músculos artificiais. Polímeros eletroativos. Plataforma de ensaio.

ABSTRACT

Researchers are always in search of new technologies. In field of robotics there is no different. ; There is a constant exploration for new materials, mechanisms, actuators and components in general. But there is a challenge that has not been overcome, it is the development of artificial muscles, which is capable of playing the roles and have the same characteristics as natural muscles do. This material will represent a great evolution in robotic movement in the way such as ones made by human or our machines, because it would be possible to replace current components such as electric motors, pneumatics and drive mechanisms. The research is justified in the fact that with the artificial muscles it is be possible to create a new generation of robots, eliminating problems such as friction, wear components, impacts and vibrations. The properties required for an artificial muscle are a quick response to the stimulus, strong force relative to its size, precise movements and constant properties regardless of the size of the muscle, which allows the construction of robots extremely smalls. Due to little of exploration in this field in Brazil it would be expected a high possibility of technological evolution in Brazil. Our research started with a literature review on books, articles, journals and dissertations. After knowing the necessary knowledge for the production of artificial muscles specific equipment and tools became crucial. The actions realized include: design and manufacture of a platform for two-dimensional tests, tests to find out the properties of the polymer used; elaboration of a high voltage circuit that is responsible for triggering muscle and; construction of an artificial muscle. This work has suggested methods to be adopted in the manufacture of artificial muscles.

Keywords: Artificial muscles. Electroactive polymers. Test platform.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Organização dos músculos esqueléticos	19
Figura 2 – Resposta do SMP ao estímulo térmico	24
Figura 3 – Propriedade elástica dos polímeros com memória de forma	25
Figura 4 – Músculos de McKibben simulando um braço humano	26
Figura 5 – Polímero mudando de forma através de um campo eletromagnético	27
Figura 6 – Ilustração do atuador de nanotubos de carbono	30
Figura 7 – Estado de referência e ativado do fluido eletroreológico.....	31
Figura 8 – Rolo de VHB 4905.....	33
Figura 9 – EAP representado com um capacitor de placas paralelas	34
Figura 10 – Diferentes configurações de atuadores.....	35
Figura 11 – Recipiente do eletrodo flexível utilizado	37
Figura 12 – Ilustração do projeto da plataforma de tração biaxial	38
Figura 13 – Imagem dos componentes elétricos da plataforma	40
Figura 14 – Plataforma de ensaio biaxial finalizada	41
Figura 15 – Módulo gerador de tensão	42
Figura 16 – F101CT da EMCO High Voltage	42
Figura 17 – Dispositivo de aquisição de dados	43
Figura 18 – Módulo NI USB-6009	44
Figura 19 – Medidor de espessura utilizado.....	45
Figura 20 – Ilustração de como o polímero será fixado.....	46
Figura 21 – Ilustração de como o polímero será fixado.....	47
Figura 22 – Ensaio de uniformidade.....	48
Figura 23 – Posições onde foram tomadas as medidas.....	49
Figura 24 – Posição de fixação do polímero na plataforma para o ensaio atual	51
Figura 25 – Fotografias tiradas durante o ensaio de uniformidade para as deformações descritas	53
Figura 26 – Comparação das respostas do músculo artificial à tensão	57
Figura 27 – Polímero enrugado com a alta tensão aplicada	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação entre os possíveis músculos artificiais	32
Tabela 2 – Dados obtidos no ensaio de velocidade	50
Tabela 3 – Comparação dos resultados do ensaio atual com o ensaio anterior	52
Tabela 4 – Resultados obtidos no ensaio de fluência	55
Tabela 5 – Resultados do aumento de área em função da tensão aplicada. A espessura do filme polimérico era de 17 μm . O aumento de área relativa é em relação à área anterior medida.	57
Tabela 6 – Resultados do aumento de área em função da tensão aplicada. A espessura do filme polimérico era de 30 μm	58
Tabela 7 – Resultados do aumento de área em função da tensão aplicada. A espessura do filme polimérico era de 17 μm	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATP – Adenosina trifosfato

ADP – Adenosina difosfato

CNT – Nanotubos de carbono

EAP – Polímero eletroativo

ERF – Fluido eletroreológico

IPG – Géis de polímeros iônicos

SMP – Polímeros com memória de forma

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Contextualização do problema de pesquisa	15
1.2	Objetivos	15
1.3	Justificativa	16
1.4	Estruturação do trabalho	17
2.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2.1	Músculos naturais	17
2.2	Polímeros	20
2.2.1	Propriedades dos polímeros	21
2.3	Polímeros ativados por impulsos não elétricos	22
2.3.1	Polímeros ativados quimicamente	23
2.3.2	Polímeros com memória de forma	23
2.3.3	Estruturas infláveis	25
2.3.4	Polímeros ativados magneticamente	26
2.4	Polímeros eletroativos (EAP)	27
2.4.1	EAP eletrônico	27
2.4.1.1	Polímeros ferroelétricos	27
2.4.1.2.	Polímeros eletroativos dielétricos	28
2.4.2.	EAP iônico	28
2.4.2.1.	Géis de polímeros iônicos (IPG)	28
2.4.2.2.	Nanotubos de carbono (CNT)	29
2.4.2.3.	Fluidos eletroreológicos (ERF)	30
3.	METODOLOGIA	31
3.1	Polímero	31
3.2	Processo de fabricação do músculo artificial	35
3.2.1	Tracionar biaxialmente o polímero	35
3.2.2	Deposição do eletrodo flexível na superfície	36
3.2.3	Aplicar a alta tensão	37
3.3	Equipamentos	37
3.3.1	Plataforma de ensaio biaxial	38

3.3.2	Circuito de alta tensão	41
3.3.3	Aquisição de dados	43
3.3.4	Software	44
3.3.5	Medidor de espessura	45
3.4	Procedimento experimental.....	45
3.4.1	Ensaio de velocidade de tração.....	45
3.4.2	Ensaio de diferentes posições de tração	46
3.4.3	Ensaio de uniformidade	47
3.4.4	Ensaio de fluência	48
3.4.5	Ensaio de aumento de área em função da tensão aplicada	48
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
4.1	Ensaio de velocidade de tração	49
4.2	Ensaio de diferentes posições de tração.....	51
4.3	Ensaio de uniformidade.....	53
4.4	Ensaio de fluência.....	55
4.5	Ensaio de aumento de área em função da tensão elétrica aplicada	56
5.	CONCLUSÕES.....	62
6	TRABALHOS FUTUROS	63
	Referências Bibliográficas	64
	Anexo A.....	66
	Anexo B.....	67

1 INTRODUÇÃO

Analisando as grandes evoluções tecnológicas da humanidade notamos que grande parte delas se baseia em algo já existente na natureza. Como exemplos, temos desde as complexas máquinas de Leonardo da Vinci até produtos comerciais simples como o Velcro®. Assim o tema escolhido para este trabalho de conclusão de curso foi o desenvolvimento de músculos artificiais através de polímeros eletroativos.

Estes músculos artificiais têm um princípio de funcionamento similar aos músculos naturais, onde um tecido muscular é estimulado eletricamente e apresenta como resultado contrações capazes de exercer grandes forças; no caso dos músculos artificiais o que difere é a troca do tecido muscular por um elastômero com propriedades semelhantes, dentre elas estão a elasticidade, capacidade de trabalhar em pequenas dimensões, entre outras.

O problema abordado neste trabalho é o desenvolvimento deste material que seja capaz de recriar fidedignamente as propriedades e características dos músculos naturais. Segundo Kim; Takoro (2007, p.1), existe um rápido avanço nos materiais utilizados em ciência e tecnologia, vários materiais com inteligência embutida no nível molecular estão sendo desenvolvidas a um ritmo acelerado. Esses materiais inteligentes detectam variações no ambiente, podem processar a informação e responder em conformidade. Ligas com memória de forma, materiais piezoelétricos e polímeros eletroativos caem nesta categoria de materiais inteligentes.

Segundo Bar-Cohen (2004, p.4), polímeros têm muitas características atraentes, pois eles são geralmente leves, baratos, tolerante à fratura e flexíveis. Além disso, eles podem ser configurados em inúmeras formas como desejado e suas propriedades podem ser modificadas, obedecendo a uma ampla variedade de requisitos. No passado, surgiram novos polímeros que respondem a estímulos elétricos com uma significativa alteração de forma e tamanho, e este progresso acrescentou um recurso importante para a utilização desses materiais. Esta capacidade dos polímeros eletroativos está atraindo a atenção de engenheiros e cientistas de várias disciplinas diferentes, uma vez que eles se comportam de forma muito semelhante aos músculos biológicos.

1.1 Contextualização do problema de pesquisa

Os atuadores encontrados atualmente no mercado apresentam várias desvantagens, entre elas estão: peso elevado; grande quantidade de peças móveis; desgaste dos componentes devido ao atrito; vibrações; impactos; elevado consumo de energia; apresentam um limite construtivo;

Assim, se faz necessário o desenvolvimento e pesquisa de novas tecnologias de atuadores, que eliminem todos ou grande parte dos defeitos acima descritos, para que possamos continuar à evolução da robótica, que sempre visa a diminuição de tamanho e peso e o aumento de precisão em seus equipamentos.

Outra área que seria beneficiada com o desenvolvimento de músculos artificiais seria a protética, uma vez que seria possível criar próteses que reproduzam o funcionamento e características visuais do membro perdido, podendo até mesmo ser controlado pelo cérebro humano como os músculos naturais, o que acabaria com problemas encontrados pelos usuários de próteses.

1.2 Objetivos

O trabalho tem como objetivo geral desenvolver um músculo artificial utilizando um material capaz de reproduzir as propriedades e características dos músculos naturais.

Os objetivos específicos são:

- projetar e fabricar uma plataforma de ensaios bidimensionais, para tracionar o polímero e deixa-lo com a espessura adequada para a fabricação de músculos artificiais;
- desenvolver um sistema de controle para a plataforma a fim de eliminar incertezas nos testes, para obter um domínio maior sobre o processo;
- realizar ensaios com o polímero para descobrir suas propriedades e seus comportamentos em situações distintas;
- criar um sistema de alta voltagem para estimular os polímeros eletroativos;
- construir um músculo artificial com base nos resultados obtidos nos ensaios.

1.3 Justificativa

A pesquisa se justifica no fato de os músculos artificiais representarem uma grande evolução para a robótica, uma vez que com eles será possível eliminar problemas que estão impedindo a evolução da tecnologia presente nos robôs, dentre eles estão o peso, o atrito, o desgaste de componentes, impactos e vibrações.

Convém notar que, conforme salienta Blois (2007, p.14), há várias razões para alcançar o desempenho dos músculos naturais ao invés de apenas imitar suas aparências uma vez que os seres vivos são mais eficazes que os robôs e que os 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.

Especialistas em química, ciência dos materiais, eletromecânica, robótica, informática, eletrônicos, e outros estão trabalhando em conjunto para desenvolver melhores materiais EAP, técnicas de processamento e aplicações. Métodos de controle eficazes estão abordando os aspectos originais e desafiadores de atuadores EAP. Materiais EAP tem um potencial significativo para melhorar as nossas vidas. Se os materiais de EAP puderem ser desenvolvidos ao nível em que eles possam competir com os músculos naturais, eles servirão como implantes musculares artificiais em um corpo humano, e se tornarão atuadores de vários produtos comerciais, os desenvolvedores do EAP irão fazer uma contribuição positivo em muitos aspectos da vida humana. (Bar-Cohen, 2004, p. 15).

Outra importante aplicação é na área protética, na criação de próteses que apresentem uma grande semelhança aos membros humanos, criando desta forma uma melhor aceitação das pessoas acidentadas que perderam um ou mais membros. Uma vez que o fator psicológico afeta grande parte dos usuários de próteses atualmente, pois a modificação da aparência acaba abalando mais do que propriamente a falta do membro.

1.4 Estruturação do trabalho

O presente trabalho está estruturado da seguinte forma; Capítulo 2 apresenta uma profunda e detalhada revisão bibliográfica sobre músculos naturais e os tipos de músculos artificiais, pesquisas realizadas no Brasil e no mundo; Capítulo 3 descreve o tipo de metodologia utilizada para a realização do trabalho, escolha do tipo de músculo utilizado no trabalho, suas características, os equipamentos utilizados, a descrição dos ensaios; Capítulo 4 apresenta os dados obtidos nos ensaios e discussões; Capítulo 5 apresenta as conclusões do trabalho; A última unidade apresenta as referências bibliográficas utilizadas e os anexos do trabalho.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O músculo natural é um atuador espetacular, pois após milhões de anos de evolução a natureza chegou aos atuadores que permitem performances extraordinárias, possibilitando assim que os animais consigam correr, nadar e voar como nenhuma tecnologia artificial pode. Costuma-se argumentar, se a tecnologia humana conseguiria imitar o músculo natural (RITZMANN et al., 2000).

2.1 Músculos naturais

Os músculos são considerados sistemas altamente aprimorados, uma vez que são os mesmos para todos os animais e as diferenças entre as espécies são pequenas. Músculos naturais são acionados por um mecanismo complexo e são capazes de elevar grandes cargas com um pequeno tempo de resposta (milissegundos). O funcionamento dos músculos depende do impulso químico das ligações de hidrogênio reversíveis entre duas proteínas, actina e miosina. As células musculares em sua maioria apresentam uma forma cilíndrica, com diâmetros entre 10 e 100 μm , com um comprimento que pode chegar até vários centímetros (BARCOHEN, 2004, p. 8).

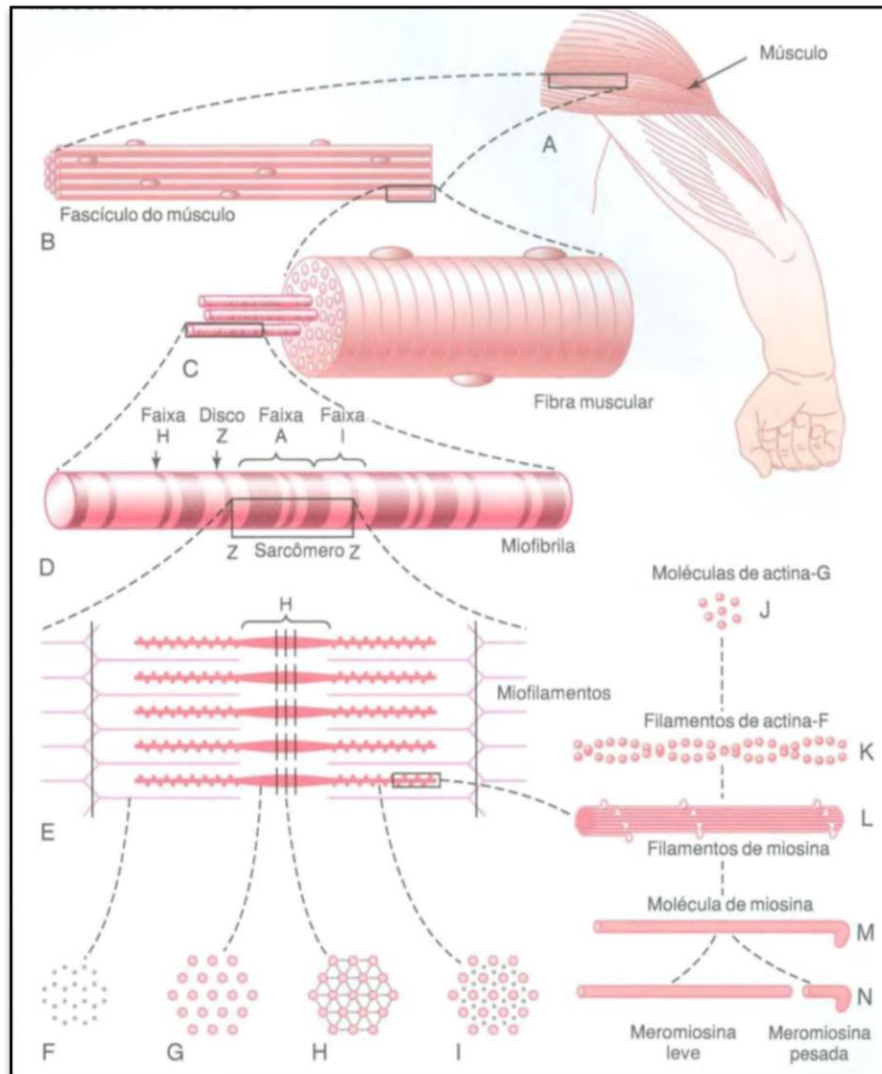
Um pico de tensão de 150-300 kPa é gerado a partir de uma deformação de apenas 25%, enquanto a potência máxima pode chegar até 150-225 W/kg. A potência média gerada por um músculo é de cerca de 50 W/kg, com uma densidade de energia de 20-70 J/kg, que diminui com o aumento da velocidade. Embora os

músculos produzam forças lineares, todos os movimentos são circulares. Isso se deve ao fato de que todas as juntas são rótulas. Portanto, a força de um animal não é apenas a força muscular, mas a força muscular modificada pela vantagem mecânica da articulação [ALEXANDER, 1988].

Cerca de 40% do corpo humano é formado por músculos esqueléticos e outros 10% são de músculos lisos e cardíacos. O músculo esquelético possui controle voluntário do movimento e os músculos liso e cardíaco possuem contração involuntária. Abaixo está mostrada a organização do músculo esquelético ao nível macroscópico, na Figura 1. Cada fibra muscular contém de centenas a milhares de filamentos longitudinais muito finos (miofibrilas). Cada miofibrila é composta por 1500 filamentos de miosina e por 3000 filamentos de actina, que são longas moléculas de proteínas polimerizadas responsáveis pelas reais contrações musculares.

Os filamentos mais espessos, nesse diagrama são miosina, e os filamentos mais finos são actina. Note que as pequenas projeções laterais dos filamentos de miosina. Essas projeções são as pontes cruzadas. São as interações entre os filamentos de actina e as pontes cruzadas que causam as contrações (GUYTON, 1993).

Figura 1 – Organização dos músculos esqueléticos



Fonte: Guyton (1993, p.73)

A interação das pontes cruzadas dos filamentos de miosina com os filamentos de actina faz com que ocorra o deslizamento dos filamentos. Um impulso nervoso é o estímulo para a contração, que se propaga pela membrana das fibras musculares, atingindo o retículo sarcoplasmático, 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 (GUYTON, 1993).

2.2 Polímeros

A palavra polímero origina-se do grego, sendo a junção de duas palavras, *poli* que significa muitos e *mero* que se traduz como uma unidade de repetição. Assim, um polímero é uma molécula composta por muitas (dezenas de milhares) unidades de repetição unidas por ligações covalentes. O polímero é produzido através de um monômero, isto é, uma molécula com uma unidade de repetição. Os polímeros se dividem em três classes: Plásticos, Borrachas e Fibras. O que as diferencia é o tipo do monômero (estrutura química) que o polímero é composto, do número médio de meros por cadeia e do tipo de ligação covalente (CANEVAROLO, 2002, p.21).

As propriedades físicas dos polímeros dependem do comprimento da molécula, isto é, sua massa molar. Os polímeros possuem uma ampla faixa de valores de massa molar. Isso gera uma grande variação em suas propriedades. Alterações no tamanho da molécula, quando esta é pequena, provocam grandes mudanças em suas propriedades físicas. Estas alterações tendem a ser menores com o aumento do tamanho da molécula (CANEVAROLO, 2002, p.21).

Em virtude aos grandes avanços tecnológicos na área dos materiais poliméricos, diversas técnicas de processamento têm sido desenvolvidas de modo a permitir a produção de polímeros com propriedades convenientes a uma dada aplicação. Os polímeros possibilitaram o desenvolvimento de novos projetos mais baratos, menores e mais leves (BAR-COHEN, 2004).

O desenvolvimento de novos materiais teve início na década de 90. A partir disso surgiram polímeros com capacidade de resposta a estímulos elétricos com mudanças significativas tanto de forma como de dimensões. Essa propriedade eletroativa dos polímeros atraiu o interesse de vários pesquisadores que trabalham no desenvolvimento de novos atuadores.

O foco principal do estudo é a utilização dos polímeros como alternativa para substituir os atuadores tradicionais que são baseados em motores eletromecânicos rotativos. Esses materiais são denominados polímeros eletroativos e apresentam um comportamento dinâmico muito parecido com os músculos naturais. Os EAPs (polímeros eletroativos) são chamados muitas vezes por alguns pesquisadores de "músculos artificiais", ainda que outros materiais e outras propostas construtivas também sejam assim denominados (BAR-COHEN, 2004).

2.2.1 Propriedades dos polímeros

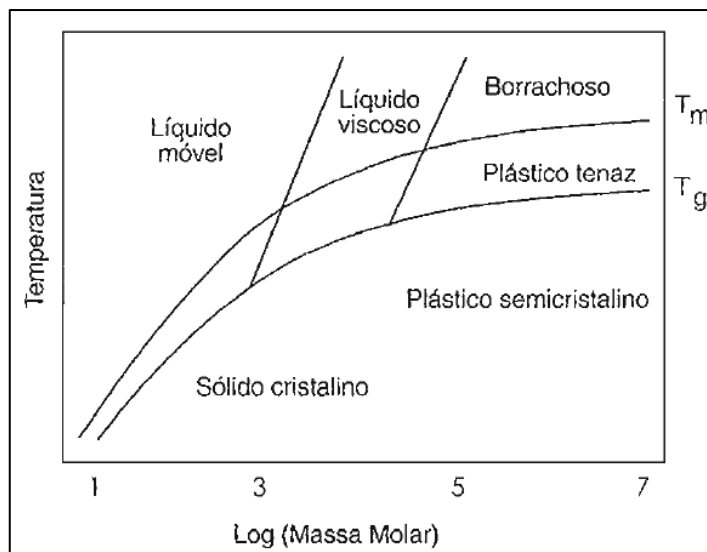
Nesta época de avanços tecnológicos, materiais convencionais como: metais e ligas estão sendo substituídos por polímeros em áreas como automóveis, aeroespacial, produtos domésticos e eletrônicos. Devido aos enormes avanços na tecnologia de materiais poliméricos, várias técnicas de processamento que foram desenvolvidos permitem a produção de polímeros com propriedades sob medida (KIM; TADOKORO, 2007, p. 2).

Os polímeros têm suas propriedades mecânicas caracterizadas pelo modo como estes respondem às solicitações mecânicas do tipo tensão ou deformação. Esta resposta está relacionada com a estrutura química do polímero, temperatura, tempo e condições de processamento da molécula (CANEVAROLO, 2002, p.191).

É a estrutura molecular dos polímeros que proporciona aos mesmos um comportamento semelhante aos dos líquidos, porém com um comportamento elástico, como os dos sólidos Hookeanos, fenômeno que se denomina viscoelasticidade. Já os elastômeros apresentam, além dos comportamentos acima citados, a elasticidade da borracha (CANEVAROLO, 2002, p.191).

Uma importante propriedade dos polímeros é a viscoelasticidade, que é definida como o fenômeno pelo qual o polímero apresenta simultaneamente características de um fluido e de um sólido elástico. Isso faz com que o polímero demore um tempo finito para responder à solicitação, gerando uma defasagem entre a solicitação e a resposta. O Gráfico 1 abaixo, mostra a variedade de comportamentos físico-mecânico que um polímero apresenta em função de sua massa molar, temperatura da medida e as temperaturas características.

Gráfico 1 – Comportamentos físico-mecânico dos polímeros



Fonte: Canevarolo (2002, p.192)

Os polímeros apresentam propriedades atraentes em comparação aos materiais inorgânicos, pois eles são leves, de baixo custo, flexível e facilmente processados e fabricados. Podem ser configurados em formas complexas e as suas propriedades se adaptam conforme a necessidade. Atualmente, diversos materiais com inteligência embutida no nível molecular estão sendo desenvolvidos (KIM; TADOKORO, 2007, p. 3).

Esses materiais inteligentes podem detectar variações no ambiente, processar a informação e responder em conformidade. Nesta categoria de materiais inteligentes estão, as ligas com memória de forma, materiais piezoelétricos, fluidos eletro-reológicos e polímeros eletroativos dielétricos. Sabemos que os polímeros respondem a estímulos externos, alterando sua forma ou tamanho e que eles respondem a estímulos, tais como um campo elétrico, o pH, um campo magnético, e luz.

2.3 Polímeros ativados por impulsos não elétricos

Estruturas e materiais que detectam estímulos externos e respondem adequadamente em tempo real ou quase real são chamados de "inteligentes". Existem muitos polímeros que apresentam mudanças de volume ou de forma em resposta à perturbação do equilíbrio entre as forças intermoleculares repulsivas, que atuam para expandir o polímero, e as forças de atração que atuam para comprimi-lo.

Forças repulsivas são geralmente eletrostáticas ou hidrofóbicas, enquanto as forças atrativas são geradas pelas ligações de hidrogênio ou de Van der Waals. Assim a mudança de volume ou forma de um polímero pode ser controlada por sutis alterações em parâmetros tais como a composição do solvente ou do gel, temperatura, pH, luz (BAR-COHEN, 2004). Esta seção estuda os tipos de polímeros que podem ser ativados por meios não elétricos.

2.3.1 Polímeros ativados quimicamente

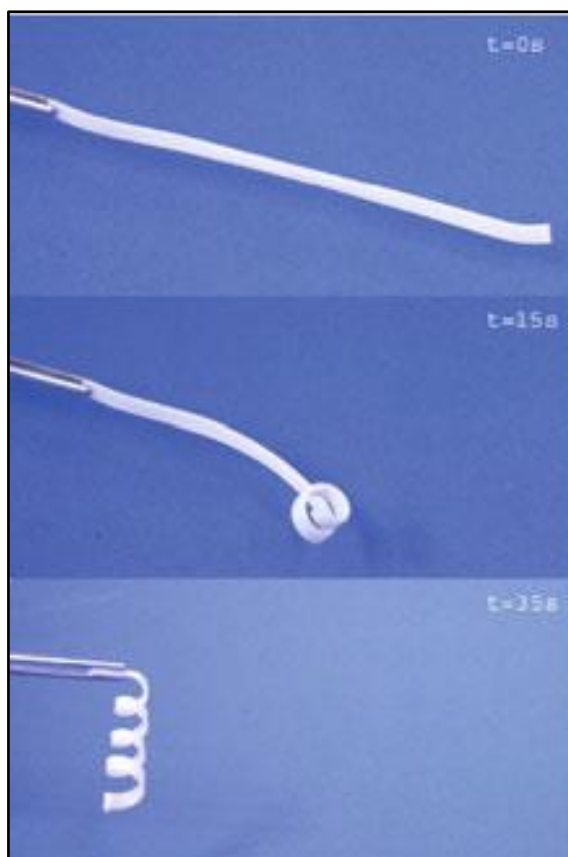
Os polímeros podem interagir com produtos químicos causando-lhes alterações em suas dimensões através de um processo relativamente lento. Por exemplo, colocando uma bola de pingue-pongue submersa em querosene, ocasiona-se uma expansão de seu volume, que pode fazer com que a bola chegue a várias vezes o seu tamanho original (BAR-COHEN, 2004).

A adição de ácido provoca a contração do polímero, devido a um aumento da concentração de íons de hidrogênio, ao passo que as soluções alcalinas resultam em uma expansão devido à remoção do hidrogênio, sob a forma de água (BROCK, 1991).

2.3.2 Polímeros com memória de forma

Polímeros com memória de forma (SMP) é uma classe emergente de polímeros ativos que têm a capacidade de alterar sua forma em resposta a um estímulo. Eles podem alterar o seu formato de um estado “A” para um estado “B”, onde o estado “A” é uma forma temporária, que é obtida pela deformação mecânica do polímero e subsequente a fixação dessa deformação. O estado “B” é a forma permanente, que é definida durante o processo de fabricação do polímero. Em polímeros com memória de forma relatados até agora, o calor ou a luz tem sido usados como estímulo (LENDLEIN, 2010, p.14). A Figura 2 mostra como um polímero reage á mudança de temperatura em função do tempo.

Figura 2 – Resposta do SMP ao estímulo térmico

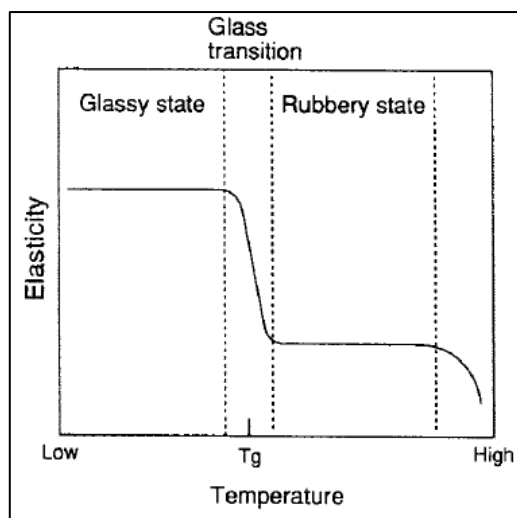


Fonte: Lendlein (2010, p.2)

Um típico polímero de memória de forma pode ser representado por uma borracha, pois ela expande várias vezes sob pressão, ao mesmo tempo em que regressa imediatamente ao comprimento original quando a tensão é removida. A borracha apresenta uma propriedade elástica, à temperatura ambiente, no entanto, a baixas temperaturas, a elasticidade é perdida.

Quando a borracha expandida é resfriada, a forma alongada é fixada e nunca retorna à forma original, enquanto a temperatura é mantida abaixo da temperatura de transição vítrea, T_g , que é definida como a temperatura acima da qual a elasticidade de um polímero diminui drasticamente e um polímero duro mostra um comportamento semelhante à borracha, como mostrado a Figura 3. Quando a temperatura é aumentada acima de T_g , a tensão é libertada e o polímero retorna à forma original (OTSUKA; WAYMAN, 1998).

Figura 3 – Propriedade elástica dos polímeros com memória de forma



Fonte: Otsuka; Wayman (1998, p.204)

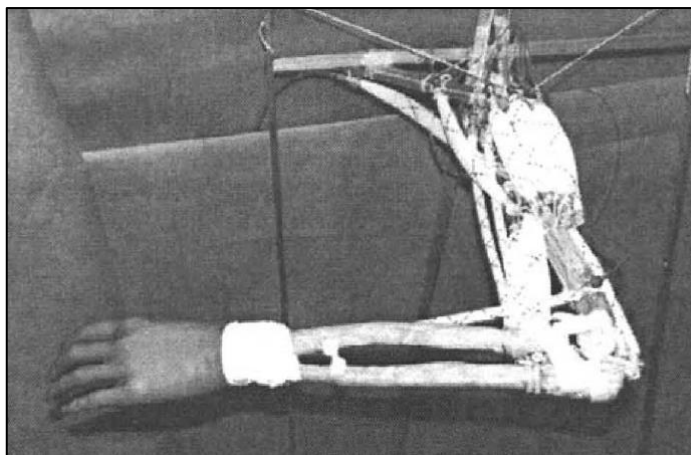
2.3.3 Estruturas infláveis

Uma das maneiras mais comuns para alcançar uma grande mudança de volume estrutural é a utilização de bexigas. Através dessas bexigas é possível criar um atuador na forma de um músculo que induz forças significativas que se assemelham a dos músculos biológicos, este atuador é chamado de músculo de McKibben.

Suas características principais são a flexibilidade e o baixo peso, o que os torna aplicáveis a próteses, e sua alta relação força-peso torna-os eficazes para a utilização em robôs. O atuador é constituído por uma bexiga interna expansível, circundada por um invólucro entrançado. Quando a bexiga interna é pressurizada, ela expande-se contra o invólucro trançado, o qual atua de forma a limitar a expansão mantendo assim uma forma cilíndrica.

Como o volume da bexiga aumenta devido ao aumento da pressão, o atuador encurta e produz uma tensão se o mesmo estiver acoplado a uma carga mecânica (BAR-COHEN, 2004). Uma prótese que simula um braço humano utilizando músculos de McKibben está ilustrada na Figura 4 abaixo.

Figura 4 – Músculos de McKibben simulando um braço humano



Fonte: Bar-Cohen (2004, p.19)

A força gerada por um músculo artificial de McKibben depende das características de tecelagem do invólucro trançado, das propriedades do material do tubo elástico, da pressão aplicada e do tamanho do músculo.

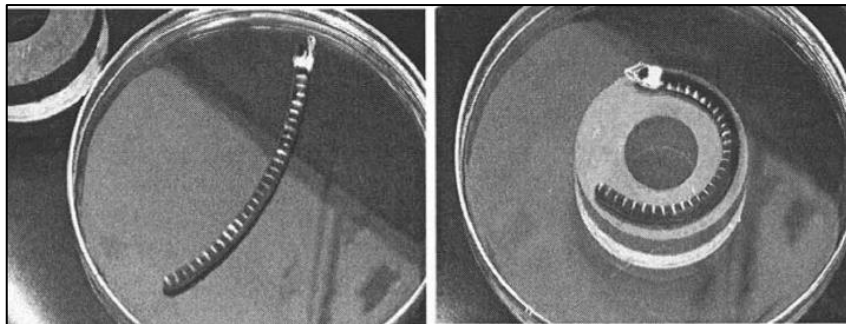
2.3.4 Polímeros ativados magneticamente

A sensibilidade magnética é introduzida no polímero através de nanopartículas magnéticas, que são capazes de transformar a energia de um campo eletromagnético de alta frequência em energia térmica.

Partículas magnéticas tais como, ferro, níquel, cobalto e algumas das suas ligas, são chamadas de ferromagnéticas. Estes materiais apresentam uma forte atração aos campos magnéticos e são capazes de manter as suas propriedades magnéticas após o campo externo ser removido. Quando uma força de magnetização é aplicada, os domínios ficam alinhados para produzir um forte campo magnético no interior da peça (LENDLEIN, 2010, p.62).

Quando um polímero com certo teor de partículas ferromagnéticas for exposto a um campo magnético, a temperatura do material aumenta. Se a temperatura exceder a temperatura de transição vítrea do polímero de memória de forma, ele modifica sua forma e tamanho. A quantidade de calor gerada está diretamente relacionada com o tamanho das partículas magnéticas (LENDLEIN, 2010, p.63). Uma demonstração de um polímero de memória de forma sendo estimulado por um campo eletromagnético está na Figura 5 abaixo.

Figura 5 - Polímero mudando de forma através de um campo eletromagnético



Fonte: Bar-Cohen (2004, p.21)

Este método de aquecimento indireto e sem contato, pode ser usado para desencadear a reação no polímero em uma situação que, não poderiam ser acionados por meio de métodos de aquecimento direto através de aumento da temperatura ambiente.

2.4 Polímeros eletroativos (EAP)

Os polímeros que exibem alterações de forma em resposta a estímulos elétricos podem ser divididas em dois grupos distintos: eletrônicos (dirigido por campos elétricos ou pelas forças de Coulomb) e iônicos (envolvendo a mobilidade ou a difusão de íons).

2.4.1 EAP eletrônico

2.4.1.1 Polímeros ferroelétricos

A piezoelectricidade foi descoberta em 1880 por Pierre e Paul-Jacques Curie, que descobriram que, quando determinados tipos de cristais (por exemplo, quartzo, turmalina e sal de Rochelle) são comprimidos, uma tensão é produzida na superfície do cristal. Mais tarde, observaram o efeito inverso, quando há aplicação de uma corrente elétrica, estes cristais apresentam um alongamento (BAR-COHEN, 2004).

Quando um cristal não condutor ou material dielétrico apresenta polarização elétrica espontânea, este fenômeno é chamado de ferroelectricidade. Estes se baseiam no fenômeno da piezoelectricidade, que é encontrado apenas em materiais não simétricos. Estes polímeros são parcialmente cristalinos, com uma fase amorfa

inativa, e apresentam um módulo de Young de cerca de 1 a 10 GPa. Este módulo de elasticidade relativamente alto oferece uma elevada densidade de energia mecânica (KIM; TADOKORO, 2007, p. 3).

2.4.1.2. Polímeros eletroativos dielétricos

Polímeros eletroativos dielétricos são fundamentalmente uma tecnologia de transdutor, o que significa que convertem a energia de uma forma para outra. Mais especificamente, estes dispositivos são transdutores eletromecânicos que convertem a energia elétrica em energia mecânica. Transdutores que convertem energia elétrica em energia mecânica são atuadores.

Polímeros com baixa rigidez elástica e constante dielétrica elevada podem ser utilizados para atuação com grandes deformações, apenas submetendo-os a um campo eletrostático.

Os atuadores que utilizam polímeros eletroativos dielétricos se baseiam no efeito capacitivo entre dois eletrodos flexíveis depositados nas duas superfícies do polímero.

2.4.2. EAP iônico

2.4.2.1. Géis de polímeros iônicos (IPG)

O acionamento elétrico de géis poliméricos foi estudado pela primeira vez por Tanaka et al. (1982) em géis de ácido poliacrílico. O gel mudou de forma e tamanho, quando colocado entre os eletrodos que foram rodeados por uma solução aquosa. O gel encolheu perto do ânodo quando tocou o eletrodo, e inchou perto do cátodo. O fenômeno pode ser revertido através da inversão da polaridade do campo elétrico. A eletrólise da água afeta o pH da solução próxima dos eletrodos e pode ser sobreposta sobre a resposta elétrica dos atuadores de gel (KIM; TADOKORO, 2007, p. 33).

No entanto, a resposta desta estrutura de gel de multicamadas é relativamente lenta devido à necessidade de se difundir os íons através do gel. Além disso, o grande deslocamento induzido causa danos aos eletrodos, levando a uma falha do atuador após 2-3 ciclos de ativação (BAR-COHEN, 2004).

2.4.2.2. Nanotubos de carbono (CNT)

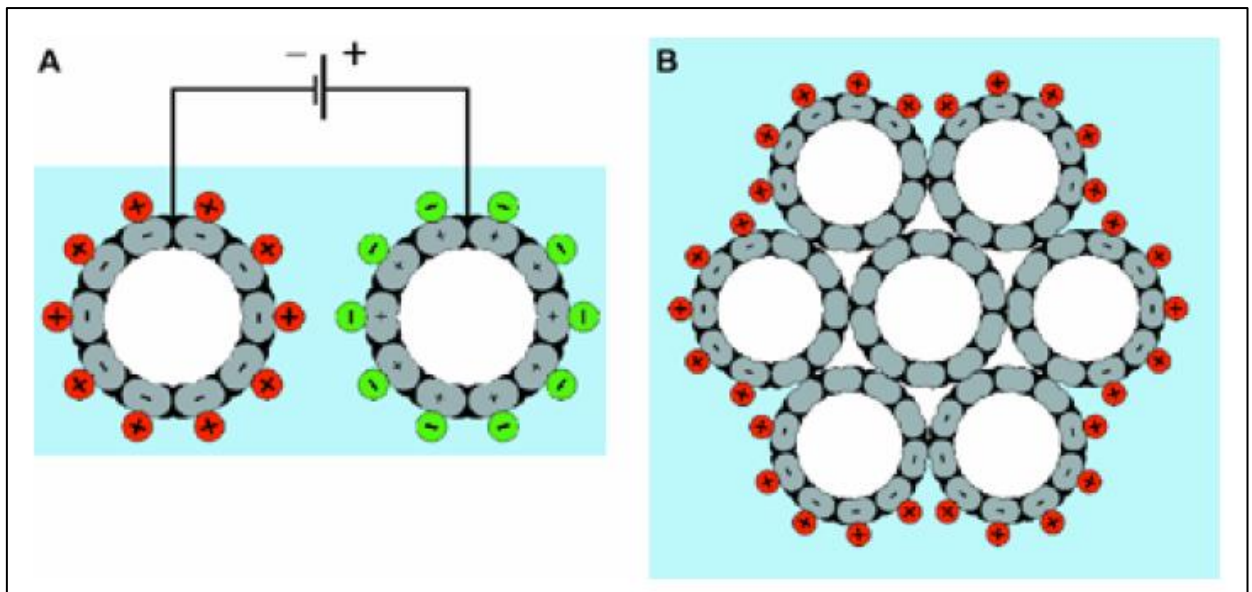
Em 1999, os nanotubos de carbono com propriedades mecânicas semelhantes aos diamantes surgiram como, a mais nova forma de polímeros eletroativos (BAUGHMAN et al, 1999). A ligação carbono-carbono em nanotubos (NT) que estão submersos em um eletrólito e a mudança no comprimento desta ligação, são os responsáveis pelo acionamento do mesmo. Uma rede de ligações conjugadas liga todos os átomos de carbono e proporciona um caminho para o fluxo de elétrons ao longo das cadeias.

O eletrólito forma uma dupla camada elétrica com os nanotubos e permite a injeção de grandes cargas que afetam o equilíbrio da carga iônica entre o nanotubo e o eletrólito. Quanto maior as cargas aplicadas, maiores serão as mudanças na dimensão. A remoção de elétrons faz com que os nanotubos fiquem com uma carga positiva, que está espalhada por todos os núcleos de carbono causando repulsão entre os núcleos de carbono adjacente e aumentando o comprimento da ligação CC.

A injeção de elétrons na ligação também provoca o seu alongamento, resultando num aumento de diâmetro e comprimento do nanotubo. Essas mudanças de dimensão são convertidas em movimento macroscópico no elemento de rede de nanotubos emaranhados e o resultado é a extensão do nanotubo de carbono (BARCOHEN, 2004).

Considerando-se a resistência mecânica dos nanotubos e os deslocamentos alcançados, este atuador tem o potencial de produzir mais trabalho por ciclo do que qualquer tecnologia de atuadores anteriormente relatados e de gerar tensões mecânicas muito mais elevadas. A Figura 6 mostra uma ilustração esquemática de injeção de carga em um atuador eletromecânico baseado em nanotubos de carbono e o efeito de agrupamento de nanotubos.

Figura 6 – Ilustração do atuador de nanotubos de carbono



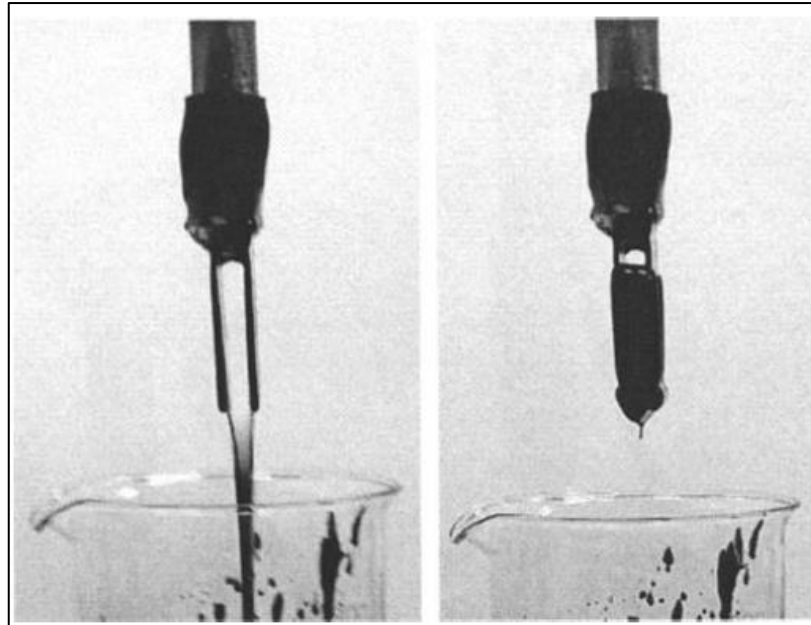
Fonte: Baughman et al (1999, p.3)

2.4.2.3. Fluidos eletroreológicos (ERF)

Fluidos eletroreológicos apresentam grandes variações de sua viscosidade quando estimulados por um campo elétrico. Estes fluidos são feitos a partir de suspensões de um fluido isolante e de partículas com 0,1-100 μm de tamanho. O efeito eletroreológico, algumas vezes chamado de efeito de Winslow, surge a partir da diferença nas constantes dielétricas do fluido e das partículas. Na presença de um campo elétrico, as partículas, devido a um momento de dipolo induzido, irão formar cadeias ao longo das linhas do campo (BAR-COHEN, 2004). Na Figura 7 estão mostrados os estados sem o campo elétrico e com o campo elétrico atuando sobre o fluido eletroreológico, respectivamente.

As partículas podem ser de amido, celulose, sílica ou alguns polímeros e o meio de dispersão geralmente é um óleo eletricamente isolante de baixa viscosidade, sendo mineral, silicone ou vegetal. Estes fluidos podem ser utilizados em transmissores de torque e em sistemas de amortecimento, seu foco principal é a indústria automobilística.

Figura 7 – Estado de referência e ativado do fluido eletroreológico



Fonte: Bar-Cohen (2004, p.662)

3. METODOLOGIA

Neste capítulo é apresentado detalhadamente o funcionamento do músculo artificial de polímero eletroativo dielétrico, o passo a passo para o seu desenvolvimento, os ensaios realizados tanto nos músculos quanto no polímero e apresenta a descrição dos equipamentos utilizados nas atividades acima citadas.

3.1 Polímero

Para compreender as questões envolvidas com a aplicação de atuadores de elastômeros dielétricos, é preciso primeiro compreender a motivação para o desenvolvimento de uma nova tecnologia de acionamento. Elastômeros dielétricos em particular não oferecem o melhor desempenho de todos. No entanto, considerando os parâmetros das especificações do atuador, EAPs podem oferecer desempenho e características que não podem ser reproduzidas por outras tecnologias. Por exemplo, sua combinação de grandes deformações, alta densidade de energia, velocidade rápida da resposta, e boa eficiência são únicas. A Tabela 1 compara EAPs elastômero dielétrico com outras tecnologias de atuadores (BAR-COHEN, 2004).

Tabela 1 – Comparação entre os possíveis músculos artificiais

Tipo do Atuador		Máxima deformação [%]	Máxima pressão [MPa]	Densidade de energia elástica específica [J/g]	Densidade de energia elástica [J/cm ³]	Máxima eficiência [%]	Velocidade relativa
POLÍMERO ELETROATIVO	Dielétrico						
	Acrílico	380	8,2	3,4	3,4	60-80	Médio
	Silicone	63	3	0,75	0,75	90	Rápido
	Eletrostrictivo	4	24	0,26	0,48	-	Rápido
	Polianilina	10	450	23	23	<1	Lento
	Polieletrólito	40	0,3	0,06	0,06	30	Lento
Polímero Piezoelétrico	0,1	4,8	0,0013	0,0024	-	Rápido	
POLÍMERO ATIVADO NÃO ELETRICAMENTE	Eletromagnético	50	0,1	0,003	0,025	90	Rápido
	Piezoelétrico						
	Cerâmico	0,2	110	0,013	0,1	90	Rápido
	Mono cristal	1,7	131	0,13	1	90	Rápido
	Liga de memória de forma	5	200	15	100	10	Lento
	Polímero de memória de forma	100	4	2	2	10	Lento
	Térmico	1	78	0,15	0,4	10	Lento
Músculo natural	40	0,35	0,07	0,07	35	Médio	

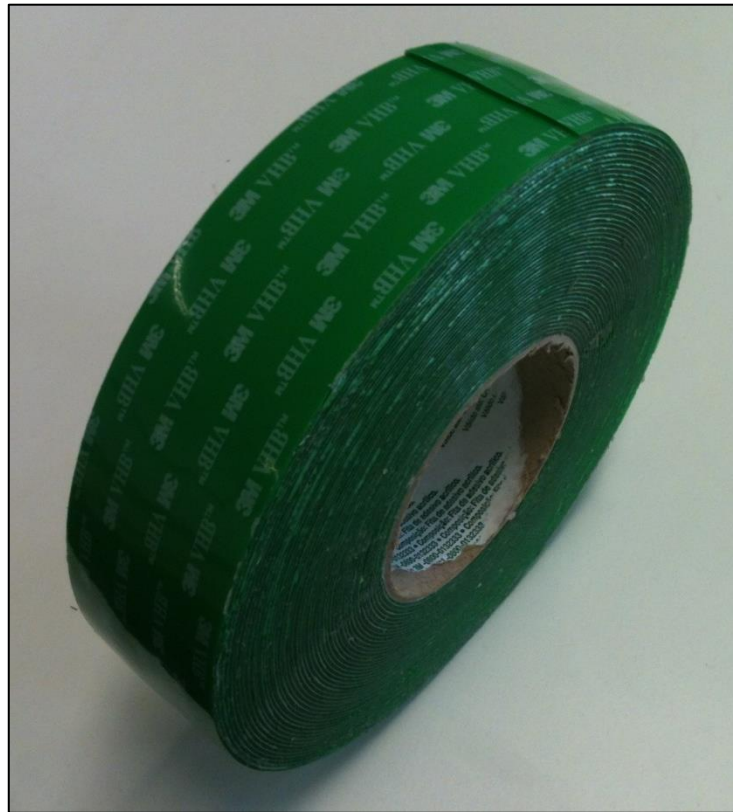
Fonte: Bar-Cohen (2004, p.533)

As propriedades de força e deformação dos polímeros eletroativos dielétricos permitem a criação de um *design* mais simples e direto para o atuador sem a necessidade de amplificar o movimento. Eles têm também demonstrado um alto desempenho em termos de densidade de energia e velocidade de resposta e podem ser feitos de materiais comuns e baratos [Wingert, 2002].

Após uma longa análise foi escolhido o polímero eletroativo dielétrico acrílico para a realização deste trabalho. O polímero utilizado foi o produto comercial VHB

4905 da empresa americana 3M, que possui 0,5mm de espessura, 50mm de largura e vem em rolos de vinte metros, como mostra a Figura 8 abaixo.

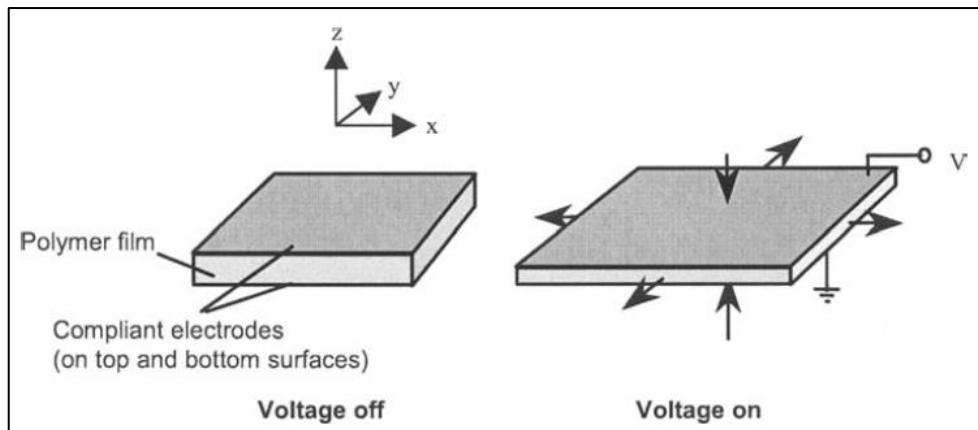
Figura 8 – Rolo de VHB 4905



O princípio de funcionamento destes polímeros eletroativos (EAP) dielétricos pode ser representado por um capacitor de placas paralelas, como mostra a Figura 9.

A utilização de polímeros com constantes dielétricas elevadas e a aplicação de campos elétricos elevados levam a grandes forças e tensões. Para atingir os níveis de campo elétrico necessários, é preciso usar de alta tensão e/ou empregar filmes finos. Sob um campo elétrico, o filme é comprimido na direção da espessura, causando a expansão nas direções transversais. Essa expansão se dá devido à conservação do volume do polímero (BAR-COHEN, 2004).

Figura 9 – EAP representado com um capacitor de placas paralelas



Fonte: Bar-Cohen (2004, p.535)

Utilizando um modelo eletrostático simples, pode-se derivar a pressão efetiva produzida pelos eletrodos sobre o polímero em função da diferença de potencial aplicada. Esta pressão P é expressa na Equação 1:

$$P = \epsilon_r \epsilon_0 \left(\frac{V}{t} \right)^2 \quad (1)$$

Onde ϵ_r é a permissividade relativa do polímero (constante dielétrica), ϵ_0 é a permissividade do vácuo, V é a tensão aplicada e t é a espessura do polímero. Esta razão da tensão aplicada pela espessura do polímero é chamada rigidez dielétrica. Ela representa o campo elétrico máximo que um dielétrico pode suportar sem se romper. Se essa rigidez for excedida, os elétrons de um eletrodo migram para o outro causando um curto-circuito e inutilizando o material.

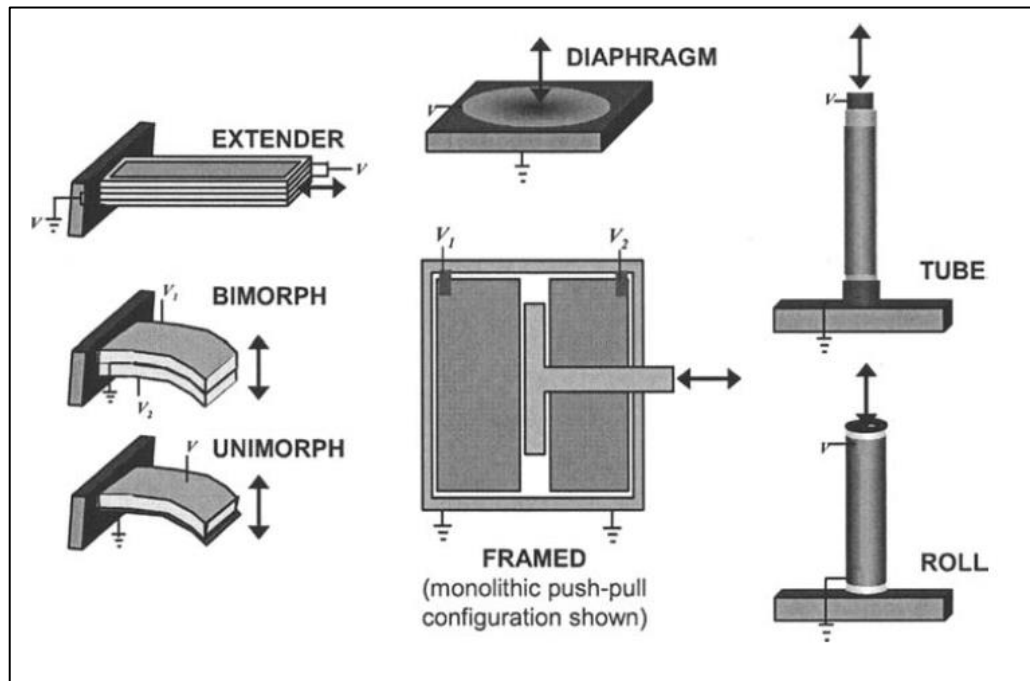
Constante dielétrica é uma propriedade do polímero utilizado para separar os eletrodos. Ela representa a facilidade com que o material tem de se polarizar em resposta a um campo elétrico.

As tensões resultantes produzidas no polímero dependem das condições de contorno e das cargas aplicadas no polímero. Além disso, as tensões dependem do módulo de elasticidade do polímero, que pode ser não linear para elastômeros para grandes deformações. Uma complicação adicional é que os polímeros são frequentemente acionados com grandes pré-tensões iniciais. Tais pré-tensões podem ser anisotrópicas e, assim, podem fazer com que o módulo de elasticidade também seja anisotrópico. Por estas razões, não é possível escrever uma simples

equação geral para a tensão resultante. Felizmente, grandes deformações são fáceis de medir por meios visuais (BAR-COHEN, 2004).

A partir dos princípios acima citados é possível montar diversas configurações de atuadores utilizando polímeros eletroativos dielétricos. A melhor configuração depende da aplicação e das propriedades do filme. Várias configurações feitas pelos autores são mostradas na Figura 10.

Figura 10 – Diferentes configurações de atuadores



Fonte: Bar-Cohen (2004, p.537)

3.2 Processo de fabricação do músculo artificial

Nesta unidade estão descritos todos os processos necessários para a fabricação do músculo artificial a partir de um polímero eletroativo, em cada processo está descrito a sua finalidade, como o mesmo é realizado, qual equipamento é necessário e os parâmetros que o influenciam.

3.2.1 Tracionar biaxialmente o polímero

Para construir um atuador de músculos artificiais através de um polímero eletroativo dielétrico primeiramente se faz necessário a diminuição de sua espessura para valores na ordem de micrômetros. Essa diminuição é buscada para aumentar a

pressão que os eletrodos exercem sobre o polímero. Isso pode ser visto através da Equação 1, que mostra que a espessura do polímero ao quadrado é inversamente proporcional à pressão exercida pelo eletrodo.

Esta diminuição da espessura acarreta em um aumento da constante dielétrica do material. Em ensaios realizados por Kofod et al. (2003) houve um aumento da constante dielétrica, após o pré-tensionamento, de 20MV/m para 218MV/m com uma deformação de 500%. Portanto o pré-tensionamento do material é crucial para o funcionamento do músculo artificial, uma vez que maximiza a atração entre os eletrodos.

Devido à grande elasticidade do polímero acrílico utilizado é necessário tracioná-lo biaxialmente, pois se a tração for apenas uniaxial não haverá uma diminuição considerável da espessura, já que duas direções do polímero estão livres para se deformarem. Tracionando biaxialmente o polímero há apenas uma das suas dimensões que pode sofrer deformação. Esta dimensão neste caso é a espessura do polímero e assim é possível alcançar a espessura desejada.

Para a realização deste procedimento foi projetada uma plataforma de ensaio biaxial. A mesma será descrita com detalhes posteriormente.

3.2.2 Deposição do eletrodo flexível na superfície

Como dito anteriormente, o músculo artificial que está sendo desenvolvido, funciona através do efeito capacitivo e para isso necessita a deposição de um eletrodo flexível em ambas as suas superfícies. Este eletrodo necessita ser flexível devido às grandes deformações que o músculo artificial apresenta.

O eletrodo utilizado foi uma graxa condutiva da empresa Static Control, como mostra a Figura 11. Sua aplicação sobre o polímero é feita através de deposição direta utilizando um pincel. A forma e a área do eletrodo sobre o polímero é o que define o funcionamento do músculo artificial.

Desta forma é possível criar infinitas configurações de músculos artificiais apenas alterando o formato do eletrodo que foi depositado na superfície do polímero. Por exemplo, se aumentarmos a área do eletrodo, maior será a deformação do músculo artificial, ou se alterarmos o formato do eletrodo a deformação do músculo também será modificada.

Figura 11 – Recipiente do eletrodo flexível utilizado



3.2.3 Aplicar a alta tensão

A tensão aplicada nos eletrodos é diretamente proporcional à pressão que os mesmos geram sobre o polímero. Isto pode ser visto na Equação 1. Através da tensão aplicada é que se dá o controle do músculo artificial, uma vez que a deformação gerada é diretamente proporcional à tensão aplicada. Outra variável que influencia no controle do músculo é a espessura do polímero. A razão que correlaciona a tensão aplicada e a espessura do polímero é chamada de rigidez dielétrica.

Como já visto em trabalhos anteriores a faixa de grandeza das tensões aplicadas são de quilovolts (kV). Para chegarmos a estes níveis de tensões necessita-se construir um circuito de elevação de tensão. Este circuito será descrito na próxima unidade.

3.3 Equipamentos

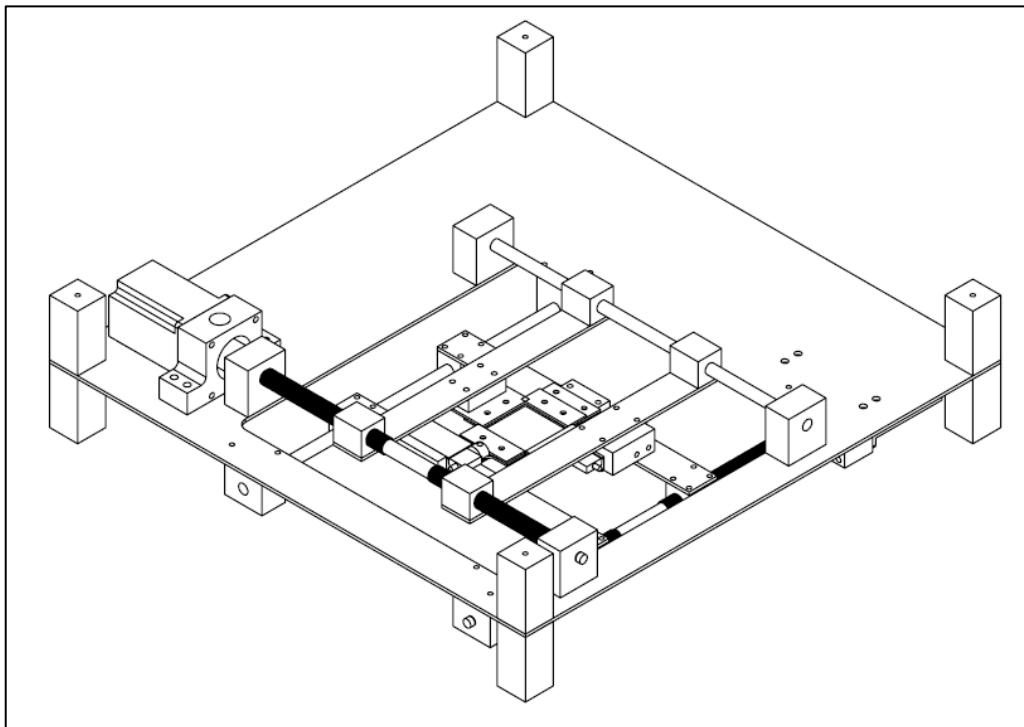
Nesta unidade serão descritos todos os equipamentos e dispositivos utilizados para a realização dos procedimentos experimentais. Estão descritos a plataforma de ensaio biaxial, o circuito de alta tensão, o sistema de aquisição de dados e o software utilizado.

3.3.1 Plataforma de ensaio biaxial

Para tracionar o polímero biaxialmente necessita-se de uma plataforma de ensaio biaxial. Existem alguns produtos comerciais no mercado, mas são em geral de grande porte e alto custo de aquisição. Levando em conta estes fatores, foi projetada e desenvolvida nossa própria plataforma.

O projeto da plataforma se baseia no acionamento de fusos através de motores de passo a fim de obter uma elevada precisão nos deslocamentos efetuados. Acoplado a cada fuso estão um par de castanhas que transformam o movimento rotacional do fuso em movimento linear da barra transversal, na qual estão fixados os suportes para a célula de carga ou o suporte para o polímero. Para facilitar a compreensão do projeto, temos uma ilustração na Figura 12.

Figura 12 – Ilustração do projeto da plataforma de tração biaxial



Após termos definido o projeto da plataforma realizamos os cálculos do torque necessário para movimentar o fuso, para que com este valor seja escolhido o motor de passo mais adequado.

O torque necessário para locomover o fuso está descrito na Equação (2). Equação segundo Budynas (2011).

$$T_R = \frac{F.dm}{2} \left(\frac{l.\cos\alpha + \pi.f.dm}{\pi.dm.\cos\alpha - f.l} \right) \quad (2)$$

Onde T_R é o torque necessário para mover o fuso, F é a força que atua sobre o fuso (assumimos $F= 20N$), l é o avanço do fuso (para rosca simples o avanço é igual ao passo da rosca), α o ângulo de inclinação da rosca, f o fator de atrito entre a rosca e a castanha e dm o diâmetro médio da rosca que é calculado a partir da Equação (3) abaixo.

$$dm = d - \frac{p}{2} \quad (3)$$

Com isso podemos calcular o diâmetro médio de uma rosca com d (diâmetro externo) igual a 14 mm e com p (passo) de 2 mm. O resultado foi um diâmetro médio de 13 mm. O fator de atrito é tabelado e o valor utilizado foi de 0,15.

Aplicando o valor obtido e os valores tabelados na Equação (2) chegamos ao valor do torque necessário para mover um fuso, que é 26,71 N.mm.

Como um único motor é responsável pelo acionamento de um conjunto de dois fusos o valor do torque necessário terá de ser dobrado, chegando assim ao valor de 53,42 N.mm.

Com o valor do torque necessário e a curva de torque dos motores de passo foi possível escolher o motor que melhor atende os pré-requisitos. Também foi considerado um coeficiente de segurança para compensar algumas variáveis que não foram levadas em consideração durante os cálculos e de possíveis impactos e sobrecargas do sistema. Foi escolhido o motor KTC-HT23-400 da empresa Digitech Automação Industrial. O datasheet com as especificações do motor de passo estão no Anexo A.

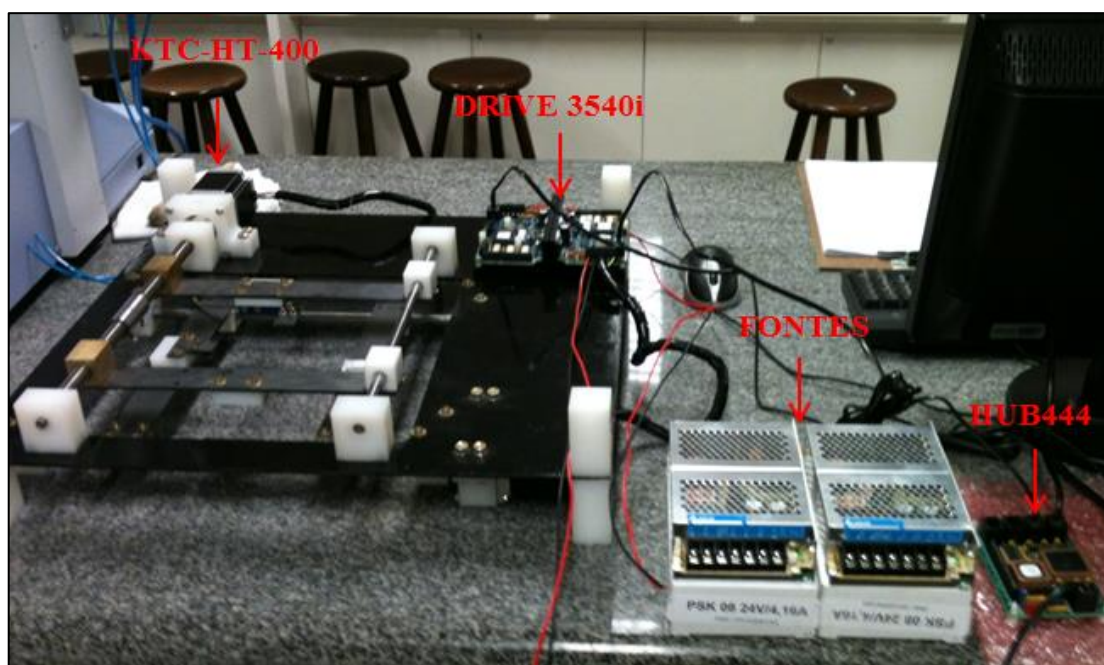
A conexão do motor ao computador é feita pelo drive 3540i da empresa Applied Motion Products e pelo Hub444 da mesma empresa. Este hub é o que permite a programação simultânea de até quatro motores de passo. O controle

destes motores é feito pelo software livre SiNet Hub Programmer, que permite comandar até oito motores simultaneamente e uma grande liberdade para a programação.

A alimentação dos drives, do hub e dos motores é feita através de duas fontes modelo PMC-24V100W1AA da empresa Delta. Cada fonte é responsável pela alimentação de um conjunto de drive, hub e motor de passo. Sua conexão é feita diretamente ao drive, que alimenta automaticamente o motor e o hub.

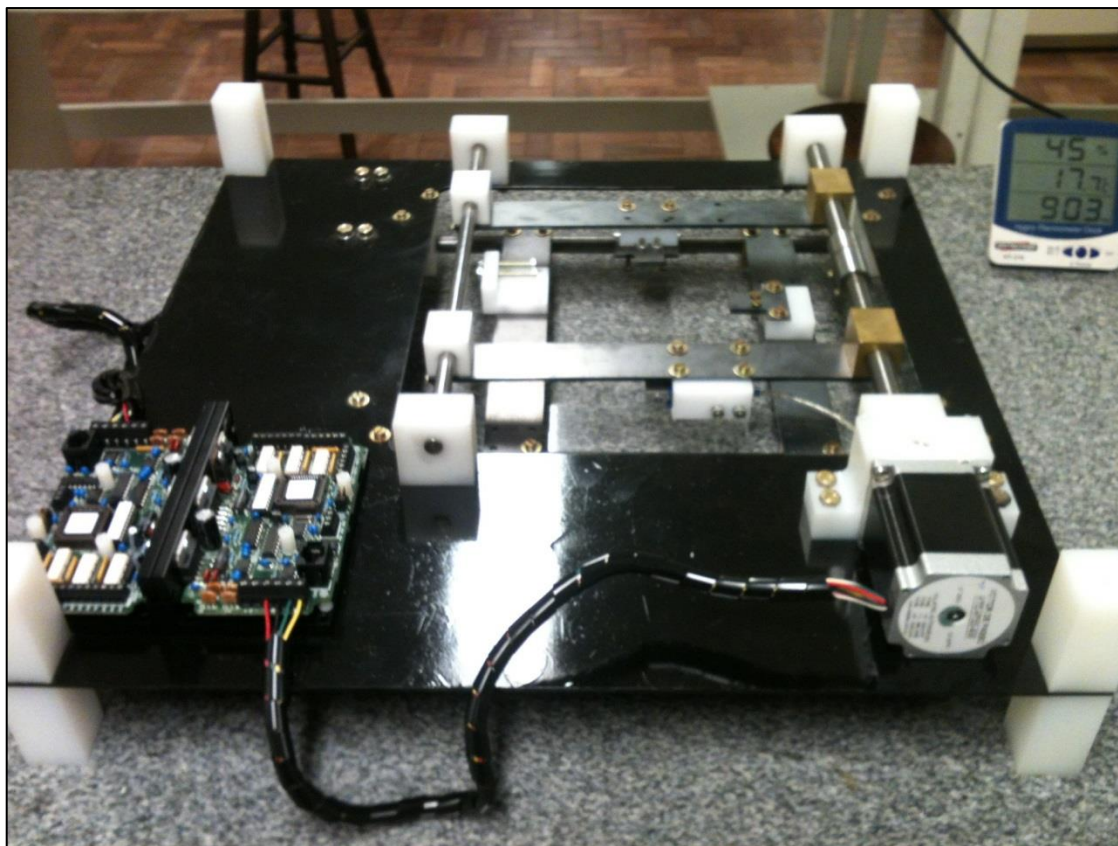
A Figura 13 apresenta a plataforma finalizada e conectada ao computador. Todos os equipamentos acima citados estão na imagem.

Figura 13 – Imagem dos componentes elétricos da plataforma



A Figura 14 apresenta a imagem da plataforma finalizada, porém desconectada do computador e com a programação gravada na memória dos drives. Podemos ver em detalhes os drives dos motores de passo e também as conexões feitas entre os motores e seus respectivos drives. Depois de programada a plataforma só falta conectar os drives dos motores as fontes para utilizar a plataforma.

Figura 14 – Plataforma de ensaio biaxial finalizada



Para medir a força que o polímero exerce em resposta à tensão aplicada, foram utilizadas células de carga modelo LCEB-10 da empresa Omega Engineering. O datasheet do dispositivo se encontra no Anexo B.

3.3.2 Circuito de alta tensão

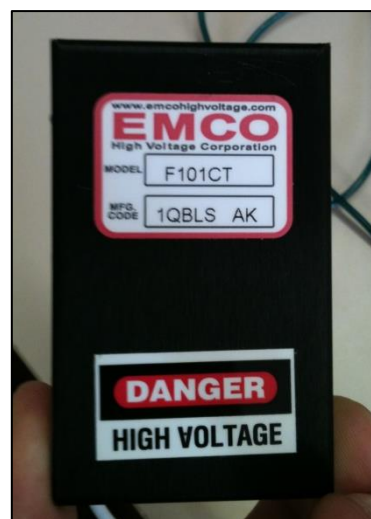
Para estimular os músculos artificiais foi desenvolvido um circuito de alta tensão capaz de gerar uma tensão máxima de 10 Kv. Este circuito é composto por módulo de saída de tensão analógica, modelo NI 9263 da empresa National Instruments. Este módulo é capaz de gerar a tensão de entrada do elevador de tensões que será descrito a seguir. O controle deste módulo é realizado via software e é capaz de gerar tensões de 0 a 10 V. A Figura 15 mostra o módulo gerador de tensão.

Figura 15 – Módulo gerador de tensão



A tensão gerada pelo módulo acima é responsável por alimentar um elevador de tensão proporcional modelo F101CT da empresa EMCO High Voltage. Este dispositivo é capaz de gerar tensões de 0 a 10 kV na saída, sendo alimentado por tensões de 0 a 15 V. A Figura 16 mostra o dispositivo.

Figura 16 – F101CT da EMCO High Voltage



Devido aos altos valores de tensões que se é trabalhado a medida das mesmas é extremamente difícil. Equipamentos convencionais não são capazes de

medir tais grandezas. Para solucionar este problema foi utilizado um divisor de tensão modelo V1GR da mesma empresa. Este dispositivo divide 0,1% da tensão aplicada, assim permitindo que aparelhos convencionais consigam medir a tensão aplicada.

Esta medida de tensão é importante para podermos analisar a resposta do músculo artificial pela tensão aplicada.

3.3.3 Aquisição de dados

A aquisição de dados como, tensão gerada e o sinal da célula de carga, é feita pelo dispositivo de aquisição de dados modelo NI cDAQ-9178 da empresa National Instruments. Este dispositivo é responsável pela conexão dos módulos ao computador e também da alimentação dos mesmos. A Figura 17 mostra o dispositivo de aquisição de dados com os módulos acoplados.

Figura 17 – Dispositivo de aquisição de dados



A aquisição de dados da célula de carga é feita pelo módulo NI 9237 da empresa National Instruments. Ele está representado na Figura 17, onde o mesmo está acoplado ao dispositivo de aquisição de dados.

Para medir a tensão aplicada, conectamos o divisor de tensão ao módulo NI USB-6009 da empresa National Instruments. Este módulo recebe o sinal analógico da tensão e o envia ao computador. A Figura 18 mostra o módulo.

Figura 18 – Módulo NI USB-6009



Através dos dispositivos acima descritos foi possível realizar a aquisição de dados para as variáveis desejadas.

3.3.4 Software

Todo o controle do sistema de alta tensão e a aquisição de dados será realizada pelo computador. Para isso foi criado um programa que nos permite regular a voltagem de alimentação do elevador de tensão proporcional, fornecer a leitura da tensão aplicada sobre os eletrodos e a leitura dos valores de força fornecidos pelas células de carga. Foi utilizado o software Matlab para criar o programa acima descrito.

3.3.5 Medidor de espessura

O medidor de espessura utilizado nos ensaios foi um medidor digital da Mainard, modelo M – 73212, com escala de leitura milesimal, curso de 10 mm e arco com profundidade de 120 mm. A Figura 19 mostra o medidor utilizado.

Figura 19 – Medidor de espessura utilizado



3.4 Procedimento experimental

Aqui estão descritos todos os ensaios que foram realizados, tanto no polímero quanto nos músculos artificiais. Cada ensaio tem descrito o seu objetivo e como o mesmo será realizado.

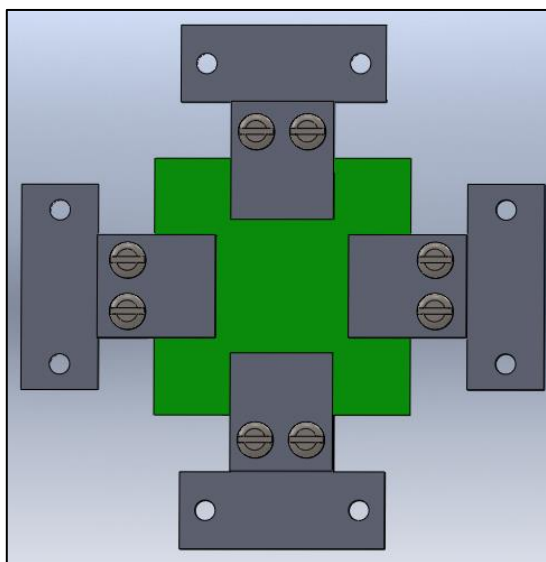
3.4.1 Ensaio de velocidade de tração

Neste ensaio buscamos descobrir qual a velocidade ideal para realizar a tração do polímero. Para a sua realização primeiramente foram predeterminadas as velocidades de tração que serão utilizadas no ensaio. Elas foram de 0,1; 0,2; 0,5; 1; 2 até 3mm/s. Após tracionado o polímero foi feita a medida da espessura através do medidor, uma medida no centro do corpo de prova e a outra na sua periferia, tudo isso para um mesmo percentual de aumento de área.

Para eliminar possíveis erros que poderiam mascarar os resultados, foi mantido um padrão nos testes. A área inicial efetiva do polímero VHB 4905 é de 484 mm² e o percentual de aumento da área é de aproximadamente 1500%. Todos os corpos de prova foram presos à plataforma de forma idêntica e as medidas a espessura foram realizadas em dois pontos distintos para analisar a distribuição de massa do polímero.

A maneira com que o polímero foi preso à plataforma está ilustrada na Figura 20, onde o polímero VHB 4905 está representado na cor verde.

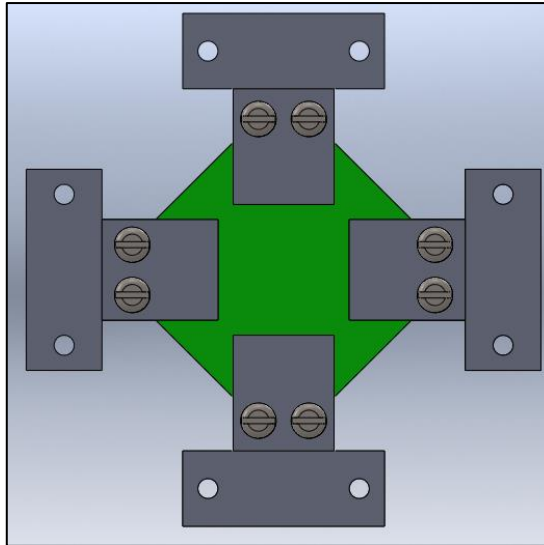
Figura 20 – Ilustração de como o polímero foi fixado



3.4.2 Ensaio de diferentes posições de tração

Para descobrir qual a melhor posição para prender o polímero na plataforma, visando uma tração mais uniforme possível, foi realizado um novo experimento, seguindo as especificações do ensaio anterior, porém foi alterada a forma com que o polímero foi preso à plataforma. Com a comparação dos dados obtidos poderemos definir a melhor posição de tração, visando à uniformidade. A forma com que o polímero VHB 4905 foi fixado está ilustrada na Figura 21.

Figura 21 - Ilustração de como o polímero foi fixado



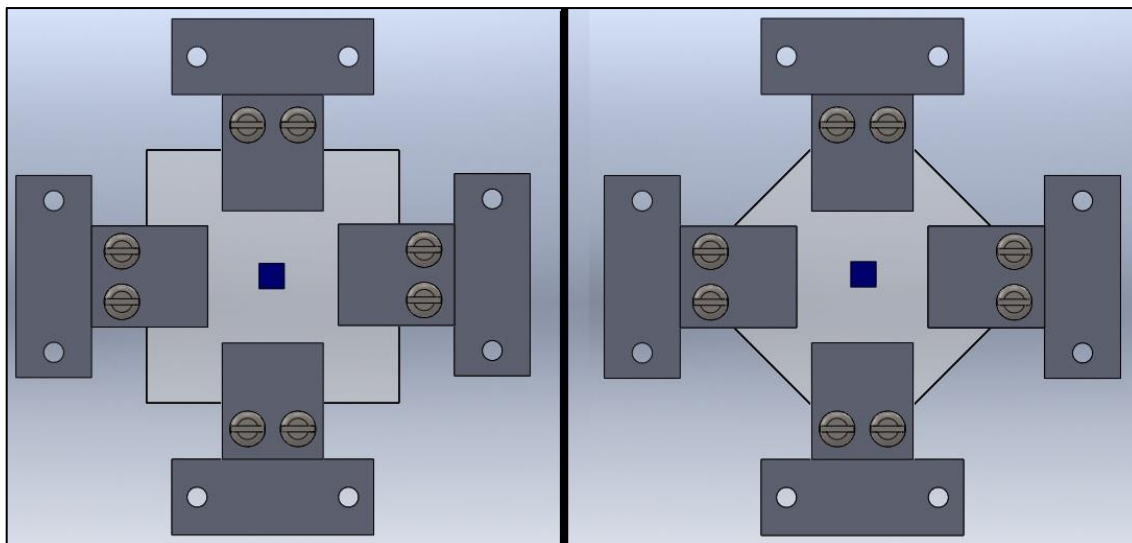
3.4.3 Ensaio de uniformidade

Como o polímero acrílico é transparente isto tornou difícil a visualização de seu comportamento durante a tração, e como buscamos uma tração uniforme, se fez necessário acrescentar um elemento geométrico colorido em sua superfície para podermos analisar suas deformações.

O elemento geométrico utilizado foi um quadrado com arestas de 10 mm que foi pintado na superfície do polímero. Após, foram realizados aumentos de área nas proporções de 100%, 200%, 300%, 400%, 500%, 600%, 700%, 800%, 900% e 1000%. Foram utilizadas duas posições do polímero em relação à plataforma.

A Figura 22 ilustra as duas posições e o elemento geométrico (em azul) pintado na superfície do polímero.

Figura 22 – Ensaio de uniformidade



Pelos resultados poderá ser escolhida a posição que causa menos distorções no elemento geométrico e por consequência mais uniformidade do filme polimérico e também como o polímero se comporta em diferentes pré-tensões.

3.4.4 Ensaio de fluência

Pra obter uma melhor compreensão dos princípios envolvidos na tração do polímero foi realizado um ensaio de fluência, que se baseia em fazer medições periódicas da espessura do polímero após ele ter sido tracionado.

A área inicial do corpo de prova será de 484 mm² e o aumento de área será de aproximadamente 1000%. As medições foram tomadas no momento da tração e 10min, 20min, 30min, 1h, 2h, 4h, 6h, 8h, 12h, 24h e 36h após a tração. Assim saberemos como o polímero se comporta após ter sua espessura alterada.

3.4.5 Ensaio de aumento de área em função da tensão aplicada

Este ensaio foi realizado com o intuito de descobrir qual a tensão que gera a maior resposta do atuador, sem danificá-lo ou inutilizá-lo. Para isso foram utilizados filmes poliméricos com 17 µm, 30 µm e 53 µm de espessura respectivamente. Em seguida, retirados da plataforma e presos a um suporte de madeira. As tensões elétricas aplicadas foram de 0,5kV, 1kV, 1,5kV, 2kV, 2,5kV, 3 kV, até o rompimento do polímero.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

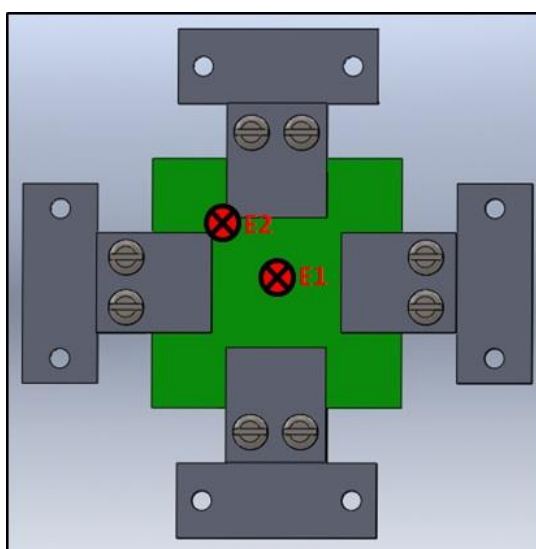
Neste presente capítulo serão apresentados os dados obtidos através dos ensaios que foram descritos no capítulo anterior, aqui também será feita uma ligeira análise dos valores encontrados.

4.1 Ensaio de velocidade de tração

A realização deste experimento visa descobrir qual é a velocidade ideal para tracionar o polímero. Para chegar a este resultado foram levados em consideração os seguintes critérios, a velocidade ideal será aquela que apresentar maior uniformidade na espessura do filme polimérico, ou seja, menor diferença de espessura entre o centro e a periferia do filme. Buscam-se velocidades que realizem a tração sem causar danos ao polímero e evitar que haja um despendimento do polímero junto à plataforma.

As posições onde foram tomadas as medidas estão ilustradas na Figura 23, onde $E1$ é a posição da espessura 1 e $E2$ é a posição da espessura 2. Nestas posições as medições foram realizadas durante todos os ensaios.

Figura 23 – Posições onde foram tomadas as medidas



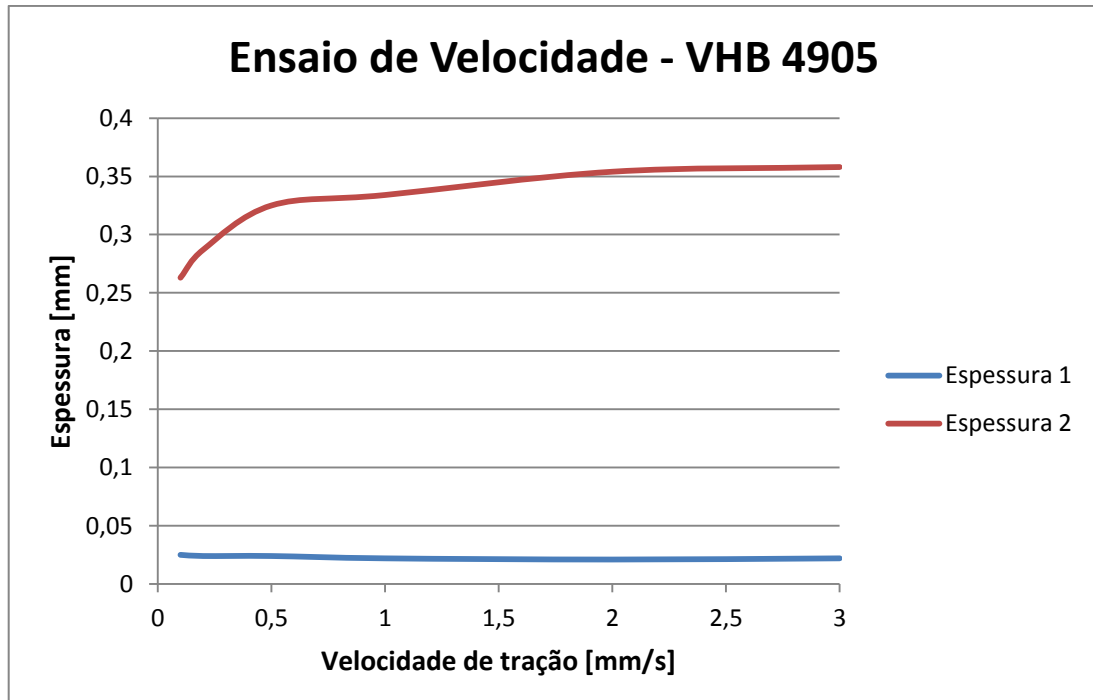
Os dados obtidos estão demonstrados na Tabela 2, abaixo.

Tabela 2 – Dados obtidos no ensaio de velocidade

VHB 4905				
Velocidade [mm/s]	Espessura Inicial [mm]	Espessura 1 [mm]	Espessura 2 [mm]	Diferença [mm]
0,1	0,5	0,025	0,263	0,238
0,2	0,5	0,024	0,287	0,263
0,5	0,5	0,024	0,325	0,301
1	0,5	0,022	0,334	0,312
2	0,5	0,021	0,354	0,333
3	0,5	0,022	0,358	0,336

Visando auxiliar a análise dos resultados foi gerado um gráfico das espessuras 1 e 2 em função da velocidades de tração. O resultado está mostrado no Gráfico 2 abaixo.

Gráfico 2 – Espessuras 1 e 2 em função da velocidade de tração



Analisando os resultados obtidos podemos notar que altas velocidades apresentam uma maior diferença de espessura entre o centro e a periferia do polímero. Também podemos notar que velocidades acima de 2 mm/s resultam em

uma maior desprendimento do polímero das garras da plataforma. Como resultado podemos ver que pouca a diferença entre os resultados das velocidades 2 e 3 mm/s.

A menor velocidade (0,1 mm/s) apresentou a menor diferença. Isso faz com que ela seja ideal para tracionar o polímero, pois com ela o polímero apresentou maior uniformidade após ser tracionado. Nos ensaios realizados com esta velocidade não tivemos nenhuma ocorrência de danos ou escorregamento do polímero.

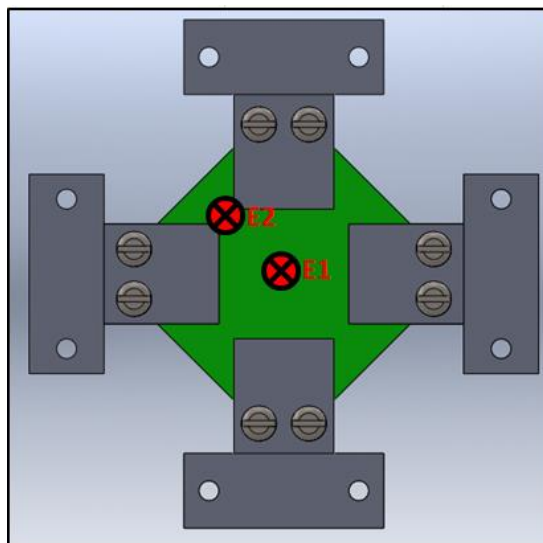
Velocidades menores que 0,1 mm/s teoricamente apresentariam uma melhor uniformidade, porém devido a limites construtivos da plataforma, não foi possível realizar ensaios com velocidades inferiores a 0,1 mm/s.

4.2 Ensaio de diferentes posições de tração

O objetivo deste experimento é analisar diferentes posições de tração a fim de obter como resultado a posição que menos distorce o filme polimérico. Foram mantidos os mesmo parâmetros iniciais do ensaio anterior, a fim de comparação, porém foi alterada a posição com que o polímero está fixado à plataforma de ensaio.

A Figura 24 ilustra a posição que o polímero foi fixado. O quadrado verde representa o polímero VHB 4905. Os símbolos *E1* e *E2* representam as posições onde foram realizadas as medições da espessura do polímero.

Figura 24 – Posição de fixação do polímero na plataforma para o ensaio atual



Comparando os dados da espessura do polímero do ensaio atual e do ensaio anterior é possível descobrir qual posição apresenta a menor espessura e a menor diferença entre a espessura no centro e na periferia do polímero. Os dados comparativos do ensaio atual com o ensaio anterior estão na Tabela 3 abaixo.

Tabela 3 – Comparação dos resultados do ensaio atual com o ensaio anterior (Tabela2)

Ensaio anterior - VHB 4905				
Velocidade [mm/s]	Espessura Inicial [mm]	Espessura 1 [mm]	Espessura 2 [mm]	Diferença [mm]
0,1	0,5	0,025	0,263	0,238
0,2	0,5	0,024	0,287	0,263
0,5	0,5	0,024	0,325	0,301
1	0,5	0,022	0,334	0,312
2	0,5	0,021	0,354	0,333
3	0,5	0,022	0,358	0,336
Ensaio atual - VHB 4905				
Velocidade [mm/s]	Espessura Inicial [mm]	Espessura 1 [mm]	Espessura 2 [mm]	Diferença [mm]
0,1	0,5	0,023	0,151	0,128
0,2	0,5	0,023	0,157	0,134
0,5	0,5	0,023	0,167	0,144
1	0,5	0,022	0,174	0,152
2	0,5	0,021	0,169	0,148
3	0,5	0,021	0,167	0,146

Analisando os resultados, vemos que em todas as velocidades testadas a posição atual apresenta valores de espessura menores que os da posição do ensaio anterior. Isto ocorre tanto no centro do polímero quanto em sua periferia.

Também foi possível verificar que a diferença entre as espessuras 1 e 2 é menor para a posição atual. Isto significa que esta posição gera um filme mais uniformemente distribuído.

Com os resultados dos dois primeiros testes verificamos que a melhor velocidade de tração é 0,1 mm/s e que a posição de fixação que apresentam a menor espessura final é a mostrada na Figura 24.

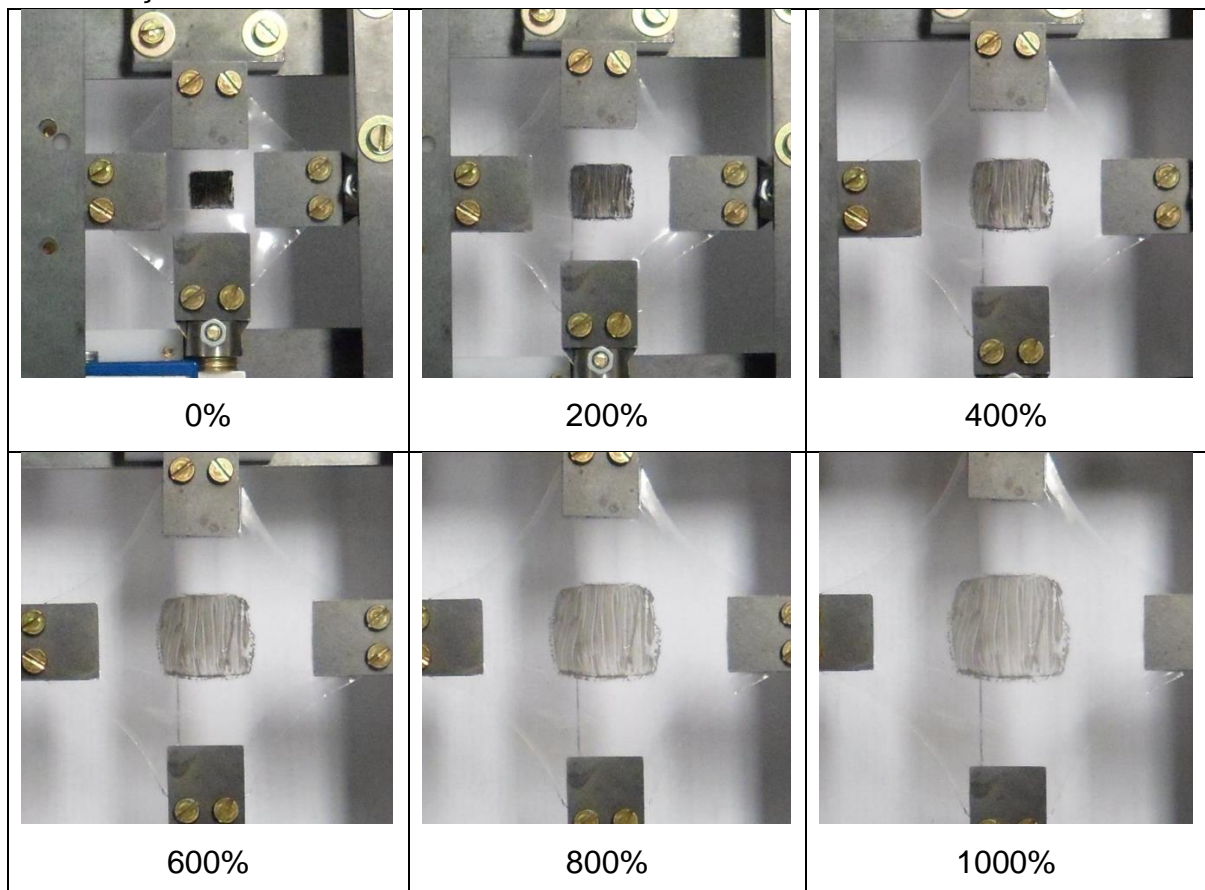
4.3 Ensaio de uniformidade

Foi pintado um elemento geométrico colorido na superfície do polímero, e foi registrada no ensaio, através de fotografias, a distorção sofrida pelo elemento geométrico.

Para a realização deste ensaio foram utilizados os seguintes parâmetros iniciais, a área inicial do polímero é de 484 mm², a área do elemento geométrico é de 100 mm² e a velocidade de tração utilizada foi de 0,1 mm/s. Foram realizadas as fotografias do aumento de área do polímero em 100%, 200%, 300%, 400%, 500%, 600%, 700%, 800%, 900% e 1000% respectivamente.

A Figura 25 mostra as fotos tiradas nos pontos 0%, 200%, 400%, 600%, 800% e 1000%.

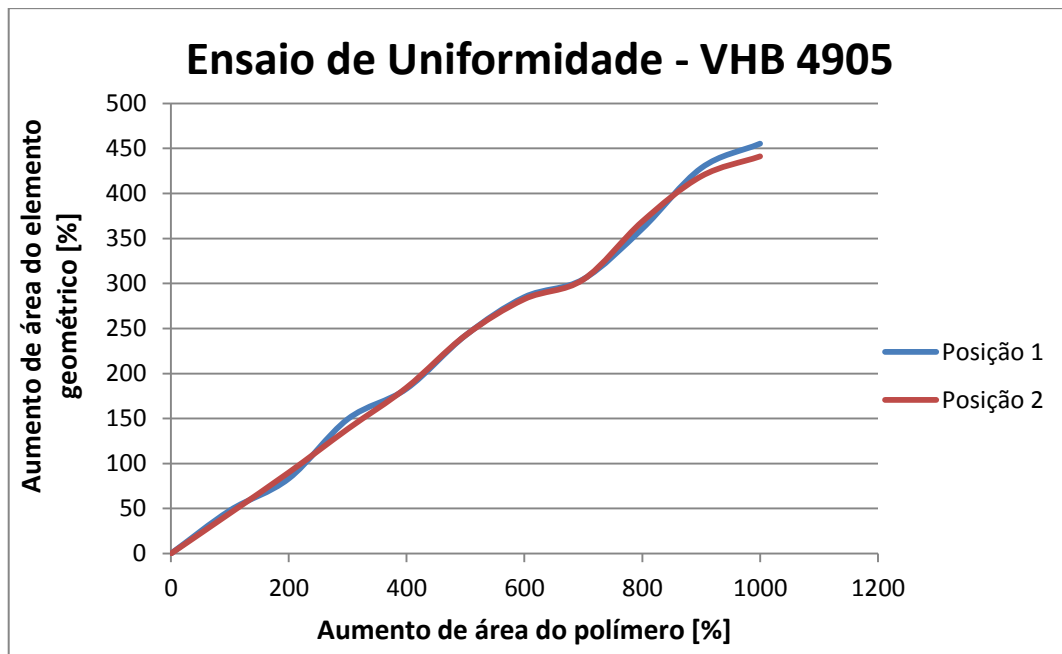
Figura 25 – Fotografias tiradas durante o ensaio de uniformidade para as deformações descritas



A posição da câmera é fixa, uma vez que a mesma foi instalada sobre um tripé e não sofreu nenhuma alteração em sua posição durante o ensaio. Foram testadas as mesmas posições do ensaio anterior. Mantendo estes parâmetros constantes eliminam-se possíveis alterações nos resultados.

Após testar as duas posições e registrar os resultados, foi necessário utilizar um software de comparação de imagens (Image-Pro Insight) para calcularmos o aumento de área do elemento geométrico e assim a sua distorção. Os dados obtidos neste ensaio estão na Gráfico 3.

Gráfico 3 – Aumento de área do elemento geométrico em função do aumento de área do filme polimérico



Através da análise do gráfico acima nota-se que a diferença entre as duas posições de tração é muito pequena e que a relação entre o aumento de área do polímero e do elemento geométrico é linear e independente da posição em que o polímero foi fixado à plataforma de ensaio.

4.4 Ensaio de fluência

Este ensaio tem a finalidade de descobrir como o polímero se comporta após ser tracionado, para isso foram feitas medições periódicas da espessura do polímero. Para este ensaio foi utilizado um corpo de prova com 484 mm² e espessura inicial de 0,5 mm, o polímero foi tracionado até sua área atingir um aumento de aproximadamente 1000%.

Foi pré-determinado que as medições da espessura do polímero, no ponto E1, fossem feitas logo após a tração e nos intervalos de 10 min, 20 min, 30 min, 1h, 2h, 4h, 6h, 8h, 12h, 24h e 36h. Os resultados obtidos estão mostrados na Tabela 4.

Tabela 4 – Resultados obtidos no ensaio de fluência

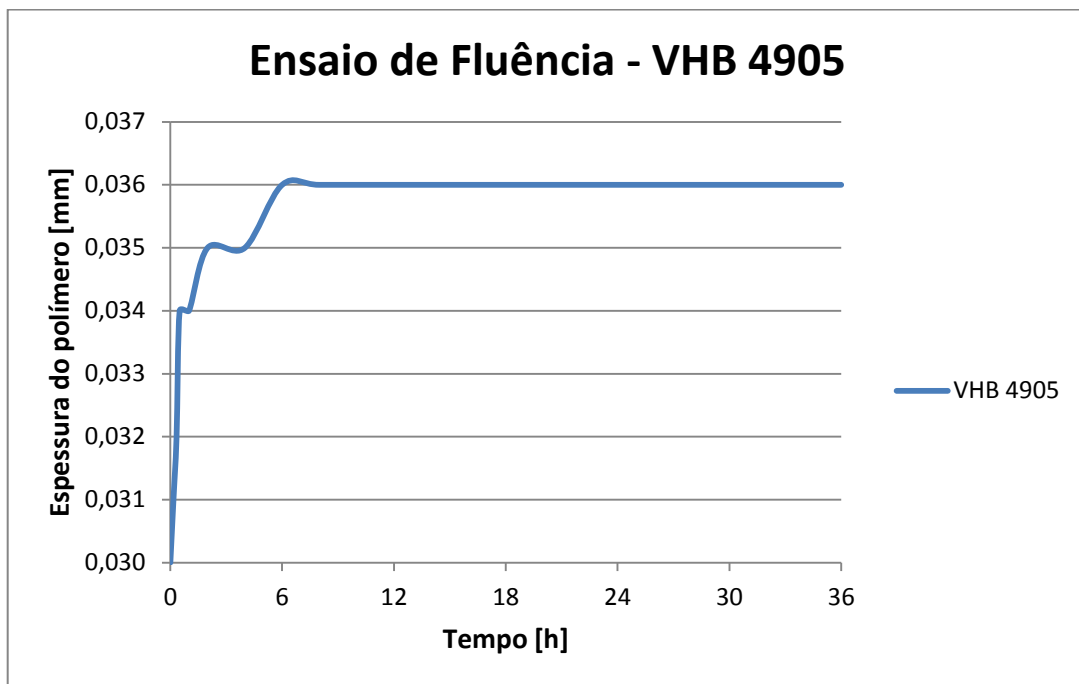
Ensaio de Fluência – VHB 4905			
Tempo Decorrido [h]	Hora Realizada [h:min]	Espessura [mm]	Porcentagem de Aumento [%]
0	12:30	0,030	0%
0,16	12:40	0,031	3%
0,33	12:50	0,032	7%
0,50	13:00	0,034	13%
1	13:30	0,034	13%
2	14:30	0,035	17%
4	16:30	0,035	17%
6	18:30	0,036	20%
8	20:30	0,036	20%
12	00:30	0,036	20%
24	12:30	0,036	20%
36	00:30	0,036	20%

Para facilitar a compreensão e análise dos resultados foi gerado o Gráfico 4 que apresenta os resultados obtidos neste ensaio, mais especificamente é a espessura do filme polimérico em função do tempo decorrido após o teste. As medidas de espessura foram tiradas três vezes no local E1 e logo após foi feita uma

média das mesmas, assim diminuimos os possíveis erros de utilização do equipamento de medição.

Analisando o gráfico gerado nota-se que após as seis primeiras horas após o teste o polímero apresenta uma grande variação em sua espessura, essa variação chega a 20% de aumento da espessura. Também nota-se que após as seis horas iniciais há uma estagnação do polímero e não há mais alterações significantes na sua espessura.

Gráfico 4 – Espessura do polímero em função do tempo.



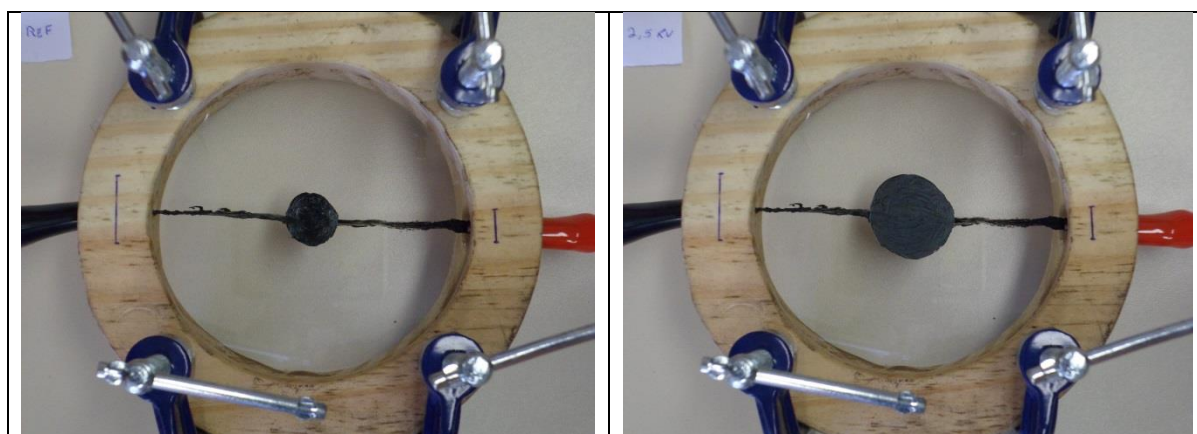
4.5 Ensaio de aumento de área em função da tensão elétrica aplicada

Este ensaio foi realizado visando descobrir como o músculo artificial reage ao estímulo. Para isso foi desenvolvido um primeiro corpo de prova de VHB 4905 com espessura de 17 μm . Nele foram adicionados eletrodos em ambas as superfícies. A área circular dos eletrodos é de 194,78 mm^2 aproximadamente.

Logo após o músculo artificial estar pronto (24 horas após ser tracionado), foram aplicadas sobre ele tensões de 0,5 kV, 1 kV, 1,5 kV, 2 kV, 2,5 kV e 3 kV. Para descobrir qual é o aumento de área do eletrodo foi utilizada uma câmera fotográfica. A partir da análise das imagens obtidas foi descoberto o valor real de aumento de área.

Este aumento de área representa a resposta do músculo artificial ao estímulo elétrico e, por consequência, a força que o músculo será capaz de exercer. A Figura 26 compara as imagens do músculo sem o estímulo elétrico (à esquerda) e do músculo excitado com 2,5 kV (à direita).

Figura 26 – Comparação das respostas do músculo artificial à tensão



Através do software de comparação de imagens, os resultados desta análise estão mostrados na Tabela 5 abaixo.

Tabela 5 – Resultados do aumento de área em função da tensão elétrica aplicada. A espessura do filme polimérico era de 17 μm . O aumento de área relativa é em relação à área anterior medida.

Tensão Aplicada [Kv]	Área [mm ²]	Aumento de Área Total [%]	Aumento de Área Relativa [%]
0,0	194,78	0,00	0,00
0,5	202,61	4,02	4,02
1,0	235,28	20,79	16,12
1,5	281,41	44,48	19,61
2,0	433,61	122,62	54,08
2,5	526,87	170,50	21,51
3,0	-	-	-

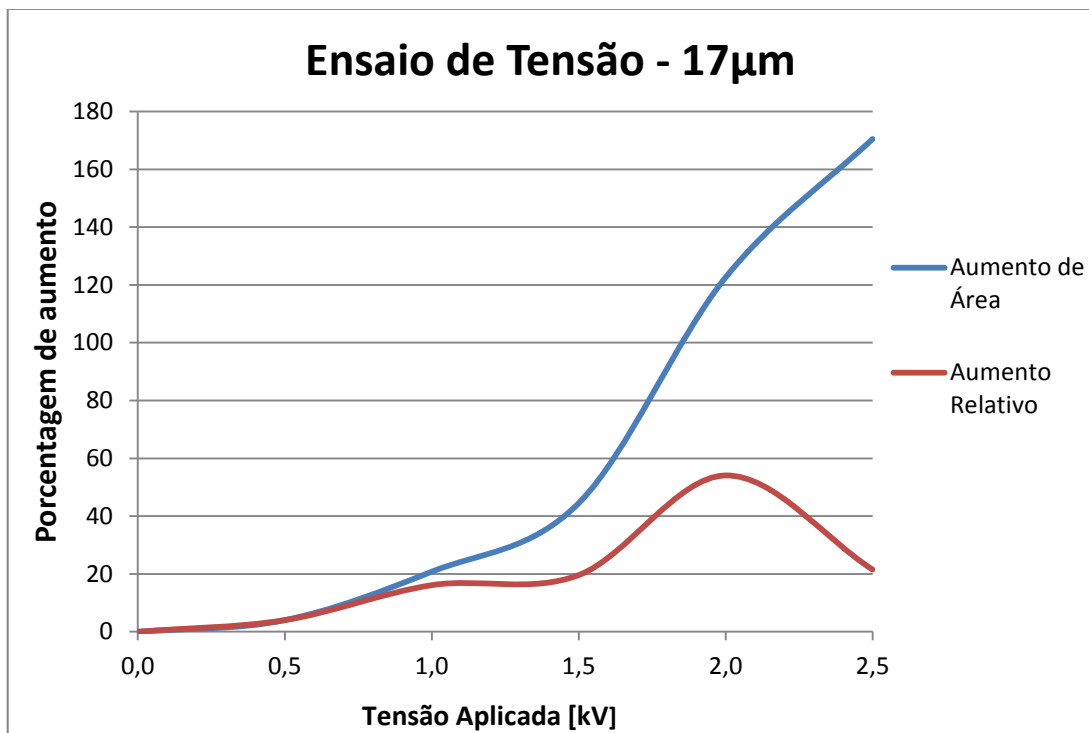
O músculo artificial testado se rompeu com uma tensão aplicada de 2,8 kV. Esse rompimento se dá devido ao fato de que a tensão aplicada foi maior que a

constante dielétrica do material, fazendo com que o corpo de prova queime e fique inutilizado.

Nota-se que baixa tensão não geram respostas significativas, somente a partir de 1,5 kV é que percebe-se mudanças consideráveis no diâmetro dos eletrodos.

Entre 1,5 kV e 2 kV é quando obtêm-se o maior aumento relativo de área, ou seja, foi a maior variação de área para uma mesma variação de tensão (0,5 kV). Para facilitar a compreensão dos resultados obtidos foi gerado o Gráfico 5 abaixo.

Gráfico 5 – Curvas de aumento de área em função da tensão aplicada para corpo de prova de 17 μm



O mesmo procedimento foi realizado para novos corpos de prova, agora com 30 μm e 53 μm , os resultados obtidos estão mostrados nas Tabelas 6 e 7 abaixo.

Tabela 6 – Resultados do aumento de área em função da tensão aplicada. A espessura do filme polimérico era de 30 μm

Tensão Aplicada [Kv]	Área [mm^2]	Aumento de Área Total [%]	Aumento de Área Relativa [%]
0,00	192,09	0,00	0,00
0,98	204,09	6,25	6,25
1,88	275,29	43,31	34,88
2,43	566,06	194,68	105,62
3,08	730,61	280,34	29,07
3,70	764,72	298,10	4,67
4,20	679,60	253,79	-11,13

Com os dados da Tab. (6) foram utilizados pra gerar o Gráf. (6) abaixo.

Gráfico 6 – Curvas de aumento de área em função da tensão aplicada para corpo de prova de 30 μm

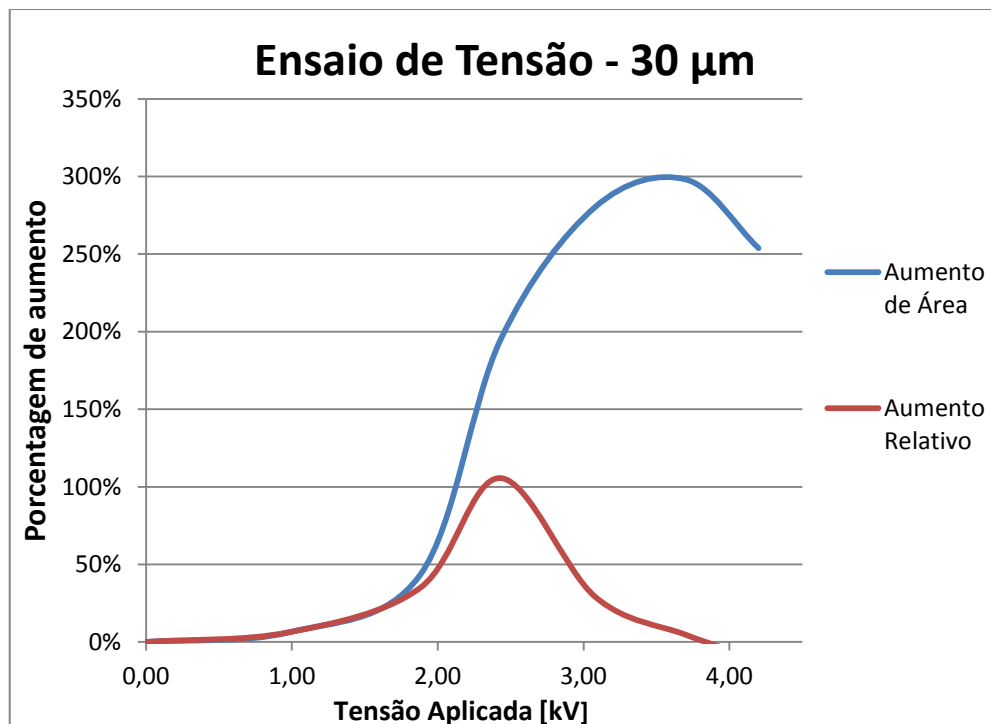
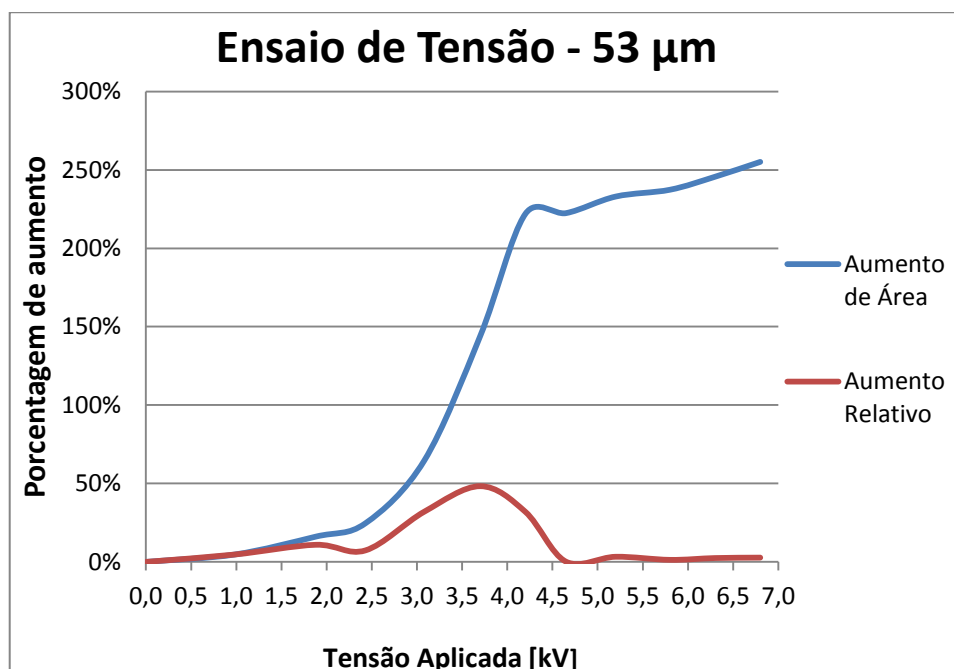


Tabela 7 – Resultados do aumento de área em função da tensão aplicada. A espessura do filme polimérico era de 53 μm

Tensão Aplicada [Kv]	Área [mm ²]	Aumento de Área Total [%]	Aumento de Área Relativa [%]
0,00	195,27	0,00	0,00
0,98	204,43	4,69	4,69
1,88	226,75	16,12	10,92
2,43	243,41	24,65	7,34
3,08	321,30	64,55	32,00
3,70	476,46	144,00	48,29
4,20	628,67	221,95	31,95
4,65	629,58	222,42	0,14
5,20	650,21	232,98	3,28
5,80	658,69	237,32	1,30
6,30	674,91	245,63	2,46
6,80	693,39	255,10	2,74

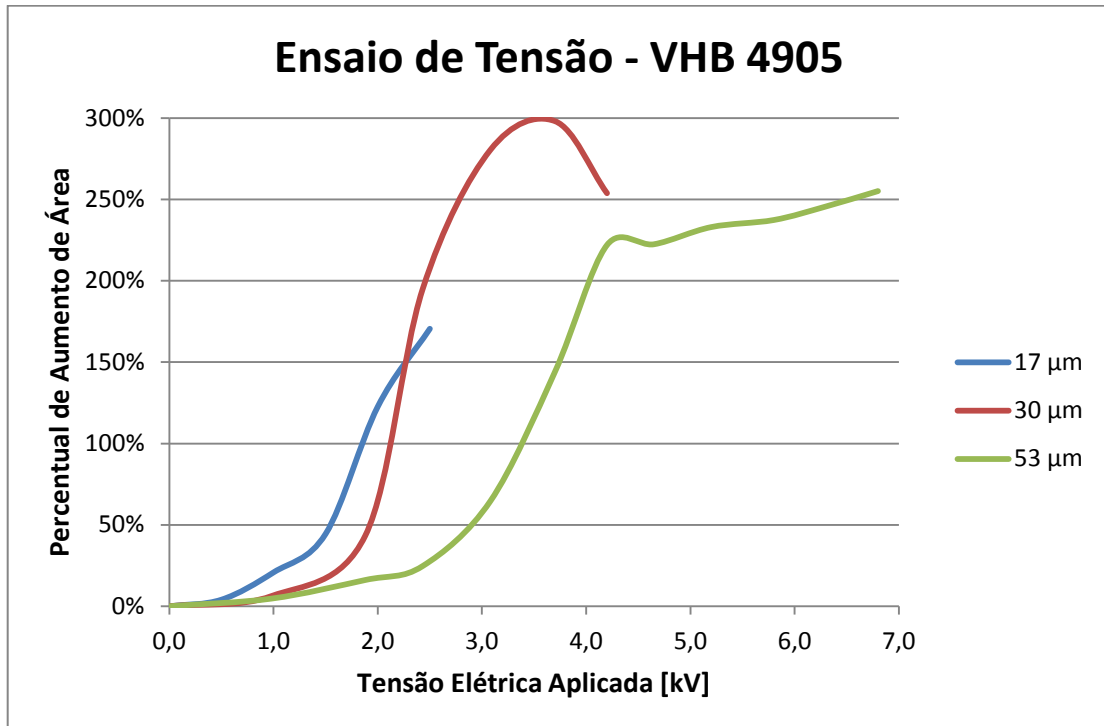
Com os dados da Tab. (7) foram utilizados pra gerar o Gráf. (7) abaixo.

Gráfico 7 – Curvas de aumento de área em função da tensão aplicada para corpo de prova de 53 μm



Por último, para facilitar a compreensão dos resultados obtidos, foi gerado o Gráf. (8). Nele está uma comparação dos resultados dos três corpos de prova.

Gráfico 8 – Comparação entre os resultados dos três corpos de prova



Podemos ver que, como já esperado, quanto maior for a espessura do polímero maior será a tensão que ele suportará antes de romper. Porém o aumento de área não aumenta na mesma proporção. A diferença no aumento de área foi significativa de 17 µm para 30 µm, porém de 30 µm para 53 µm não houve uma melhora neste aspecto.

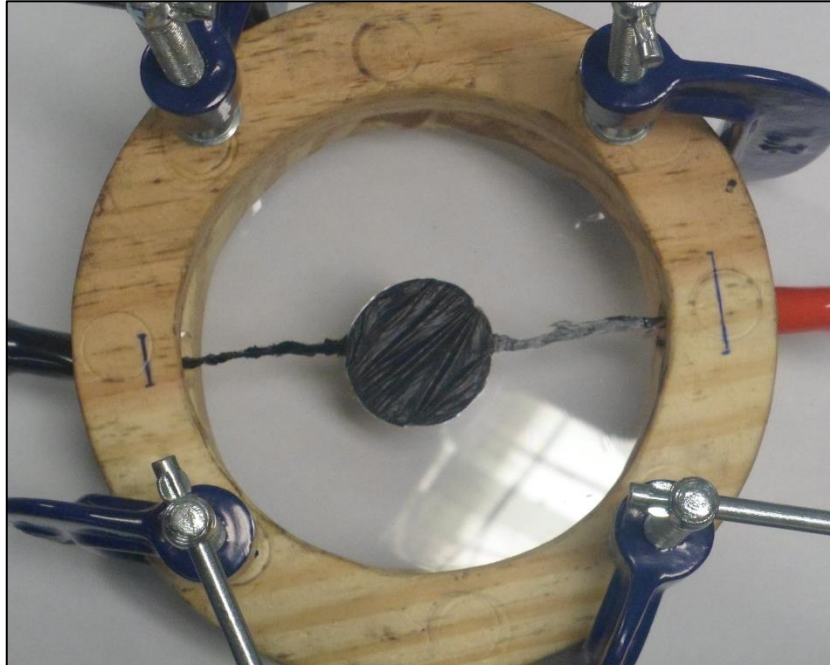
Neste ensaio descobrimos uma propriedade útil do músculo artificial, que é a linearidade de sua resposta em uma determinada faixa de tensão aplicada. Para o corpo de prova de 53 µm esta faixa é de 3 até 4 kV. Isto facilita no momento em que formos criar o controle do músculo artificial.

Outro problema enfrentado no aumento da espessura do polímero é que o mesmo começa a enrugurar quando tensões elevadas são aplicadas, isso pode ser visto na Figura 27.

Este enrugamento começou a ser notado em tensões acima de 4 kV para o corpo de prova com 53 µm e acima de 3,7 kV para o corpo de prova de 30 µm. Este enrugamento com maior intensidade com o aumento da espessura do polímero. O

fator que influenciou neste enrugamento é que a parte do polímero não pintada impede a expansão da parte pintada.

Figura 27 – Polímero enrugado com a alta tensão aplicada



5. CONCLUSÕES

Através dos resultados obtidos nos ensaios e da análise feita sobre eles, conclui-se:

1. Quanto menor a velocidade de tração melhor são os resultados do músculo artificial, pois o polímero fica mais uniforme. Em nosso caso a menor velocidade é de 0,5 mm/s, que é a menor velocidade disponível na plataforma de ensaio;
2. A melhor posição de fixação do filme na plataforma é a diagonal, pois seu resultado é mais uniforme;
3. O filme de 30 μm esticado leva aproximadamente 6 horas para estabilizar, ou seja, tempo necessário para que suas moléculas se reorganizem em seu interior;
4. A espessura de 30 μm foi a que apresentou os melhores resultados e assim pode ser considerada a espessura ótima para criar o músculo artificial.

Ao término deste trabalho foram realizados com sucesso todos os objetivos inicialmente descritos, provando que o polímero eletroativo dielétrico é um material capaz de recriar as características e propriedades dos músculos naturais. Também verificamos que a plataforma de ensaio que foi projetada atende a todos os requisitos pré-determinados inicialmente.

6 TRABALHOS FUTUROS

Para dar continuidade a este trabalho e para tornar o músculo artificial um atuador eficiente serão realizados outros trabalhos. Dentre os trabalhos futuros estão:

1. Criar um atuador cilíndrico monocamada para testar a força que ele será capaz de gerar;
2. Medir a força gerada por um atuador cilíndrico multicamadas;
3. Construir uma mão robótica com músculos artificiais e desenvolver seu sistema de controle;
4. Medir a força que a mão robótica é capaz de aplicar sobre um objeto;
5. Construir um antebraço com músculos artificiais utilizando polímeros eletroativos.

Referências Bibliográficas

Alexander R. M., "*Elastic Mechanisms in Animal Movement*", The Cambridge University Press: Cambridge, 1988;

Bar-Cohen Y., "*Electroactive polymer (EAP) actuators as artificial muscles: reality, potential, and challenges*", 2nd ed., SPIE, Washington, 2004;

Baughman R.H., C. Cui, A. A. Zakhidov, Z. Iqbal, J. N. Barisci, 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, pp. 1340-1344, 1999;

Blois P. F., "*Caracterização de atuadores baseados em músculos artificiais poliméricos por efeito capacitivo*", Pontifícia universidade católica, Rio de Janeiro, 2007;

Brock, D. L., "*Review of artificial muscle based on contractile polymers*," MIT, AI Memo No. 1330, 1991;

Canevarolo Jr., Sebasuão V., "*Ciência dos polímeros: um teste básico para tecnólogos e engenheiros*", São Paulo, Artliber Editora, 2002;

Guyton, A. C., "*Fisiologia humana e mecanismos das doenças*", Guanabara Koogan S. A., Rio de Janeiro, RJ, 1993;

Kim, K. J., Tadokoro S., "*Electroactive Polymers for Robotics Applications: Artificial Muscles and Sensors*", Springer, New York, USA, 2007;

Kofod G., Peter Sommer-Larsen, Roy Kornbluh and Ron Pelrine, "*Actuation Response of Polyacrylate Dielectric Elastomers*", Journal of Intelligent Material Systems and Structures, 14: 787, 2003;

Lendlein A., "*Shape Memory Polymers: Advances in Polymer Science*", Springer, New York, 2010;

Otsuka K., Wayman C. M. – "*Shape Memory Materials*", Cambridge University Press, New York, 1998;

Ritzmann, R E., R, D, Quinn, J. T. Watson, and S. N. Zil, "*Insect walking and biorobotics: A relationship with mutual benefits*" Bioscience 50 Noh 1, pp, 23-33, 2000;

Budynas, Richard G.; Budynas, Richard G.; Keith Nisbett, J.; Keith Nisbett, J, "*Elementos de Máquinas de Shigley - Projeto de Engenharia Mecânica*", 8ª Ed., Ed. Bookman, 2011

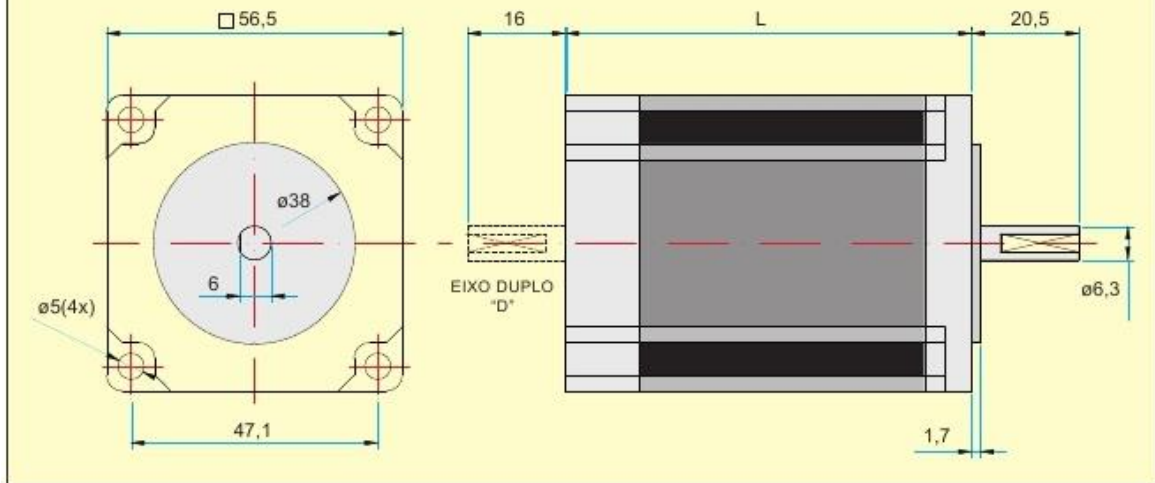
Tanaka T., Nishio I., Sun S. T., Ueno-Nishio S., "*Collapse of gels in an electric field*", Science, 218:467–469, 1982;

Wingert A. R., "*Development of a Polymer-Actuated Binary Manipulator*", Submitted to the Department of the Requirements for the Degree of Master of Science in Mechanical Engineering at the Massachusetts Institute of Technology, June 2002;

Anexo A



MOTOR DE PASSO KTC-HT23 / NEMA 23



MODELO	LIGAÇÃO DO MOTOR 1=SÉRIE 2=PARALELO 3=UNIPOLAR	COMPRIMENTO "L" (mm)	MINIMO TORQUE ESTÁTICO (N.m)	FIOS	STEP (ÂNGULO)	VOLTS	AMPS	OHMS	mH	ROTOR INÉRCIA (g.cm ²)	MOTOR PESO (KG)
KTC-HT23-394	1	40,6	0,54	8	1,8	4,0	1,41	2,8	5,6	120	0,45
	2					2,0	2,38	0,7	1,4		
	3		2,8			2,00	1,4	1,4			
KTC-HT23-397	1	59	1,25	8	1,8	5,1	1,41	3,6	10,0	300	0,69
	2		2,5			2,38	0,9	2,5			
	3		3,6			2,00	1,8	2,5			
KTC-HT23-400	1	76	1,86	8	1,8	6,4	1,41	4,5	14,4	480	1,00
	2		3,2			2,38	1,1	3,6			
	3		4,5			2,00	2,3	3,6			
KTC-HT23-401	1	76	1,86	8	1,8	4,2	2,12	2,0	6,4	480	1,00
	2		2,1			4,24	0,5	1,6			
	3		3,0			3,00	1,0	1,6			



MOTORES

LIGAÇÃO PARALELA	LIGAÇÃO SÉRIE
<p>AMARELO A+</p> <p>PRETO/BRANCO A-</p>	<p>VERMELHO A+</p> <p>PRETO A-</p>
<p>PRETO A-</p> <p>VERMELHO A+</p>	<p>VERDE B+</p> <p>AMARELO B-</p>
<p>VERDE B+</p> <p>AMARELO/BRANCO B+</p>	<p>VERDE/BRANCO B+</p> <p>AMARELO/BRANCO B-</p>
<p>AMARELO B-</p> <p>VERDE/BRANCO B+</p>	<p>PRETO/BRANCO - VELOCIDADE</p> <p>PRETO/BRANCO +TORQUE</p>

+VELOCIDADE
-TORQUE

-VELOCIDADE
+TORQUE

Anexo B

MINIBEAM LOAD CELLS

EXCEPTIONAL ACCURACY

LCEB Series
Compression
5 lb to 250 lb
2.3 kgf to 114 kgf

Starts at
\$160



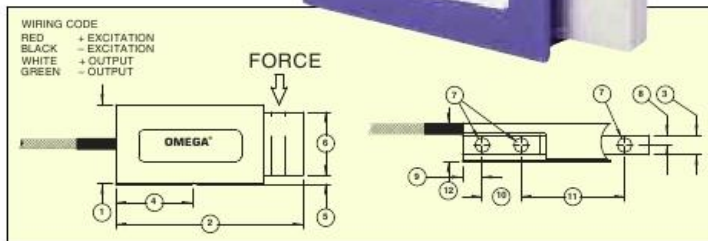
- ✓ Very High Precision
- ✓ Low Profile—1" Height
- ✓ High Repeatability
- ✓ 100% Creep Tested

LCEB load cells offer exceptional accuracy in compression when deployed in controlled environments (in general, anywhere a digital readout 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 (15V 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

See Section Y for a Selection of Scientific, Technical, and Reference Books Available from omega.com



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	2.3 kgf	LCEB-5	\$225	DPIS, DP41-S, DP25B-S
10 lb	4.5 kgf	LCEB-10	225	DPIS, DP41-S, DP25B-S
25 lb	11 kgf	LCEB-25	170	DPIS, DP41-S, DP25B-S
50 lb	23 kgf	LCEB-50	160	DPIS, DP41-S, DP25B-S
75 lb	34 kgf	LCEB-75	160	DPIS, DP41-S, DP25B-S
100 lb	45 kgf	LCEB-100	160	DPIS, DP41-S, DP25B-S
150 lb	68 kgf	LCEB-150	160	DPIS, DP41-S, DP25B-S
250 lb	114 kgf	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.