

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.

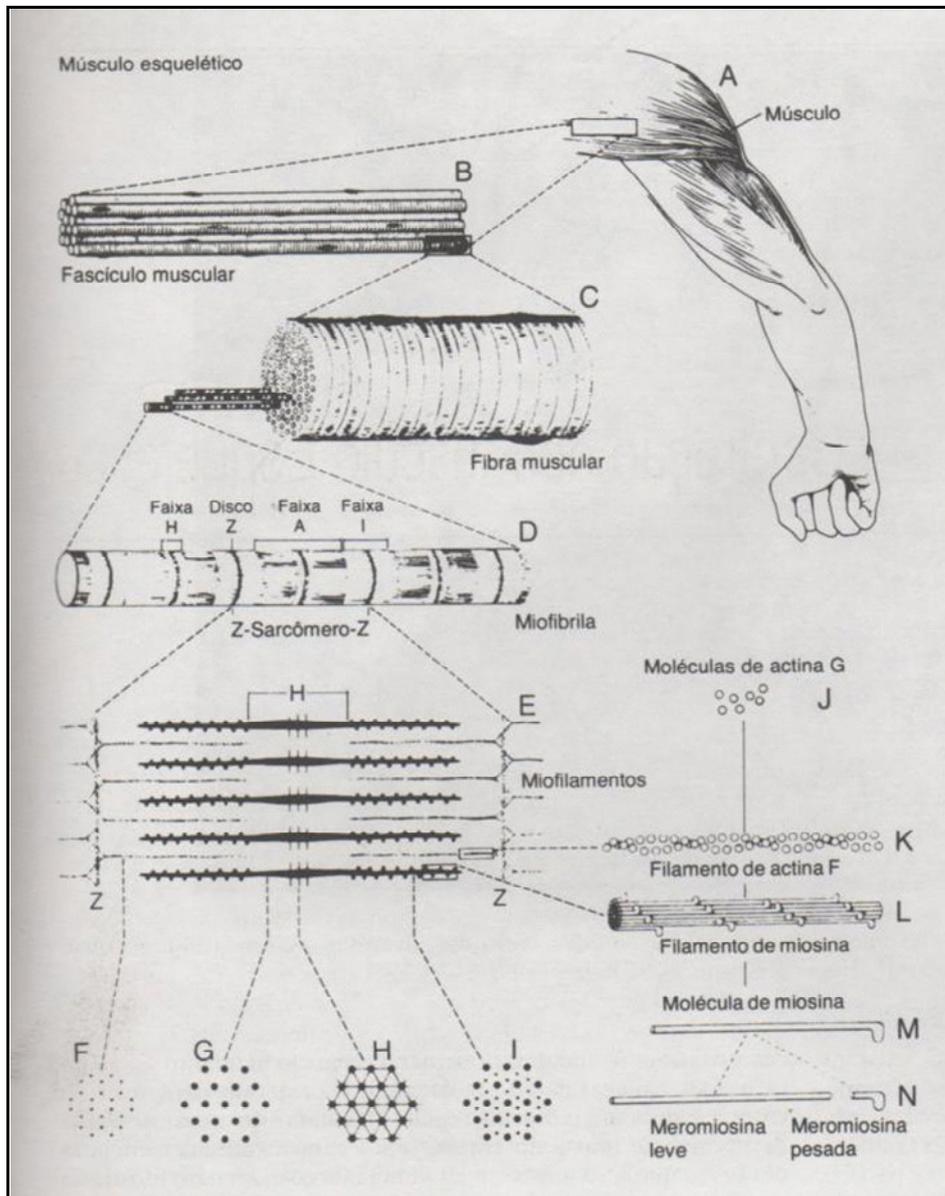


Figura 1: Organização do músculo esquelético, desde o nível macroscópico até o molecular: F, G, H e I são cortes transversos nos planos indicados [Guyton, 1993]

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.

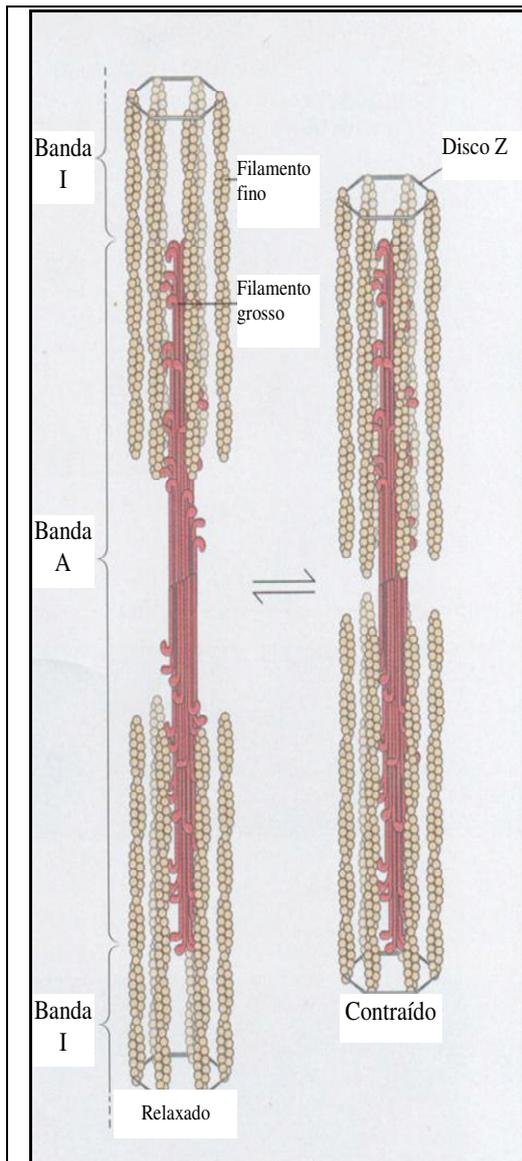


Figura 2: Ilustração mostrando a contração muscular através do deslizamento entre os filamentos finos e grossos [Nelson e Cox, 2000].

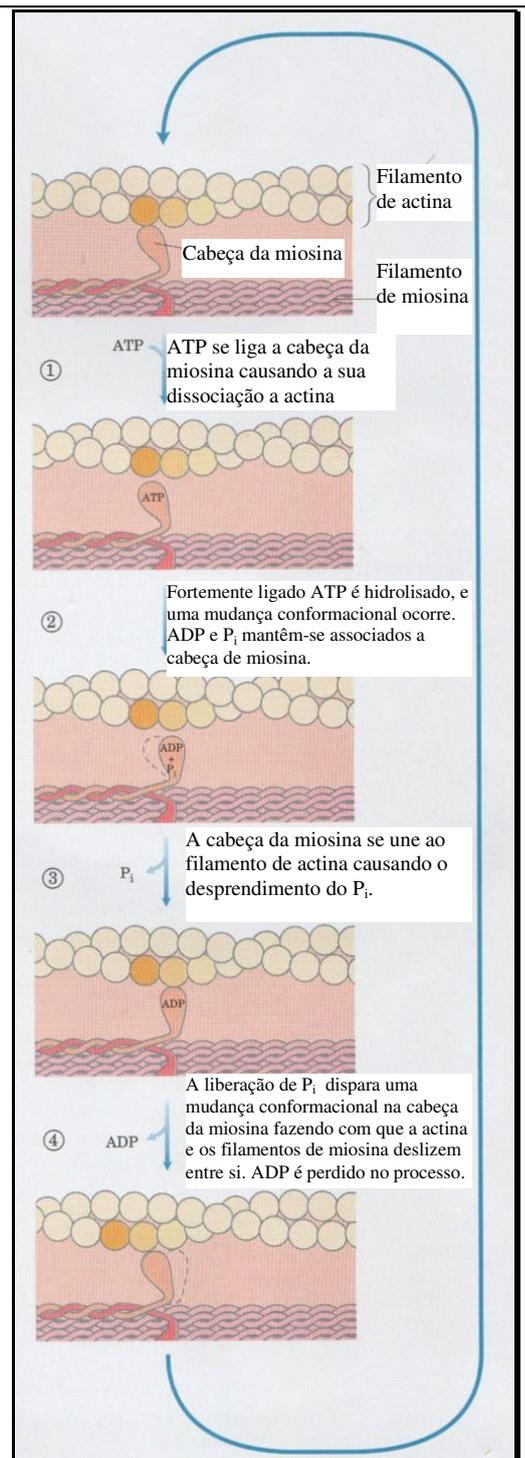


Figura 3: Mecanismo molecular da contração muscular [Nelson e Cox, 2000].

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].

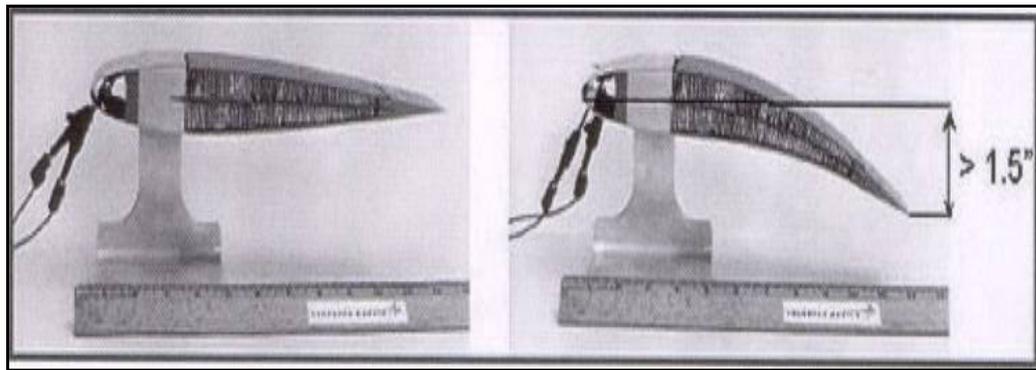


Figura 4: Controle de forma utilizando estruturas “inteligentes” [Bar-Cohen, 2004].

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.

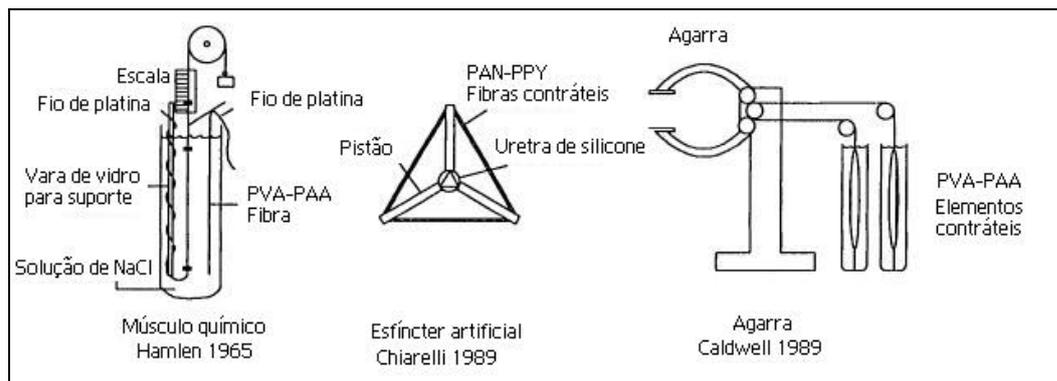


Figura 5: Um elemento gerador de força, um esfíncter uretral artificial e uma garra robótica são alguns dos dispositivos mecânicos construídos a partir do gel polimérico contrátil [Woojin, 1996].

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.

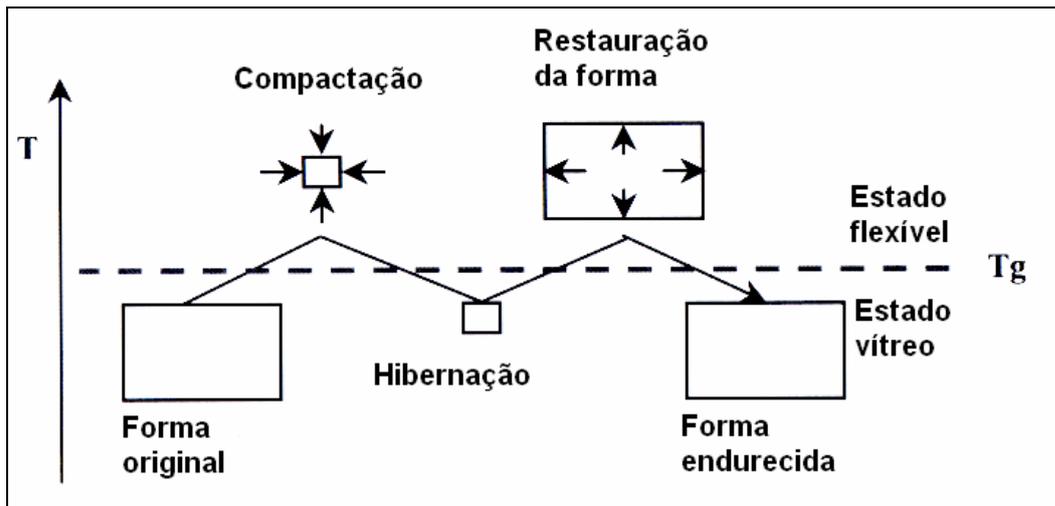


Figura 6: Processo de mudança no formato para polímeros de memória de forma [Sokolowski, 1999].

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.

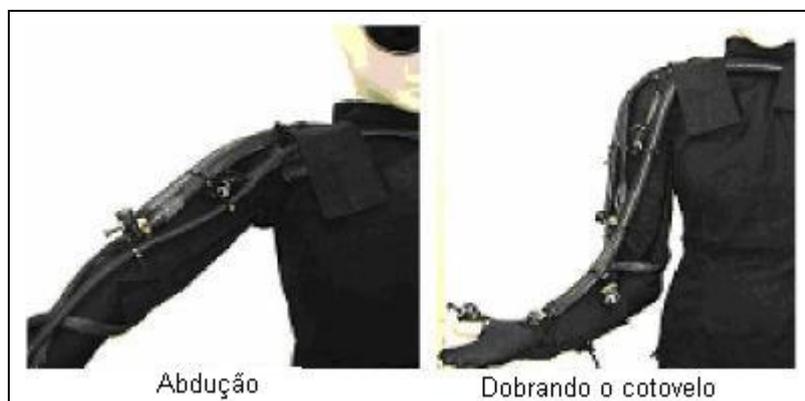


Figura 7: Órtese para braço utilizando músculos de McKibben [Kobayashi et al., 2006].

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.

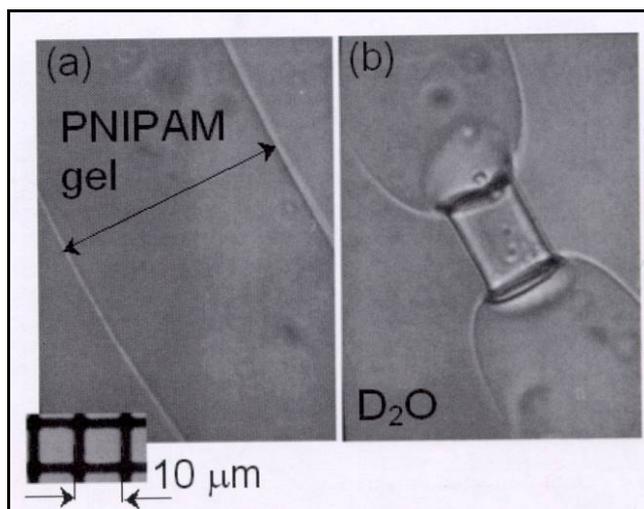


Figura 8: Imagem de um gel *poly(N-isopropilacrilamida)* (PNIPAM) em D₂O antes (a) e depois (b) da iluminação de um laser de 0,75W de potência com um comprimento de onda de $\lambda = 1064\text{nm}$ [Bar-Cohen, 2004].

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].

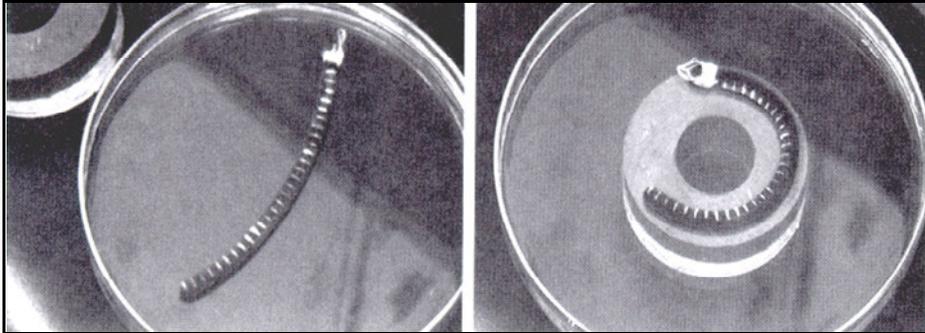


Figura 9: Mudança no formato de um ferrogel induzido por um campo magnético não-uniforme de um ímã permanente onde (na imagem da esquerda) o ferrogel está a 15cm do ímã e (na imagem da direita) logo acima do ímã [Bar-Cohen, 2004].

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].

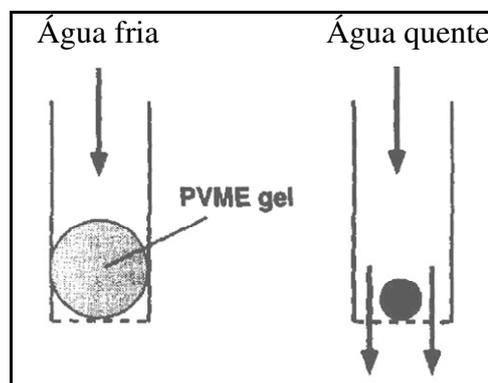


Figura 10: Válvula automática feita de gel poroso PVME [Ichijo et al., 1995].

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].

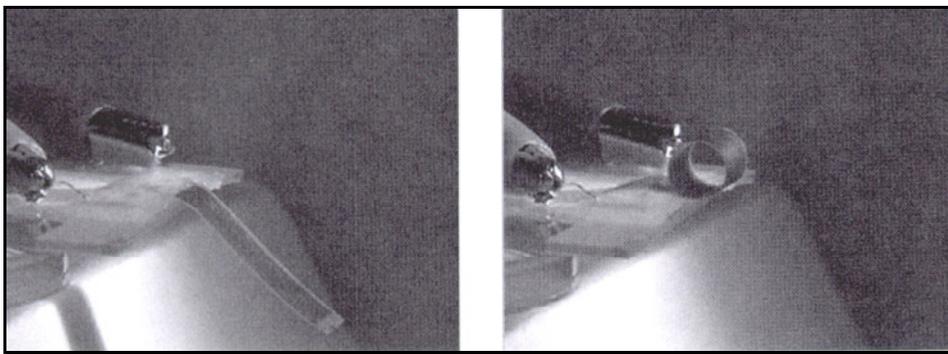


Figura 11: Atuador piezoelétrico com duas camadas ativas sem tensão aplicada (esquerda) e com tensão aplicada (direita) [Chang et al., 2000].

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 eletroreológicos. 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.

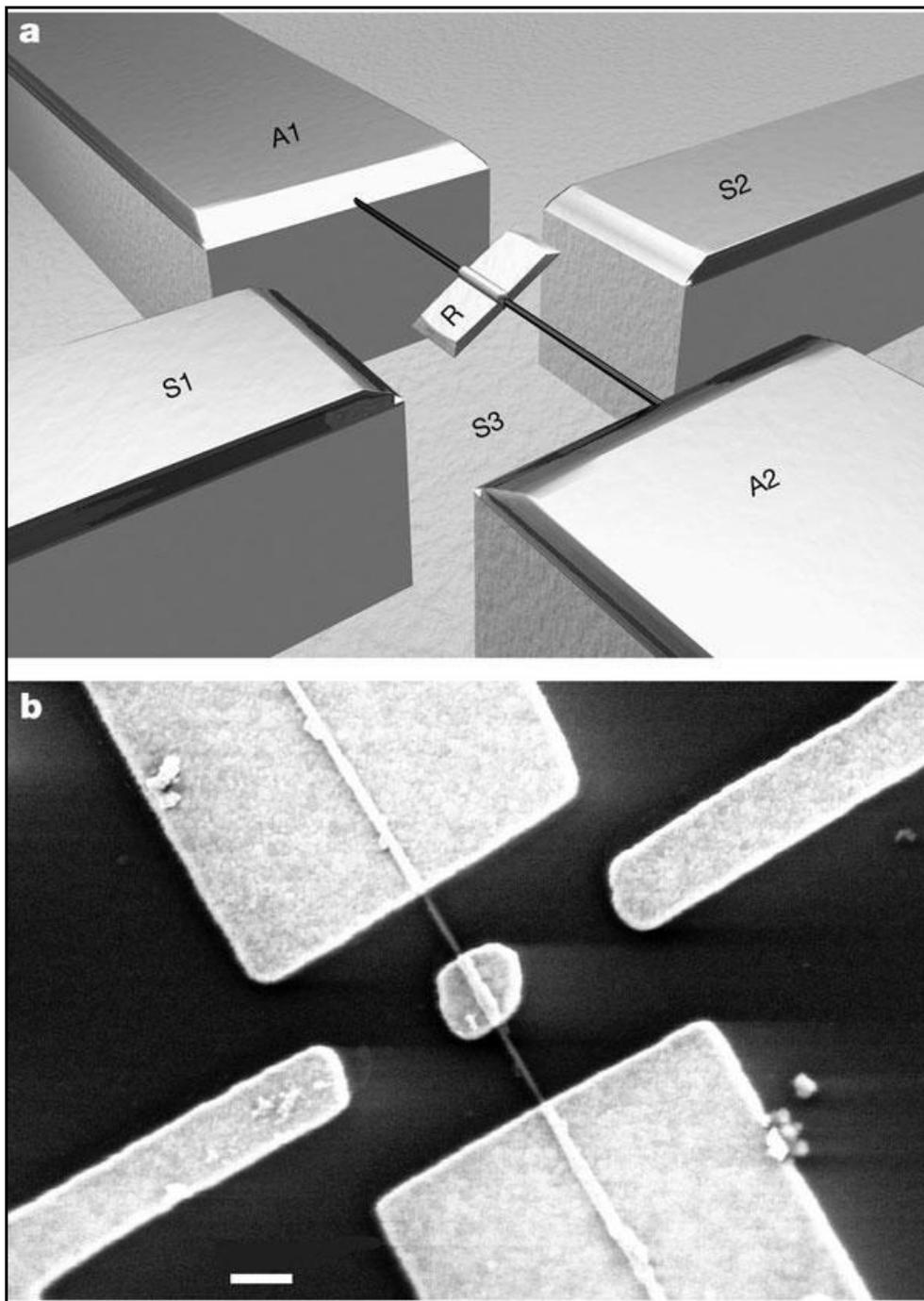


Figura 12: A imagem (a) mostra o desenho conceitual do nanoatuador. Um rotor (placa de metal) é preso a um nanotubo de carbono reforçado (multi-walled carbon nanotube - MWNT) que age como eixo e é a fonte de rotação. Contatos elétricos com o rotor são feitos através do MWNT e os blocos ancorados (A1, 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.

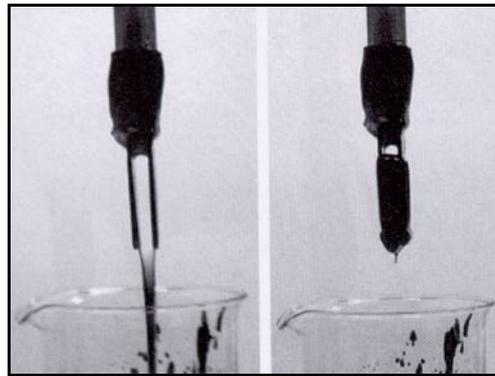


Figura 13: Fluido eletro-reológico desativado (esquerda) e ativado (direita) [Bar-Cohen,2004].