

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPTO. DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO
ELETRO-MECÂNICO DE POLÍMEROS À
BASE DE ACRILAMIDA VISANDO O
ACIONAMENTO DE PRÓTESE
MIOELÉTRICA DE MÃO**

Este exemplar corresponde à redação final da tese
defendida por Marcelo Yuji Sakamoto
e aprovada pela Comissão
Julgadora em 13/11/95.
Geuliyab Zavoylee
Orientador

MARCELO YUJI SAKAMOTO

Marcelo Yuji Sakamoto

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO ELETRO-
MECÂNICO DE POLÍMEROS À BASE DE
ACRILAMIDA VISANDO O ACIONAMENTO DE
PRÓTESE MIOELÉTRICA DE MÃO**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Campinas, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientadora: Profa. Dra. Cécilia A.C. Zavaglia

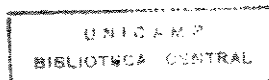
Co-Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.

Universidade Estadual de Campinas

Campinas

Faculdade de Engenharia Elétrica

1995



UNIDADE	BC
CHAMADA:	Sa 29e
Ex.	
ABO BU/26393	
MOCC	667/96
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	13/04/96
N.º CPD	

CM-00082564-4

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

Sa29e

Sakamoto, Marcelo Yuji

Estudo do comportamento eletromecânico de polímero à base de acrilamida visando o acionamento de prótese mioelétrica de mão / Marcelo Yuji Sakamoto.--Campinas, SP: [s.n.], 1995.

Orientadores: Cecília A. C. Zavaglia , Alberto Cliquet Jr.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica.

1. Prótese. 2. Órgãos artificiais. 3. Polímeros - Propriedades elétricas. I. Zavaglia, Cecília A C. II. Cliquet Jr., Alberto. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica. IV. Título.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPTO. DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Tese de : Mestrado

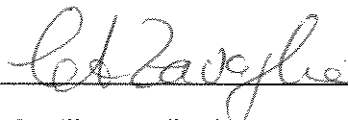
Título da tese: Estudo do comportamento eletro-mecânico de polímeros à base de acrilamida visando o acionamento de prótese mioelétrica de mão

Autor: Marcelo Yuji Sakamoto

Orientadora: Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia

Co-orientador: Alberto Cliquet Jr.

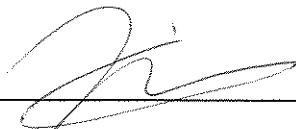
Aprovado por



Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia, Presidente



Profa. Dra. Eliana Aparecida de Rezende Duek



Profa. Dra. Vera Maura Fernandes de Lima

Campinas, 13 de novembro de 1995.

como Anjos
que a todo instante
olham por meus passos

Aos meus **Pais**

AGRADECIMENTOS

- a Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia, orientadora, pela oportunidade oferecida;
- ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr., co-orientador, pelo apoio oferecido;
- a Profa. Dra. Eliana Aparecida de Rezende Duek, pelo apoio e preciosa colaboração durante o trabalho;
- a colega Ms. Sônia Maria Malmonge, pela colaboração e incentivo;
- ao Prof. Dr. José Wilson Bassani, pelo uso de seu equipamento;
- ao Instituto de Química da Unicamp, pelos testes e análises realizados;
- a Ms. Márcia Aparecida da Silva, pela colaboração.
- ao Centro de Engenharia Biomédica, pelo apoio material;
- a Faculdade de Engenharia Mecânica da Unicamp, pelo uso de seus recursos;
- aos colegas e funcionários do CEB, DEB, FEM pelo convívio;
- a todos que colaboraram neste trabalho.

CONTRIBUIÇÕES EM CONGRESSOS E SIMPÓSIOS

SAKAMOTO, M.Y., DUEK, E.A.R., ZAVAGLIA, C.A.C., CLIQUET Jr., A. - A myoelectric hand prosthesis driven by polymers. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 1994, Rio de Janeiro. Anais. Rio de Janeiro, 1994, v. 2, p.878.

SAKAMOTO, M.Y., DUEK, E.A.R., CLIQUET Jr., A., ZAVAGLIA, C.A.C. - Mechanical properties of an electrically contractile hydrogel and its biomedical application. In: 2º Simpósio Ibero-Americano de Polímeros/4º Simpósio Latino-Americano de Polímeros/ 6º Colóquio Internacional de Macromoléculas, Gramado, 1994. Anais. Gramado, 1994, v. 2, p.757-758.

SAKAMOTO, M.Y., MALMONGE, S.M., DUEK, E.A.R., ZAVAGLIA, C.A.C., CLIQUET Jr., A. - Aplicação de polímeros em próteses de mão como meio de acionamento. In: VI Congresso Brasileiro de Biomecânica. Anais. Brasília: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1995, p.324.

RESUMO

Realizou-se um levantamento geral sobre as próteses de membros superiores, destacando-se as mioelétricas e mecânicas ativadas por cabos ou arreios; características próprias dos dois tipos de prótese foram levantadas. Posteriormente, foi feita uma investigação sobre a viabilidade de utilizar polímeros eletro-contráteis na substituição dos motores das próteses elétricas. Estes polímeros atuam como músculos artificiais na movimentação das próteses; o polímero utilizado inicialmente, poliacrilamida, exibiu características de contração sob estimulação elétrica, porém, sob ensaios isométricos não teve desempenho satisfatório. A fim de melhorar seu desempenho, procurou-se introduzir cargas elétricas em sua cadeia, então, foi feita uma copolimerização com ácido acrílico melhorando suas características de contração.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVO.....	4
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1 PRÓTESES DE MÃO	5
2.1.1 Tipos de próteses	7
2.1.2 Características Técnicas	10
2.1.3 Limitações	10
2.1.4 Mioelétrica x Mecânica	12
2.1.5 Tipo de prótese x tipo de uso	14
2.1.6 Tipo de prótese x tempo de uso	15
2.1.7 Cuidados na protetização	16
2.2 POLÍMEROS	18
2.2.1 Polímeros contráteis	20
2.2.1.1 Mecanismo da contração	25
2.2.1.2 Forças obtidas	27
2.2.1.3 Escolha do polímero	27
3 PARTE EXPERIMENTAL	29
3.1 MATERIAIS.....	30
3.1.1 Reagentes	30
3.1.2 Acessórios e equipamentos - síntese	31
3.1.3 Equipamentos - caracterização e ensaios	33
3.2 MÉTODOS	35

3.2.1 Síntese	35
3.2.2 Caracterização	38
3.2.3 Ensaio de força	41
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	46
4.1 CARACTERIZAÇÃO.....	46
4.1.1 Análise por DSC	46
4.1.2 Análise por FTIR	49
4.1.3 Análise por DMA	54
4.1.4 Análise por grau de inchamento	59
4.1.4.1 Poliacrilamida (A).....	60
4.1.4.2 Poliacrilamida (B).....	61
4.1.4.3 Poliacrilamida (C).....	62
4.1.4.4 Poli(acrilamida-co-ácido acrílico).....	63
4.2 ENSAIOS DE FORÇA	64
4.2.1 Determinação das condições de ensaio - tensão e posição dos eletrodos	64
4.2.2 Ensaio de força	72
4.2.3 Amplitude de contração	84
5 CONCLUSÃO	89
APÊNDICE A.....	91
SUMMARY.....	93
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94
BIBLIOGRAFIA.....	104

1 INTRODUÇÃO

A prestação do serviço militar durante guerras, acidentes de trabalho ou de trânsito, doenças ou problemas congênitos são alguns dos motivos responsáveis pela existência de pessoas deficientes de membros superiores, braços e mãos, ou inferiores, pernas e pés (SILCOX, 1993).

Estimativas apontam o surgimento de mais de 5000 amputados por ano e que 1% da população possui algum tipo de amputação (KREBS et al, 1991).

Na tentativa de superar ou a fim de minimizar os efeitos destas deficiências, o homem têm desenvolvido dispositivos conhecidos como próteses, que procuram substituir ou compensar de alguma forma o membro inexistente ou perdido.

A Engenharia Biomédica, sendo um campo das Ciências Exatas mas voltado a integração e atuação conjunta com outras áreas como Ciências Biológicas e Ciências Humanas, têm em um de seus propósitos a reabilitação de diversos tipos de pacientes e entre eles os deficientes de membros superiores.

Deste modo, o esforço em conjunto de profissionais de áreas diversas busca um objetivo comum a todos: a melhoria da qualidade de vida do ser humano.

Este trabalho faz parte de uma iniciativa do Departamento de Engenharia Biomédica -FEE-UNICAMP em implantar uma nova linha de atuação envolvendo pesquisas relacionadas a membros superiores dentro da área de Reabilitação. O ponto de

partida foi dado há cerca de quatro anos e baseou-se em um estudo dinâmico da mão tendo como modelo um dedo e suas articulações (PORFÍRIO, 1991).

A meta final almejada por esta linha de pesquisa é o desenvolvimento de uma prótese mioelétrica de mão acompanhado de um estudo teórico de membros superiores e utilizando-se em seu acionamento polímeros eletro-contráteis.

Várias aplicações para estes polímeros foram propostas por diversos trabalhos, dentre elas pode-se citar a liberação controlada de drogas, sensores, atuadores, pele artificial, etc... Porém, na maioria deles foi estudado somente a amplitude de contração ou grau de inchamento/contração deixando estudos sobre a força produzida pela contração relegada ao anonimato.

A atividade dos músculos produz sinais elétricos que são chamados de sinais mioelétricos. A prótese mioelétrica tem como principal característica a captação dos sinais mioelétricos na superfície da pele para o comando de seus movimentos (KRUGER et al,1993; KRITTER, 1985; NORTHMORE-BALL et al, 1980; NÄDER, 1990b; SCOTT, 1990b).

Hoje uma prótese mioelétrica de mão custa em torno de US\$ 10.000 a US\$ 40.000 (SILCOX, 1993), uma prótese convencional custa entre US\$ 2.000 e US\$ 5.000. Espera-se que ao final da meta almejada além da confecção da prótese, esta tenha o seu custo reduzido comparado a estes valores.

Através de consultas a um banco de patentes (Apêndice A), Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI) - RJ, conclui-se que em geral as próteses mioelétricas possuem acionamento baseados em motores elétricos e possuem a representação em diagrama de blocos conforme a FIG. 1.

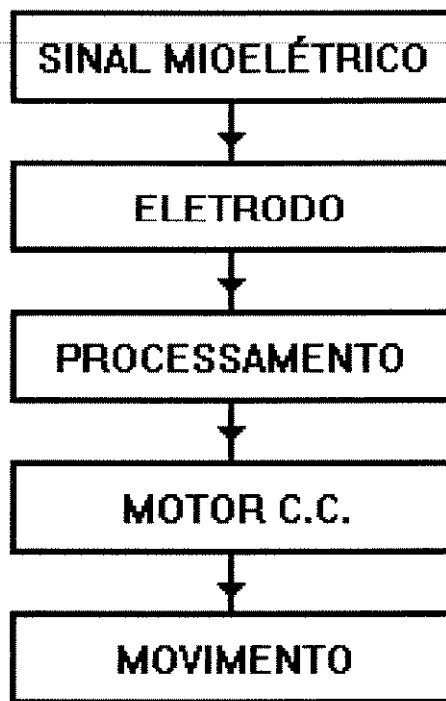


FIGURA 1 - O sinal mioelétrico é captado pelo eletrodo na superfície da pele, processado e a saída age sobre o motor de corrente contínua (motor c.c.) que por sua vez movimenta a prótese.

1.1 OBJETIVO

Este trabalho se limitará a um estudo para verificar a viabilidade de se utilizar polímeros eletro-contráteis para o acionamento de próteses em substituição aos motores elétricos visto que em alguns trabalhos foram obtidos resultados que apontam esta possibilidade(CALDWELL, 1990; CALDWELL &TAYLOR, 1990). Tal tipo de estudo poderia ainda ajudar em outras aplicações futuras como liberação controlada de drogas, coração artificial, músculos perdidos, etc...

A escolha inicial do polímero eletro-contrátil a ser o objeto de estudo, poliacrilamida, que apresenta a propriedade de contração sob estimulação química, foi motivado pelo fato de ser um polímero cujo monômero é encontrado com relativa facilidade no mercado nacional de componentes químicos, relativa facilidade de polimerização, existência na literatura de trabalhos contendo dados e informações sobre a sua polimerização.

Espera-se ainda que este trabalho sirva como introdução a alunos que não tenham conhecimento ou formação da área química e que tenham o interesse de trabalhar e se envolver em uma área multidisciplinar como a Engenharia Biomédica, que integra diversas áreas do saber na busca de seus objetivos. Também se espera que ele forneça uma noção geral sobre as próteses de membros superiores ao leitor.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 PRÓTESES DE MÃO

As próteses em geral possuem outras funções além de produzir movimentos perdidos com a ausência dos membros, elas servem de apoio psicológico ao amputado procurando diminuir a sensação de inutilidade, de ser incompleto e aumentar a sua autoconfiança, principalmente para os pacientes traumáticos (KRITTER, 1985).

Também servem como instrumentos para que o paciente sinta-se mais a vontade para se integrar no convívio social (KRITTER, 1985). Com o uso da prótese procura-se restabelecer o aspecto visual anterior a perda do membro e considerado "normal" pela sociedade e pelo amputado, porém sabe-se que o seu uso seria importante para se restabelecer o equilíbrio biomecânico do paciente, a falta de um membro superior e conseqüente assimetria poderia desequilibrar o corpo humano prejudicando a realização de atividades do cotidiano (STEIN & WALLEY, 1983).

Em se tratando de membros superiores, têm-se desenvolvido dispositivos chamados de próteses de mão que procuram substituir uma mão e suas funções dentro de certas limitações.

Deve-se observar que as próteses de membros superiores são fabricadas e recomendadas de acordo com o nível de amputação, ou seja, se o paciente não possui a

mão, o braço ou antebraço, qual a extensão da amputação, tamanho do coto remanescente, etc...

Porém, neste trabalho as próteses de membros superiores, não importando o nível de amputação, serão tratadas de uma maneira geral como próteses de mão.

Não se pode dizer que as próteses de mão constituem uma novidade, entretanto muitas pessoas desconhecem ou nunca tiveram contato com algum destes dispositivos.

Há registros indicando a existência de tais tipos de dispositivos durante o século XVI (MARINCEK, 1992).

O uso de energia elétrica como fonte de energia foi relatado pela primeira vez em 1919 (NÄDER, 1990b), surgindo então as próteses elétricas, mas ainda eram muito limitadas para serem usadas como próteses na prática. Havia um sério problema com relação às baterias devido a uma enorme disparidade entre a sua capacidade de armazenamento de energia e o consumo de energia do circuito (NÄDER, 1990b; SILCOX et al, 1993).

Para resolver este problema, levando-se em conta o desenvolvimento tecnológico da época, as baterias deveriam ser maiores e mais pesadas aumentando assim a sua capacidade de armazenamento de energia, porém inviabilizariam a prótese tornando-a excessivamente pesada e desestimulariam o seu desenvolvimento e uso.

Mais tarde, uma solução encontrada para o problema de excesso de consumo de energia foi a redução de tensão de alimentação dos circuitos (STEIN & WALLEY, 1983; NÄDER, 1990b) com conseqüente redução do tamanho das baterias e do peso final das próteses. Entretanto os circuitos tornaram-se mais lentos e assim os movimentos produzidos pelas próteses também ficaram com a sua velocidade reduzida.

As primeiras próteses mioelétricas datam de 1960 (KRUGER et al, 1993; KRITTER, 1985; NORTHMORE-BALL et al, 1980; NÄDER, 1990b; SCOTT, 1990b)

quando surgiram estudos sobre sinais mioelétricos por R. Reiter que foram então utilizados no acionamento de próteses.

Pode-se dizer que fatos trágicos como as guerras e conflitos armados, que deixaram um grande número de mutilados, de uma certa forma tiveram uma contribuição no desenvolvimento e melhoria das próteses.

A necessidade de se reabilitar e recolocar estes indivíduos mutilados no convívio da sociedade estimulou o desenvolvimento das próteses.

2.1.1 Tipos de próteses

Devido à existência de vários tipos de próteses, pode-se dividi-las inicialmente em dois grupos: passivas e ativas (FIG. 2).

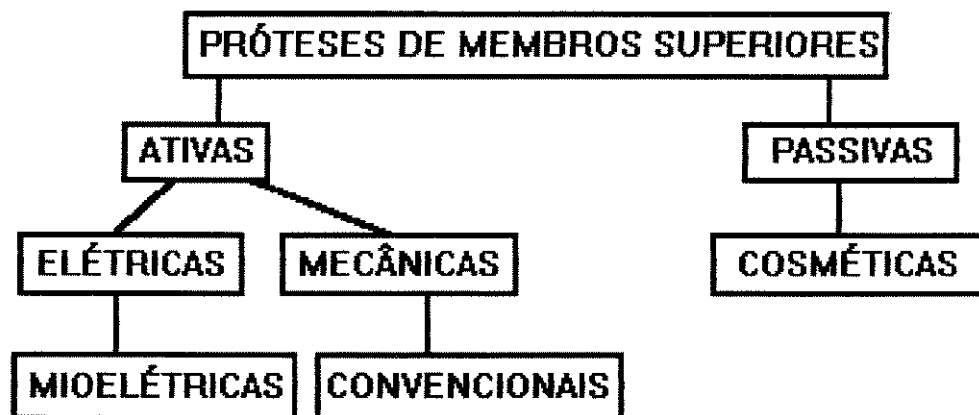


FIGURA 2 - Esquema da divisão das próteses.

São chamadas de próteses passivas (FIG. 3), cosméticas ou estéticas (CAMPBELL et al, 1992) aquelas que não possuem outra função que não a de substituir

visualmente o membro inexistente, ou seja, não possuem movimentos quaisquer. Por outro lado, são chamadas de próteses ativas as que possuem movimentos e funções que não somente estéticas.

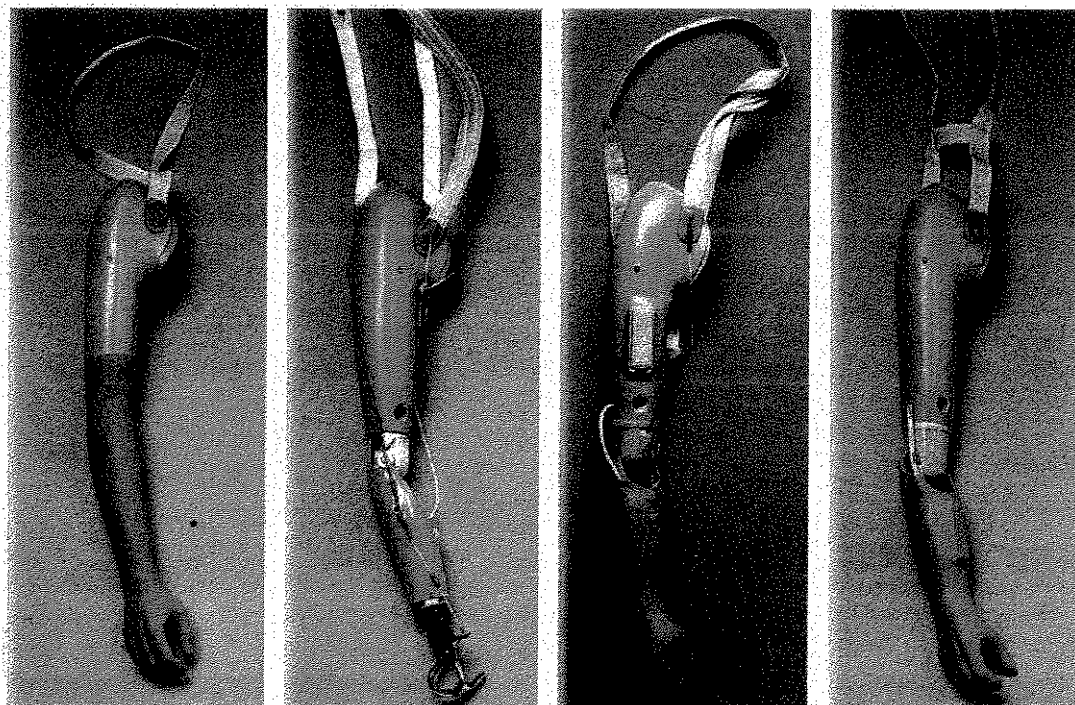


FIGURA 3 - Ilustração dos principais tipos de próteses. À partir da esquerda para a direita temos: prótese cosmética, prótese mecânica, prótese mista e prótese mioelétrica. A prótese mista compõe-se de uma parte mecânica e outra elétrica.

FONTE - NÄDER, 1990a.

Pode-se subdividir, basicamente, as próteses ativas em dois grupos distintos (FIG. 2, FIG. 3): próteses mecânicas (FIG. 2, FIG. 3), as que possuem funções dinâmicas

porém são acionadas por movimentos do corpo ou de outros membros do corpo e que através de cabos as comandam (STEIN & WALLEY, 1983; LAMB et al, 1988) e finalmente as próteses elétricas (FIG. 2, FIG. 3), onde será tratado somente as próteses mioelétricas, cuja fonte de energia é baseada em baterias elétricas. Estes tipos de próteses possuem acionamentos por meio de motores elétricos e são comandados por sinais elétricos produzidos por músculos do corpo, sinais mioelétricos, que são captados por eletrodos colocados geralmente sobre a superfície da pele do coto do paciente ou de um local mais adequado onde haja um músculo remanescente e capaz de produzir tais sinais (SCOTT, 1990a).

Os sinais mioelétricos captados pelos eletrodos das próteses mioelétricas são os responsáveis pela ativação da prótese, estes estão em uma faixa de frequência entre 25 Hz e 2700 Hz aproximadamente (WEBSTER, 1978). Estudos indicam que dentro desta faixa o espectro de potência do sinal mioelétrico possui maiores valores (LINDSTRÖM & MAGNUSSON, 1977) e têm uma amplitude mínima de 10 microvolts (SCOTT, 1990a; NÄDER, 1990a).

Após consulta a um banco de patentes (Apêndice A), conclui-se que as próteses podem ser resumidamente descritas da seguinte forma:

- mecânicas: possuem acionamento por meio de cabos que por sua vez são dependentes de movimentos do corpo para movimentação.
- mioelétricas: sinais mioelétricos captados na superfície da pele são os responsáveis pela ativação dos motores elétricos que por sua vez produzirão os movimentos.

Existem as próteses híbridas ou mistas, nas quais uma parte de seu acionamento é mecânico e a outra parte é elétrica.

2.1.2 Características técnicas

Convém deixar registrado algumas características das próteses mioelétricas:

- o peso máximo que uma prótese suporta como carga é em torno de 5,8 Kg e 6.8 Kg (STEIN & WALLEY, 1983; NÄDER, 1990a)
- a força de prensão atinge valores acima de 80 N (NÄDER, 1990b)
- o peso da prótese varia de acordo com o tamanho da unidade: 220 a 500 gramas (KRITTER, 1985; NÄDER, 1990a)

Sabe-se que o ser humano é capaz de atingir a força de prensão de 80 N em testes isométricos (AMIS, 1987).

2.1.3 Limitações

A mão é um membro extremamente especializado e complexo, possui uma enorme capacidade de produzir movimentos que combinados com o braço permitem ao homem realizar um incontável número de ações e gestos (NAPIER, 1983; CHAPPELL & KYBERD, 1991).

Muitas vezes, a mão serve como um meio de comunicação ou ponte de ligação entre o corpo e o ambiente que o cerca. Possui uma sensibilidade muito grande, e através dela o homem pode distinguir temperaturas, superfícies, formas e texturas. Tais características são decorrentes da presença de muitas células sensoriais em seus tecido (MOUNTCASTLE, 1978; PHILLIPS, 1988). Como o volume de tecido nervoso central dedicado a um determinado tipo de sensibilidade é diretamente proporcional a densidade de células sensoriais, a mão representa um volume considerável deste tecido, ou seja,

para o seu controle é ocupado um volume de tecido nervoso central maior que para outros membros do corpo humano.

Devido a essa enorme funcionalidade da mão, torna-se difícil reproduzir todas as suas características em uma prótese sem que se comprometa a sua praticidade e dificulte o seu uso e manuseio, seja ela mecânica ou elétrica.

Dessa forma, quando se compara a funcionalidade de uma prótese com a mão natural tornam-se discrepantes as diferenças (CHAPPELL & KYBERD, 1991).

As próteses em geral atingem a sua função cosmética, entretanto, em troca de uma maior praticidade e facilidade de uso, tais tipos de aparelhos possuem certas limitações com relação a sua funcionalidade, uma vez que suas capacidades de realizar movimentos são reduzidas.

Não importando o tipo de prótese e tipo de controle, sempre apresentam algum tipo de dificuldade e limitações (EDELSTEIN & BERGER, 1993).

Tais limitações são provavelmente responsáveis pelo grande número de abandono do uso de próteses de mão e falta de aceitação (STEIN & WALLEY, 1983): o paciente fica desiludido ante as limitações da prótese, apesar de ser previamente alertado e preparado para tal fato.

Mas vários outros motivos contribuem para aumentar as estatísticas de abandono das próteses: falta de treinamento ou treinamento inadequado, mal encaixe da prótese, grau de escolaridade do paciente, perda de somente um dos membros (pacientes unilaterais).

Nota-se que a adaptação e aceitação ao uso da prótese poderá ter um resultado tanto melhor quanto mais cedo for feita a protetização do paciente nato possibilitando um desenvolvimento conjunto entre o uso da prótese e o crescimento da criança (KRITTER, 1985), mas outros (KREBS et al, 1991; THORNBYS & KREBS, 1992) dizem não haver

uma relação entre a aceitação e a idade da criança e acrescentando que o melhor motivo seria o de possibilitar o desenvolvimento em executar tarefas com dois braços.

2.1.4 Mioelétrica x Mecânica

Alguns estudos têm sido feitos para verificar qual seria a preferência pelos principais tipos de próteses (KREBS et al, 1988; KRUGER & FISHMAN, 1993): mioelétrica e mecânica.

Em uma comparação direta entre os dois tipos de próteses, os números das preferências observados foram os seguintes (KRUGER & FISHMAN, 1993): 44% dos usuários escolheram a prótese mioelétrica contra 33% que optaram pela mecânica, e 23% não optaram por nenhuma delas. Nota-se que alguns trabalhos apontam até mais de 60% de preferência pela prótese mioelétrica (STEIN & WALLEY, 1983).

As principais vantagens das próteses e motivos apresentados pela preferência foram os seguintes (NORTHMORE-BALL et al, 1980; STEIN & WALLEY, 1983; KRITTER, 1985; SEARS & SHAPERMAN, 1991; KRUGER & FISHMAN, 1993; SILCOX et al, 1993):

- mioelétricas: exigência de um menor esforço para operar, controle mais natural e melhor, facilidade de "vestir" a prótese e ausência de cabos e "arreios", maior conforto, maior força de preensão com menor esforço, movimentos independentes da posição do corpo, melhor aparência estética, melhor realimentação, mais movimentos.

- mecânicas: menor peso, menor operação inadvertente, menor barulho durante operação, maior velocidade de operação.

Convém comentar alguns destes motivos ressaltando que ao mesmo tempo que eles podem definir uma preferência por um determinado tipo de prótese também podem definir desvantagens e serem a razão do preterimento pela outra, por exemplo: se a ausência de cabo e arreo foi apontado como motivo de vantagem para a mioelétrica, pode ser a razão pela não escolha da prótese mecânica.

Outros motivos considerados como desvantagem da prótese mioelétrica foram: falta de confiabilidade, calor dentro do soquete, dificuldade de aprendizado no controle do músculo que produzirá o sinal mioelétrico e conseqüentemente irá comandar a prótese (EDELSTEIN & BERGER, 1993; SILCOX et al, 1993).

O peso como seria de se esperar, é uma das reclamações comuns de serem constatadas (KRITTER, 1985; SILCOX et al, 1993), com relação às próteses mioelétricas.

É importante se fazer notar que na maioria dos estudos, o quesito aparência é apresentado como motivo de preferência pela prótese mioelétrica, sendo no entanto uma função não-dinâmica da prótese.

Estudos indicam esta importância da aparência cosmética na aceitação da prótese: quando a aparência é melhorada, a sua aceitação acompanha este progresso (LAMB et al, 1988).

Deste modo, pode-se explicar as razões pelas quais, em alguns casos, os amputados utilizam a prótese mioelétrica predominantemente em ocasiões onde são expostos ao público, como em encontros sociais, festas (KREBS et al, 1988).

Quando há uma afirmação por usuários de que as prótese mecânica fornece uma realimentação (NORTHMORE-BALL et al, 1980) sobre os movimentos e forças exercidos é fácil justificá-la pois a tensão e a posição nos cabos presos ao corpo podem proporcionar este tipo de informação.

Imagina-se que uma prótese mioelétrica, desprovida de qualquer tipo de circuito dedicado a uma realimentação ou de cabos, possa fornecer somente uma realimentação visual (EDELSTEIN & BERGER, 1993; NÄDER, 1990b; SILCOX et al, 1993), mas contrário a esta idéia, muitos usuários deste tipo de prótese afirmam que ela fornece uma realimentação através de vibrações ou ruídos, alguns vão além afirmando que ela é maior que as fornecidas pelas próteses mecânicas (KRITTER, 1985).

2.1.5 Tipo de prótese x Tipo de uso

Alguns trabalhos têm sido realizados sobre quais tipos de próteses recaem as preferências mas nem sempre as preferidas são as utilizadas, mas as que mais se adequam às atividades do usuário, ao tipo de uso que será feito da prótese (MICHAEL, 1990).

Pode-se notar que as próteses mioelétricas são preferencialmente utilizadas em atividades que não exigem grandes esforços e velocidades de movimentos altas, dentre estas atividades estão os trabalhos de escritório; as próteses mecânicas por sua vez são utilizadas em atividades e ambientes mais agressivos nos quais se exige maior velocidade nos movimentos e força para executar a tarefa, ou seja, serviços pesados (KRITTER, 1985; SILCOX et al, 1993; NORTHMORE-BALL et al, 1980).

Cabe novamente constatar que as próteses mioelétricas, apesar de seu alto custo de aquisição e manutenção, são freqüentemente utilizadas como adereço para encontros sociais devido a sua aparência estética, relegando a sua principal função e propósito de preensão ativa a um segundo plano (KRUGER & FISHMAN, 1993).

2.1.6 Tipo de prótese x Tempo de uso

Um outro tipo de observação que se deve fazer constar é com relação ao tempo de uso das próteses.

Alguns trabalhos (SILCOX et al, 1993; SEARS & SHAPERMAN, 1991; STEIN & WALLEY, 1983) buscaram relacionar o tipo de atividade, motivo da amputação, treinamento, sexo, tempo de protetização com o uso da prótese. À partir deles, pode-se dizer que há uma tendência de uma maior carga horária de utilização da prótese convencional se comparada com a do tipo mioelétrica.

Talvez o alto custo de aquisição e também de manutenção (SEARS & SHAPERMAN, 1991; SILCOX et al; 1993; NORTHMORE-BALL et al, 1980; KRITTER, 1985) expliquem o uso limitado das próteses mioelétricas: há um maior medo de danificar a prótese, furar a luva de recobrimento ou qualquer outro motivo que possa levar a um maior gasto com a sua manutenção. Assim pode ser explicado, em parte, o tipo de uso destinado às próteses em alguns casos, onde o risco de causar danos é maior, serviços pesados, a frequência de uso da prótese mioelétrica é menor e o uso da prótese mecânica é maior.

Um caso à parte é o dos pacientes deficientes de ambos os membros esquerdo e direito, pacientes bilaterais, que por necessidade usam pelo menos uma prótese de um dos tipos, e com raras exceções (KREBS et al; 1991) quando desenvolvem habilidades com os pés em substituição às mãos, eles não fazem uso delas pois passam a depender de seus movimentos para o cotidiano.

Entretanto, pacientes cuja deficiência não é bilateral, possuindo ainda um membro funcional, muitas vezes acabam por se adaptar a esta situação fazendo todas as atividades

e tarefas com o membro remanescente, de alguma forma conseguem suprir todas as suas necessidades não fazendo uso de uma prótese como auxílio.

Assim sendo, no casos de pacientes unilaterais, a prótese funcional, seja ela mecânica ou mioelétrica, é freqüentemente abandonada, passando a ser vista muito mais como um incômodo do que como um auxílio, e em alguns casos o paciente passa a usar uma prótese mas somente estética para certas ocasiões especiais como festas e encontros sociais, publicamente (NORTHMORE-BALL et al; 1980)

2.1.7 Cuidados na protetização

Alguns aspectos devem ser observados durante a protetização para se obter melhores resultados com as próteses mioelétricas: tamanho adequado da prótese, perfeito encaixe e tipo de uso que será destinado à prótese, pois algumas possuem características mais adequadas para a preensão de determinados tipos de objetos, formas ou pesos; conforme a idade a preferência por diferentes tipos próteses é maior ou menor pois o desenvolvimento dos padrões de preensão estariam associado a faixa etária de cada usuário (KREBS et al, 1988)

Também o nível de amputação estaria relacionado com abandono da prótese (SCOTLAND & GALWAY, 1983; EDELSTEIN & BERGER, 1993; NORTHMORE-BALL et al, 1980), o menor tamanho do coto possibilitaria uma maior aceitação pois uma prótese poderia ser melhor projetada e fabricada, por exemplo: haveria uma maior facilidade de acomodação das baterias, se o nível de amputação fosse menor, ou seja, o coto muito grande, ficaria mais difícil arranjar espaço para se colocar os componentes

mantendo-se a simetria do corpo, o comprimento do coto mais acrescido da prótese deve ser aproximado ao membro remanescente.

A existência de músculos funcionais (NÄDER, 1990b) no coto é importante uma vez que na maioria das próteses os eletrodos de captação de sinais mioelétricos estão junto ao soquete da prótese.

2.2 POLÍMEROS

O QUE SÃO POLÍMEROS ?

Polímeros são segundo Mano(1985): "... moléculas relativamente grandes, de pesos moleculares da ordem de 10^3 a 10^6 , em cuja estrutura se encontram, repetidas, unidades químicas simples conhecidas como meros." (FIG. 4)

Os polímeros podem ser reticulados ou não, quando é reticulado, as cadeias do polímero são ligadas pelos chamados retículos.

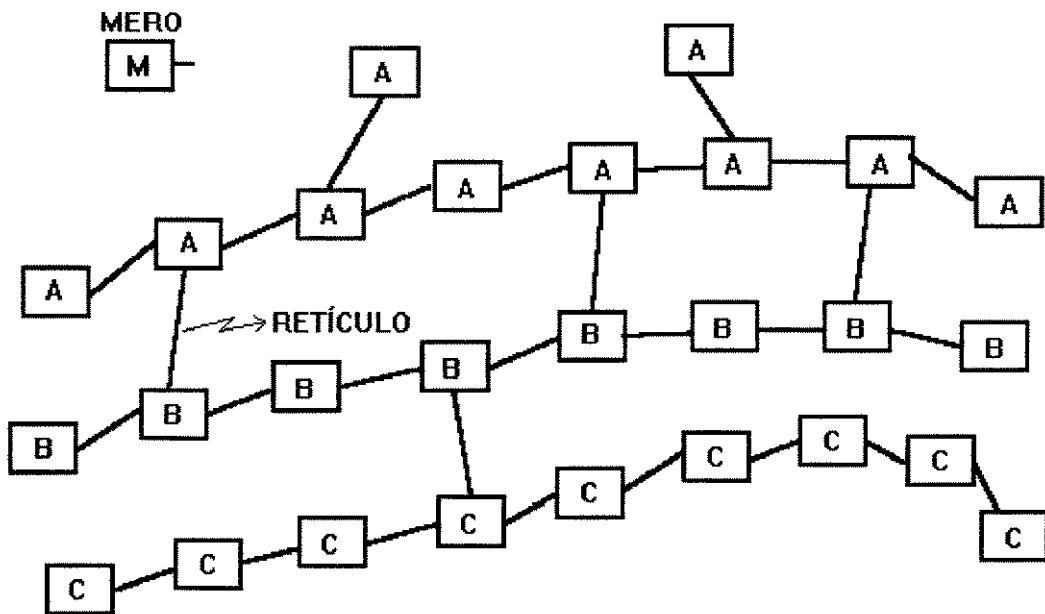


FIGURA 4 - Esquema ilustrando um polímero reticulado. Os meros são representados pelos retângulos, como por exemplo o mero M. Os meros A representam uma cadeia polimérica, assim como o B e o C, estas cadeias se encontram ligadas pelos retículos.

Os monômeros são compostos químicos que reagem formando os polímeros, a reação química é chamada de polimerização (MANO, 1985). O fragmento químico que inicia uma cadeia provém de um iniciador de polimerização, no caso da polimerização via radicais livre, que será utilizada neste trabalho, os iniciadores são os radicais livres que por sua vez são gerados por energia térmica ou radiação ionizante, por exemplo. Estes radicais atacam as moléculas de monômero, desencadeando a reação de polimerização (FIG. 5).

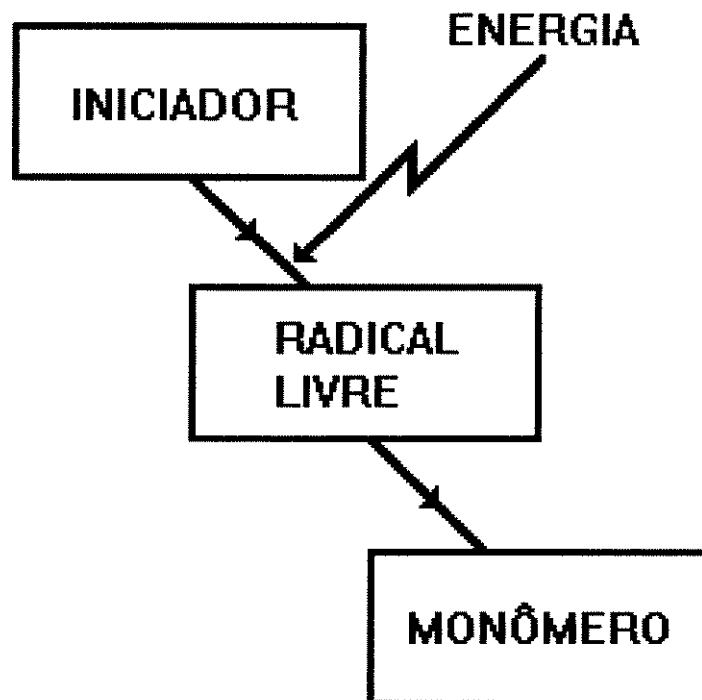


FIGURA 5 - Esquema representativo da iniciação da polimerização. A atuação de alguma forma de energia sobre o iniciador origina o radical livre que ataca o monômero, desencadeando a reação de polimerização.

Um polímero é chamado de reticulado quando suas cadeias encontram-se covalentemente ligadas umas às outras, formando uma rede de macromoléculas. As ligações entre as cadeias são chamadas de retículos e a variação de sua quantidade é chamada de grau de reticulação. A alteração do grau de reticulação provoca mudança no comportamento mecânico de um polímero, um maior grau de reticulação provoca um aumento em sua rigidez mecânica e um menor grau de reticulação provoca uma diminuição.

Quando temos mais de um tipo de mero na composição do polímero, este é chamado de copolímero. Assim, temos mais de um tipo de mero constituindo a cadeia ou diferentes cadeias ligadas de forma aleatória, ordenada ou em blocos.

2.2.1 Polímeros contráteis

Existem alguns tipos de compostos poliméricos que possuem uma característica de contração/expansão quando em solução conforme uma estimulação que pode ser química (CALDWELL, 1990), elétrica (TANAKA et al, 1982) ou térmica (LINHARES et al, 1993).

Estes estímulos podem ser interpretados como uma alteração de pH, composição do solvente (por exemplo: acetona e ou água) ou solução no qual permanece imerso (adição de sais, por exemplo), aplicação de campo elétrico ou alteração de temperatura.

Os polímeros que apresentam tal tipo de comportamento são normalmente hidrogéis, que são constituídos por uma rede de macromoléculas de caráter hidrofílico, sendo capazes de absorver elevadas quantidades de água sem se dissolver (quando reticulados), isto é, são capazes de inchar em água, alterando seu volume. Assim, os

diferentes tipos de estímulos afetam a capacidade de absorção de água do hidrogel, resultando na sua contração ou expansão.

Alguns autores chamam este tipo de material de músculo artificial ou atuador pseudomuscular (CALDWELL, 1990; CALDWELL & TAYLOR, 1988) por haver uma certa analogia com o músculo humano, onde uma estimulação provoca uma contração como resposta.

Trabalhos têm sido feitos sobre estes tipos de polímeros, KATCHALSKY (1949) e KUHN et al (1950) já descreviam sistemas com compostos poliméricos ácidos, e entre eles um copolímero de ácido metacrílico e divinil benzeno, que através da mudança de pH da solução apresentavam características de contração/expansão, porém durante o processo ocorria a formação de sais como resíduos.

Um copolímero de poli(álcool vinílico) e poli(ácido acrílico), PVA-PAA, foi utilizado por HAMLIN et al (1965) em estudos envolvendo sua contração sob aplicação de um campo elétrico.

Buscando uma aplicação prática, STEINBERG et al (1966) descreveu um sistema "mecanoquímico", utilizando fibras baseadas em formaldeído, onde havia a conversão direta de energia química na produção de trabalho mecânico, sendo que a estimulação era feita por imersão do polímero em diferentes tipos de solução.

Chamando de "pH-sensitive polymeric materials", ou materiais poliméricos sensíveis ao pH, FRAGALA et al (1972) pesquisou um material tendo em vista um possível uso em coração artificial, um copolímero de poli(álcool vinílico) e poli(ácido acrílico), PVA-PAA, imerso em uma solução de cloreto de sódio (NaCl) e ácido clorídrico (HCl).

Utilizando-se de poliacrilamida, TANAKA (1978) fez um estudo sobre a sua contração sob alterações de temperatura e solvente (mistura de acetona e água). Verificou

a existência de pontos críticos de temperatura e de concentração de acetona na composição do solvente, acima e abaixo das quais ocorria ou não o colapsamento do gel, ou seja, a contração ou expansão. A diminuição da temperatura e o aumento da concentração de acetona provocam a contração do polímero. Também, procurou explicar teoricamente os motivos deste comportamento.

Baseando-se ainda na poliacrilamida, TANAKA et al (1980) e ILAVSKÝ et al (1982) fizeram estudos sobre a influência da ionização da cadeia polimérica na transição de fase ou seja no seu inchamento, a hidrolização de uma pequena quantidade de grupos da acrilamida transformando-as em grupos ionizáveis de ácido acrílico provocam uma grande mudança de comportamento de fase, alterando sensivelmente sua capacidade de inchamento, e alteração em seu comportamento mecânico. ILAVSKÝ et al (1982) ainda fez um estudo sobre a influência da temperatura no comportamento do polímero mas utilizando um outro tipo de polímero: poli(N,N-dietilacrilamida).

Experimentos de ILAVSKY & HROUZ (1983) relatam a influência da quantidade de monômero e da quantidade de água durante a polimerização da poliacrilamida no seu comportamento mecânico final.

OSADA & HASEBE (1985) desenvolveram uma "válvula química" que na verdade era uma membrana que sob estímulo elétrico se contraía ou se expandia alterando o tamanho de seus poros, permeando seletivamente tamanhos diferentes de moléculas. O polímero utilizado foi o poli(2-acrilamida-2-metil-1-ácido propanosulfônico).

Visando uma utilização na área de robótica, CALDWELL & TAYLOR (1990) fizeram um estudo sobre o copolímero de poli(álcool vinílico) e poli(ácido acrílico), PVA-PAA, na tentativa de se obter uma nova forma de acionamento ou fonte de movimento, porém sob condições diferentes à de FRAGALA et al (1972) ou de

HAMLEN et al (1965). Para obter contração fizeram uso de acetona e para obter expansão utilizaram água, porém um dos problemas (CALDWELL & TAYLOR, 1988) neste tipo de controle era a contaminação após certo tempo dos estimulantes químicos e o atraso na resposta pela própria velocidade de difusão dos estimulantes..

Utilizando-se de PVA-PAA como um músculo artificial, CALDWELL (1990) desenvolveu um dispositivo que possuía um movimento semelhante ao de uma pinça e através da contração do copolímero, um extensor e outro flexor, eram obtidos os movimentos. O dispositivo funcionava analogamente ao corpo humano, ou seja, para a produção de um movimento há a atuação de dois músculos trabalhando em antagonismo, enquanto um contrai o outro se expande.

Através da aplicação de um campo elétrico, OSADA et al (1992) e OSADA & ROSS-MURPHY (1993) descrevem experimentos nos quais fazem um polímero "caminhar" provocada pela sua própria contração/expansão ou um gel sendo utilizado como válvula (FIG. 6).

Procurando obter respostas mecânicas sob estímulos, YUK & LEE (1993) relatam a aplicação de corrente elétrica em poliacrilamida imersa em solução de NaCl em seus estudos sobre este polímero.

LINHARES et al (1993) e OLIVEIRA & FREITAS (1993) também fazem estudos sobre géis termosensíveis, Poli (N-isopropilacrilamida), alterando seus solventes e acrescentando sais ou somente estudando seu comportamento sob variações de temperatura.

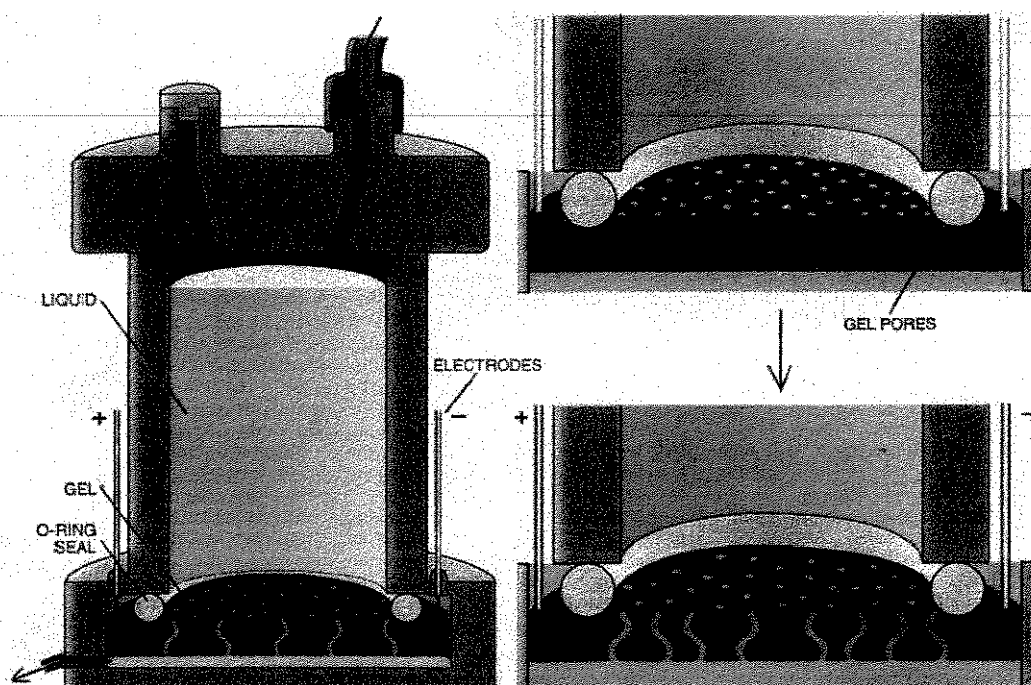


FIGURA 6 - Válvula eletroquímica. A aplicação de corrente elétrica provoca a contração/expansão do gel com conseqüente alteração do tamanho dos poros permitindo a passagem do líquido ou de diferentes tamanhos de moléculas.

FONTE - OSADA & ROSS-MURPHY, 1993.

Mais recentemente, KHARE & PEPPAS (1995) em seus trabalhos falam sobre a dependência da contração e expansão relacionada com a natureza do polímero, afinidade deste com o solvente, grau de reticulação e grau de ionização da cadeia, neste último caso referem-se a presença de grupos carboxílicos. A incorporação de grupos iônicos provocam a alteração de interação entre o polímero e o solvente, conseqüentemente, da capacidade de expansão ou contração; conforme a natureza dos grupos iônicos incorporados pode-se diminuir ou aumentar esta capacidade. Também com a alteração das condições externas, composição do solvente por exemplo, pode-se alterar esta capacidade.

2.2.1.1 Mecanismo da contração

Devido aos diferentes tipos de estimulação não há somente uma explicação para a ocorrência da contração, mas são propostos para cada um deles um mecanismo próprio. Serão citados os mais importantes para este trabalho.

Os polímeros sensíveis a alteração de pH e a outros estímulos químicos (FRAGALA et al, 1972; TANAKA, 1978; CALDWELL & TAYLOR, 1990), tinham a sua a contração provocada pela diferença de concentração iônica entre o interior da estrutura do copolímero e da solução ao seu redor, ou seja, a alteração da pressão osmótica na cadeia era a responsável pela contração/expansão. Assim sendo, o motivo da contração era a pressão osmótica e competindo com a pressão osmótica concorriam a elasticidade intrínseca da cadeia polimérica e a pressão hidrogeniônica do solvente.

Para melhor entender, CALDWELL & TAYLOR (1990) explicam a contração do PVA-PAA como a competição entre três forças:

- força elástica da cadeia que aumenta contra a compressão ou estiramento.
- pressão do íon hidrogênio, pressão hidrogeniônica, a presença destes íons de hidrogênio da cadeia que são liberados no gel e cujos movimentos aleatórios causam uma pressão como em um balão de ar.
- afinidade entre os polímeros que aumenta com a interação das fibras do polímero com o solvente.

Acrescentando explicações para tais comportamentos, KHARE & PEPPAS (1995) dizem que a dependência da contração está relacionada com a natureza do polímero, afinidade deste com o solvente, o grau de reticulação da cadeia e a ionização da cadeia (presença de grupos carboxílicos).

TANAKA (1978) e CALDWELL & TAYLOR (1988) buscam justificar, respectivamente, tais fatos através da teoria de Flory e pelo modelamento matemático dos processos envolvendo a contração/expansão do polímero, onde a difusão é visto como o meio causador do processo. Ainda buscando um modelamento do comportamento dinâmico e estático CHIARELLI et al (1992) faz um estudo sobre tiras de hidrogel propondo um modelo para descrever tais comportamentos.

Relacionados com a resposta dinâmica do polímero CALDWELL & TAYLOR (1990) dizem que esta varia inversamente com o quadrado da espessura da fibra: $\phi = K_1/\Delta^2 + C_1$, onde ϕ é a contração média, Δ é a espessura e K_1 e C_1 são constantes estabelecidas durante a produção do polímero; acrescentam ainda que o grau de reticulação e o grau de expansão são inversamente proporcionais.

Uma explicação para os polímeros contráteis por estimulação elétrica é dada por OSADA & HASEBE (1985): a interação entre as cargas das macromoléculas do polímero e os eletrodos causam um desidratação, sob campo elétrico as cargas da cadeia migram eletroforéticamente para o contra-eletrodo ou eletrodo de carga oposta e são adsorvidas na sua superfície perdendo a cadeia a sua força de hidratação e conjuntamente há uma neutralização das cargas da cadeia polimérica.

YUK & LEE (1993) também relatam a utilização de corrente elétrica em poliacrilamida imersa em solução de NaCl e dizem que a corrente elétrica provoca uma alteração de gradientes de pH na solução com consequentes alterações de pressão osmótica que por sua vez provocam as respostas do polímero.

2.2.1.2 Forças obtidas

Até o presente momento tem-se notícias apenas nos trabalhos de CALDWELL & TAYLOR (1990) e CALDWELL (1990) sobre resultados de força e velocidade de contração em testes isométricos com forças de contração de 30 N/cm²; enquanto que um músculo natural apresenta forças em um faixa que varia entre 20 N/cm² e 40 N/cm², a velocidade apresentada foi de 11%/s contra 30% em uma faixa de tempo de 10⁻³ a 10⁻² s de um músculo esquelético (OSADA & GONG, 1993) . A relação entre a potência fornecida e o peso do polímero foi de 5,8mW/g, um músculo natural apresenta entre 40mW/g e 200 mW/g, os motores elétricos apresenta em geral 10mW/g.

Sabe-se também que em um músculo os eventos ocorrem em três escalas de tempo. A uma taxa constante e rápida entre 300 s⁻¹ e 1000 s⁻¹, lenta entre 1 s⁻¹ e 10 s⁻¹ e intermediária de 50 s⁻¹ a 200 s⁻¹. (PODOLSKY & SCHOENBERG, 1983)

Além dos dados relacionados acima, podemos citar os resultados obtidos por FRAGALA et al (1972) que fornece alguns dados sobre as forças produzidas durante seus testes onde a força máxima obtida foi de 12 g para um período de estimulação de 20 minutos, por CALDWELL (1990) que em seus relatos cita a reprodução da contração durante 20 vezes e por OSADA & HASEBE (1985) que relatam uma redução de peso de até 70% com a aplicação de um campo elétrico de 6.3 V/cm durante 20 minutos.

2.2.1.3 Escolha do polímero

Após a análise de diversos trabalhos optou-se por trabalhar com a poliacrilamida.

Vários motivos levaram a esta escolha dentre eles estão:

- a poliacrilamida é um polímero muito utilizado no campo da biologia, por isso há uma certa fartura de dados na literatura, muito embora com outro enfoque e finalidades diferentes do presente trabalho.
- estudos sobre a poliacrilamida com relação as suas propriedades de contração e expansão já foram realizados (TANAKA, 1978; TANAKA et al, 1980; JANAS et al, 1980; YUK & LEE, 1993), porém na maioria foram utilizados estímulos químicos e não campos elétricos. Além disso não há citação sobre as forças produzidas por tais polímeros durante uma contração.
- composição e forma de polimerização conhecidas devido a existência de trabalhos que os descrevem (TANAKA, 1978; TANAKA, 1979; TANAKA et al, 1980; JANAS et al, 1980; TANAKA et al, 1982; YUK & LEE, 1993; THOMAS & WANG, 1985).
- existência dos reagentes e componentes no mercado nacional de produtos químicos.

3 PARTE EXPERIMENTAL

Os diversos componentes e equipamentos que foram utilizados serão listados logo à seguir.

Alguns equipamentos, embora pareçam simples para estudantes da área química, serão citados em virtude deste trabalho ser destinado a estudantes de uma área multidisciplinar, onde nem sempre os equipamentos são familiares a todos.

Durante a descrição dos materiais ou dos métodos serão ilustrados alguns dos equipamentos que foram utilizados ou confeccionados exclusivamente para este trabalho com a finalidade de uma melhor visualização e compreensão. Alguns dos equipamentos foram feitos nas dependências da oficina do Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp com as documentações disponíveis em mãos do Laboratório de Eletrônica.

Devido às características do material em estudo não foi encontrada uma norma adequada para testes de um material polimérico contrátil, porém foi feita seleção de características desejáveis no polímero e à seguir testes que fossem adequados a sua averiguação.

3.1 MATERIAIS

Para uma melhor divisão e compreensão os materiais serão divididos em três grupos: materiais químicos, equipamentos para síntese (polimerização) e equipamentos para caracterização e ensaios.

3.1.1 Reagentes

- Ácido Acrílico; produzido pela Sigma Chemical Company
- EDTA; produzido pela Sigma Chemical Company
- Hidróxido de Sódio (NaOH); produzido pela Synthesis
- Monômero de Acrilamida a 45 % em solução aquosa, estabilizado pela adição de 10 ppm de cobre como íon cúprico (código NALCO BD 2473); produzido pela Nalco Chemical Company
- N,N'-Metilene-bis-Acrilamida (bisacrilamida); produzido pela Sigma Chemical Company
- N,N,N',N'- Tetrametiletilenediamina (TEMED); produzido pela Sigma Chemical Company
- Persulfato de amônia; produzido pela Synthesis
- Trimetilclorosilano; produzido pela Sigma Chemical Company

3.1.2 Acessórios e equipamentos - síntese

- dessecador; marca: Pyrex, tamanho: 25 cm de diâmetro
- espaçadores de teflon, espessura de 2 mm, largura de 1 cm
- estufa; marca: Fanem; modelo: 315
- fita veda-rosca de teflon; marca Tigre, 18 mm x 25m
- lâmpada de vapor de mercúrio; marca: Philips, modelo: hpl-n 250
- linha de vácuo
- reator; marca: Intral, modelo: E250-62
- micro ventilador, marca: Ventisilva, modelo: Siro.
- pipetadores automáticos; marca: Kacil, capacidades de 10 e 50 microlitros
- pipetas; marca: Pyrex, capacidades 1-5-10-20 ml
- placas de vidro liso de largura igual a 10,0 cm, comprimento de 10,0 cm e espessura de 2 mm
- presilhas de celeron
- seringas descartáveis ou de vidro com agulhas hipodérmicas
- tubos capilares de diâmetro interno de 0.5 mm; marca: WP Instruments; descrição: Kwik Fill Capillaries

As placas de vidro e o espaçador de teflon formavam um conjunto, molde para polimerização, conforme FIG. 7.

As presilhas garantiam a união do conjunto placa-espaçador-placa. Para mantê-lo na posição vertical utilizou-se as presilhas-base na parte inferior, enquanto a parte superior do molde permanecia aberta.

A fita veda-rosca envolvia o espaçador de teflon para evitar possíveis vazamentos, pois inicialmente a composição era líquida.

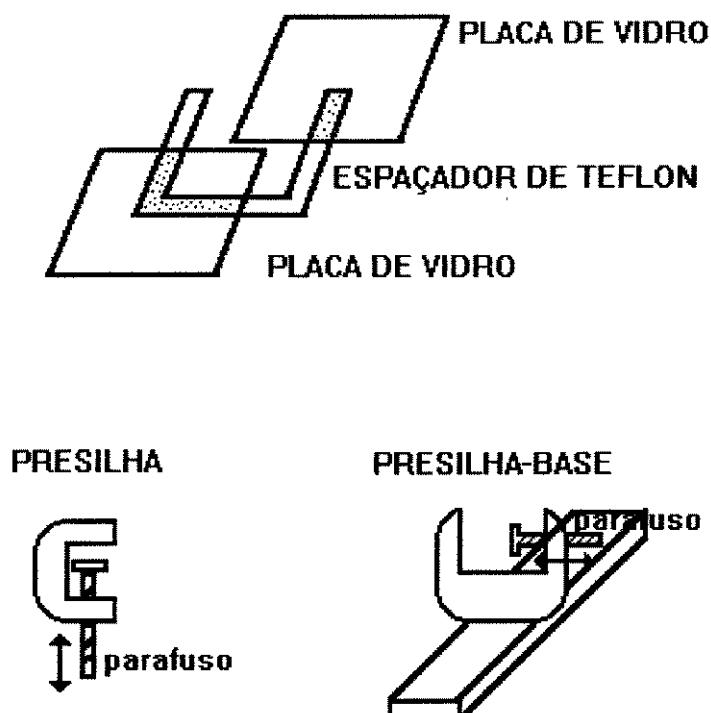


FIGURA 7 - Molde para polimerização. O conjunto placa-espaçador-placa fixado por presilhas e mantido em posição vertical pelas presilhas-base.

Utilizando-se uma caixa de madeira (FIG. 8), construiu-se uma câmara de polimerização, pintou-se o seu interior de cor preta e instalou-se a lâmpada de vapor de mercúrio sem o bulbo de vidro. O reator e o micro ventilador ficaram externos à câmara, porém a saída de ar deste último ficava voltado para o interior.

As descargas em alta pressão de mercúrio produzem radiação visível e ultravioleta (UV) invisível, esta última é convertida em luz pelo pó fluorescente que reveste o

bulbo, com a retirada deste teremos então a radiação UV desejada. O catálogo do fabricante informa sobre a distribuição espectral absoluta de energia dentro de uma faixa de 400 nm a 700 nm, a radiação UV abrange uma faixa de 200 nm a 400 nm (DYER, 1969, NAKANISHI, 1977). Sabe-se também que lâmpada de vapor de mercúrio produz UV dentro de uma faixa de 280 nm a 410 nm (HAWKINS, 1989). Logo, teremos dentro da câmara radiação UV.

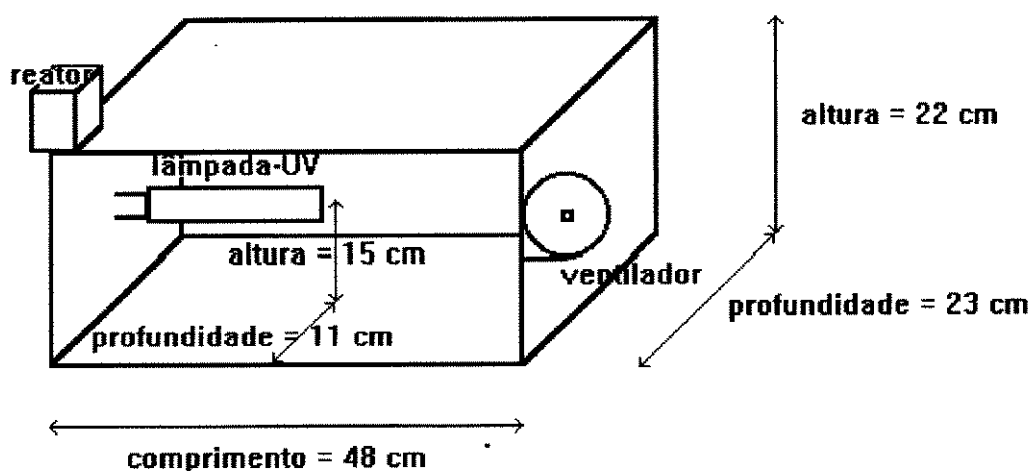


FIGURA 8 - Câmara de polimerização.

3.1.3 Equipamentos - caracterização e ensaios

- analisador dinâmico-mecânico; marca: TA Instruments; modelo DMA 983 Dynamic Mechanical Analyzer
- analisador diferencial de varredura; marca: TA Instruments; modelo DSC 2910 Differential Scanning Calorimeter

- espectroscópio de infravermelho; marca: Nicolet, modelo: 520 FT-IR
- multímetro digital; marca: Engro, modelo 315SE
- fonte de alimentação; marca: CC Son; modelo CC-185
- termômetro com escala 0 °C a 300 °C; marca: Incoterm
- transdutor de força e registrador; marca: Narco Bio Systems, modelo: Myograph F60 e Narcotrace 771-1410
- eletrodos de platina (fios de diâmetro de 2 mm)
- suporte para fixação dos eletrodos e dos polímeros para ensaios (FIG. 9)

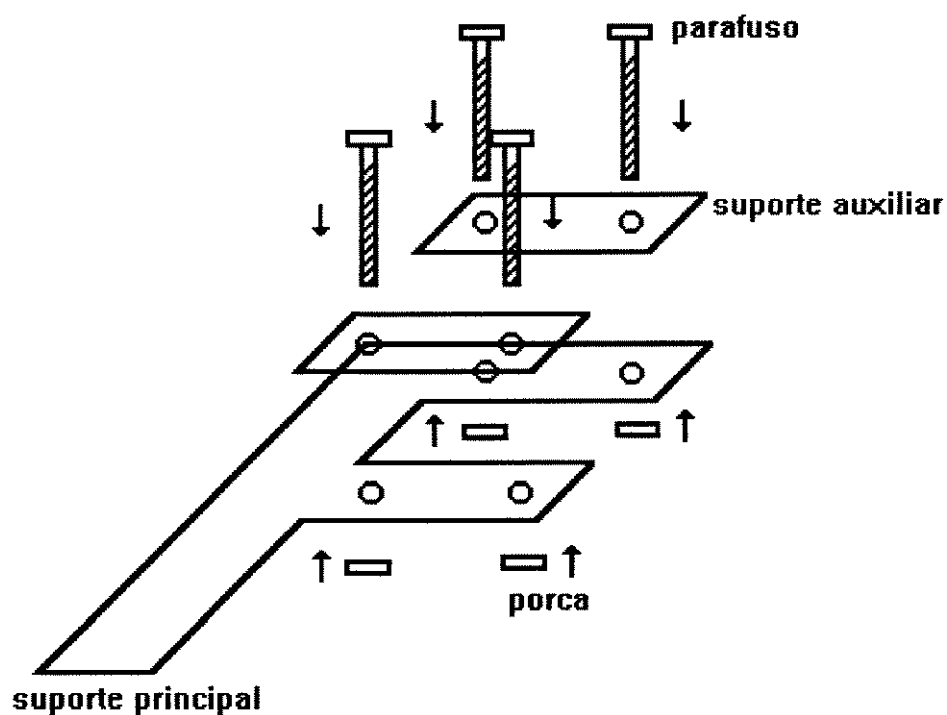


FIGURA 9 - Suporte para ensaios. O polímero e os eletrodos eram fixados entre o suporte auxiliar e o suporte principal.

3.2 MÉTODOS

3.2.1 Síntese

Sintetizou-se dois polímeros: poliacrilamida e poli(acrilamida-co-ácido acrílico) conforme TAB. 1.

Os polímeros foram preparados baseando-se nos métodos de TANAKA (1978) e JANAS et al (1980):

- monômero: acrilamida
- agente reticulante: bisacrilamida
- iniciadores: persulfato de amônia e TEMED
- meio de polimerização: água
- comonômero: ácido acrílico

O tipo de polimerização é chamado de polimerização via radicais livres (SEYMOUR, 1981; TANAKA, 1979).

As variações na composição do polímero baseiam-se na alteração da quantidade de agente reticulante e na copolimerização da acrilamida com ácido acrílico, assim sendo, foram feitas amostras com diferentes composições conforme TAB. 1.

A utilização de luz ultra-violeta teve como objetivo acelerar o processo de polimerização atuando sobre os iniciadores (SANDLER, 1974; SEYMOUR, 1981; YUK & LEE, 1993).

O tempo de polimerização foi de 60 minutos sob luz ultra-violeta a uma temperatura média de 24 °C; exceto o copolímero de acrilamida e ácido acrílico o qual permaneceu durante 120 minutos pois havia uma maior dificuldade de polimerização.

Preparo básico da solução e reagentes: foram separadas quantidades de cada reagente conforme tabela anterior sendo que o monômero de acrilamida era fornecido em meio aquoso (45% em peso), portanto um volume adequado a massa foi medido.

TABELA 1

Variação da composição

	poliacrilamida (A)	poliacrilamida (B)	poliacrilamida (C)	copolímero
bisacrilamida (g)	0,0665	0,1330	0,1995	0,0665
acrilamida (g)	2,5000	2,5000	2,5000	2,3750
persulfato (g)	0,0200	0,0200	0,0200	0,0200
TEMED (ml)	80	80	80	80
água (ml)	47,0	47,0	47,0	47,1
EDTA (g)	0,0010	0,0010	0,0010	0,0010
ácido acrílico(ml)	----- -----	----- -----	----- -----	0,125
tempo de polimerização (min)	60	60	60	120
temperatura ambiente (°C)	24	24	24	24

O monômero em solução aquosa era colocado em um bequer de no mínimo 80 ml de capacidade, primeiro era acrescentado EDTA para a remoção do íon cúprico e agitado até a sua diluição, a seguir eram acrescentados a água e a bisacrilamida e novamente se promovia uma agitação até a sua diluição, depois era acrescentado o persulfato de potássio seguido de nova agitação até a diluição por último era acrescentado o TEMED e

novamente agitado, mas por um período mais curto (10 segundos) e rapidamente colocado nos capilares e no molde para polimerização com o auxílio de seringas (FIG. 7).

Logo à seguir, o molde com a solução era colocado dentro da câmara de polimerização pelo período pré-estabelecido a uma distância aproximada de 4 cm da borda superior a lâmpada, os capilares ficavam a 5 cm abaixo e paralelos à mesma (FIG. 10).

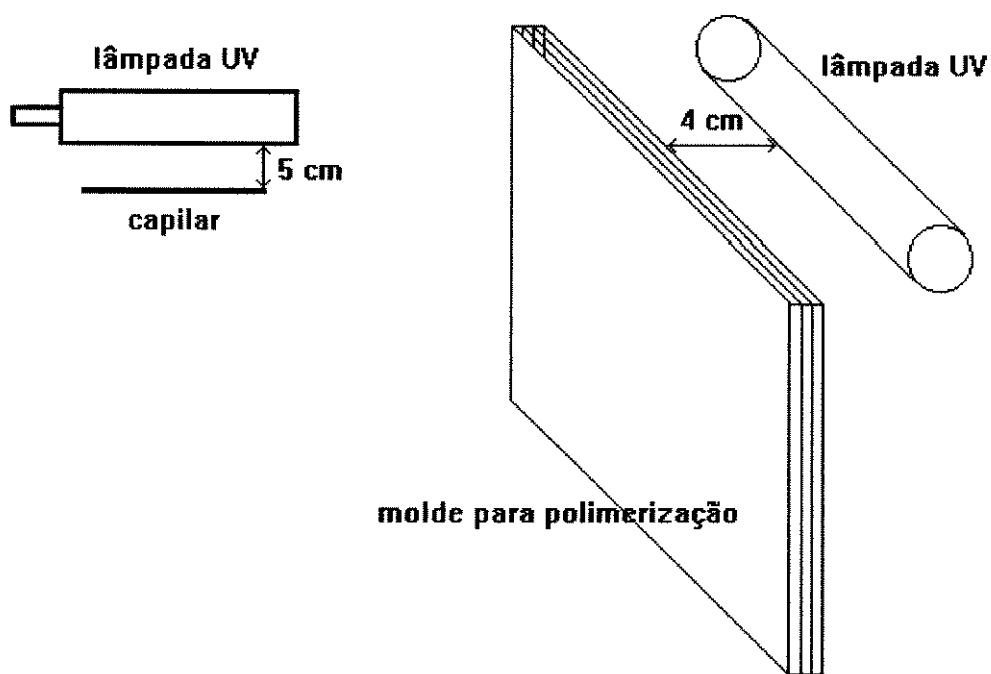


FIGURA 10 - Posicionamento para polimerização. Distância entre a lâmpada UV e o capilar, e distância entre o molde e a lâmpada.

Deve-se observar que tempo de polimerização foi estabelecido através de várias tentativas onde o tempo era suficiente para se polimerizar as três misturas iniciais, na

última houve a necessidade de se estender o tempo devido ao acréscimo de ácido acrílico, que provavelmente dificultava a polimerização.

Assim sendo, o material foi polimerizado sob a forma de filmes e fios de gel. Os espaçadores acabavam por definir a espessura do filme durante a polimerização.

O fio obtido tinha o seu diâmetro, durante a polimerização, determinado pelos capilares.

Convém lembrar que todos os capilares e placas de vidro foram tratados previamente com trimetilclorosilano em um local adequado (capela) devido à sua toxicidade, este material era responsável pela deposição e formação de uma camada anti-aderente que facilitava a remoção do material, tal método é comumente empregado para esse objetivo.

Exemplificando: o gel aderiu como uma gelatina em um copo de vidro, dificultando a sua retirada.

Mesmo assim, o gel era retirado com uma certa dificuldade do interior dos capilares, para tanto, ele era sêco a vácuo e depois retirado de seu interior pela aplicação de ar ou água sob pressão com o uso de uma seringa.

3.2.2 Caracterização

O objetivo da caracterização é confirmar as diversas composições adotadas através de análises do seu comportamento em testes, ou seja confirmar a natureza do polímero. Assim podemos relacionar a composição teórica e a composição real por meio de seu comportamento.

Antes das análises os polímeros foram lavados para a remoção de possíveis monômeros que não reagiram e posteriormente secos à vácuo.

Através de análises de DSC (análise diferencial de varredura) e de infravermelho podemos caracterizar o polímero de acrilamida e o copolímero de acrilamida e ácido acrílico.

O DSC (FELISBERTI, s.d.) é uma técnica de análise térmica utilizada na detecção de mudanças físicas ou químicas que são acompanhadas de ganho ou perda de calor, assim, no DSC mede-se a quantidade de calor envolvida na transformação. Através da determinação de temperaturas de transição como fusão (T_m) e transição vítrea (T_g), característicos dos materiais, pode-se identificar o polímero e pela alteração destes pontos pode-se também confirmar possíveis alterações em sua composição ou copolimerizações. Antes da análise são pré-estabelecidos alguns parâmetros de operação do equipamento, foram utilizadas as seguintes condições: fluxo de nitrogênio, taxa de aquecimento de $10\text{ }^\circ\text{C}/\text{min}$ e faixa de temperatura de $0\text{ }^\circ\text{C}$ a $200\text{ }^\circ\text{C}$.

A temperatura de transição vítrea (T_g) é uma temperatura onde começam a ocorrer mudanças nas características físicas e químicas de um material, uma destas características alteradas é a mobilidade das cadeias, para temperaturas abaixo da T_g a mobilidade das cadeias é baixa e acima, alta.

A **análise por espectro de infravermelho** (ZERBI, 1987; HSU, 1989; ALPERT et al, 1970) também possibilita a identificação do polímero bem como uma possível copolimerização.

Este tipo de análise baseia-se nas características vibracionais de cada grupo funcional da cadeia polimérica, cada tipo de ligação absorve a energia incidente da radiação infravermelha e "vibra" de uma forma particular, através de uma análise da radiação remanescente identifica-se então os grupos funcionais. Pode ser feita por reflexão ou transmissão dependendo das características da amostra a ser analisada; a análise por reflexão normalmente é realizada em materiais onde há dificuldade da

radiação atravessar, sendo então analisada superficialmente; a análise por transmissão geralmente é realizada em materiais amorfos, transparentes, onde não é encontrada maiores dificuldades da radiação atravessar.

O aparelho é do tipo FTIR pois faz uso da Transformada de Fourier para o processamento dos dados (BURCHELL & HSU, 1987; SKOOG & LEARY, 1992).

O acompanhamento da variação do peso possibilitará relacionar a alteração do grau de inchamento com as diferentes composições adotadas.

O **DMA** é uma técnica onde são analisadas as propriedades dinâmico-mecânicas por meio de seu comportamento diante de deformações e tensões oscilatórias de pequenas amplitudes (FELISBERTI, s.d.).

Os testes de DMA podem ser conduzidos de várias formas, variando-se parâmetros como frequência de oscilação, temperatura e direção da força (extensão, compressão, flexão, cisalhamento) entre outros (FELISBERTI, s.d.). Neste trabalho, as amostras foram submetidas a deformação e frequências constantes, realizou-se uma varredura de tempo registrando-se o módulo de armazenamento (E), este tipo de teste é isométrico e chamado de relaxação de tensão. As condições dos testes foram: deslocamento inicial = 0,50 mm, frequência = 1 HZ.

Assim, utilizou-se os testes de DMA para averiguação de sua força durante um processo de evaporação do solvente, ou seja, verificou-se sua resistência mecânica ou força passiva isometricamente sem a aplicação de estímulos.

3.2.3 Ensaio de força

Inicialmente foram realizados testes para determinar as condições dos ensaios de força:

- a tensão de ensaio e posição dos eletrodos: amostras do poliacrilamida (A) e do copolímero foram submetidas a diferentes tensões que variavam de 2 volts a 20 volts, passo de 2 volts, durante um período de 20 segundos e verificava-se a amplitude de contração. Os eletrodos foram posicionados perpendicularmente e depois paralelamente às amostras conforme FIG.11. os testes foram realizados imersos em água, os eletrodos e as amostras permaneciam totalmente imersos.

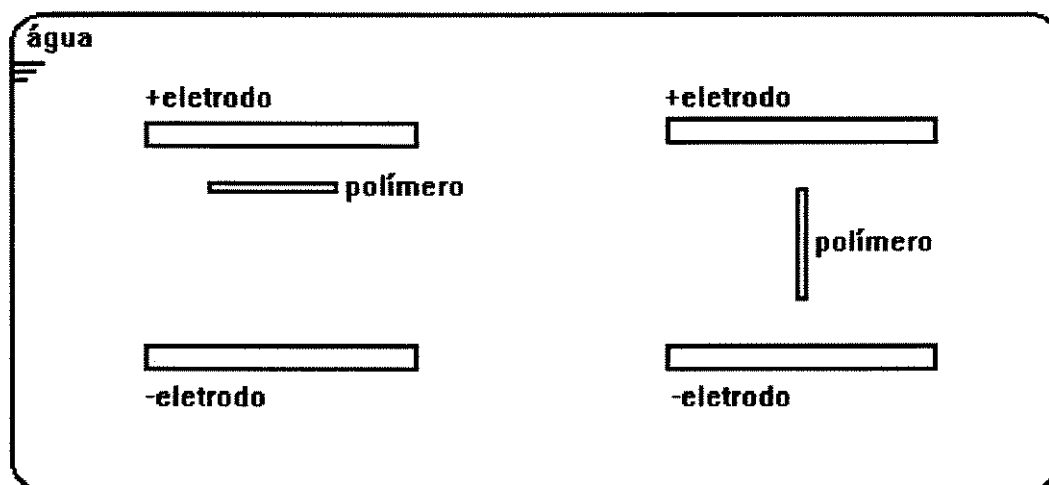


Figura 11 - Seleção da tensão de ensaio e posição dos eletrodos (platina): à direita temos um par de eletrodos, um positivo e um negativo, e um polímero posicionado paralelamente a eles; à esquerda temos um mesmo conjunto, porém, o polímero se encontra perpendicular aos eletrodos. Os testes foram realizados em meio aquoso, ou seja, com os polímeros e os eletrodos totalmente imersos em água deionizada.

A seguir foram realizados os ensaios isométricos no transdutor de força com os eletrodos em posição paralela às amostras inchadas, e ambos fixados por um suporte conforme FIG.12.

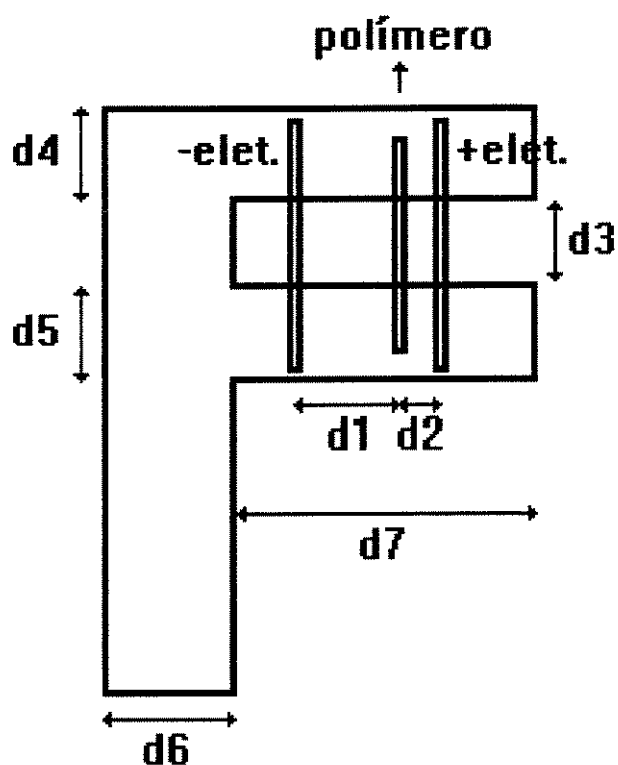


Figura 12 - Dimensões do suporte principal e posicionamento do polímero e dos eletrodos ($d_1 \sim 2$ mm, $d_2 \sim 6$ mm, $d_3 = 5$ mm, $d_4 = 10$ mm, $d_5 = 10$ mm, $d_6 = 20$ mm, $d_7 = 50$ mm, material do suporte: acrílico, espessura = 2 mm)

Na impossibilidade de se realizar a contração do polímero na mesma direção do sensor de força, o polímero era preso ao suporte, ficando perpendicular a esta direção (FIG. 13).

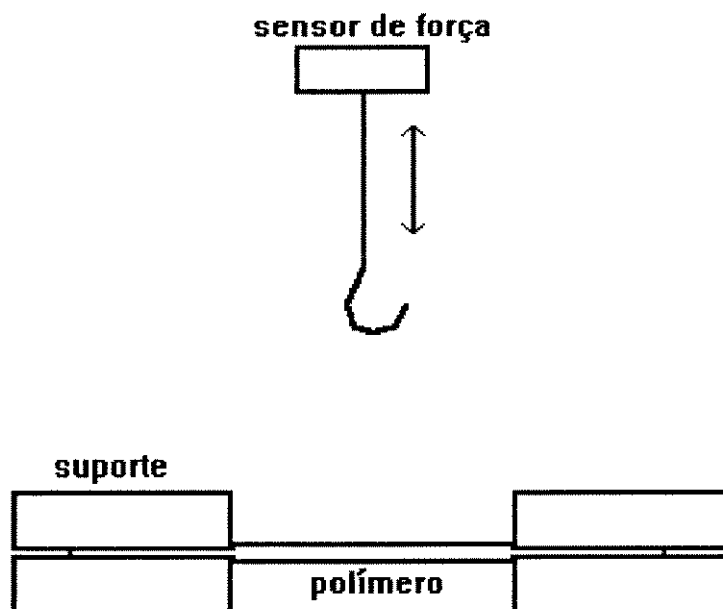


FIGURA 13 - Posição do polímero e sensor. Polímero preso ao suporte e perpendicular ao sensor.

Devido a este posicionamento era necessário aplicar um pré-tensionamento, na realidade o que se promovia era uma alongação, antes de se iniciar o teste da amostra conforme FIG. 14.

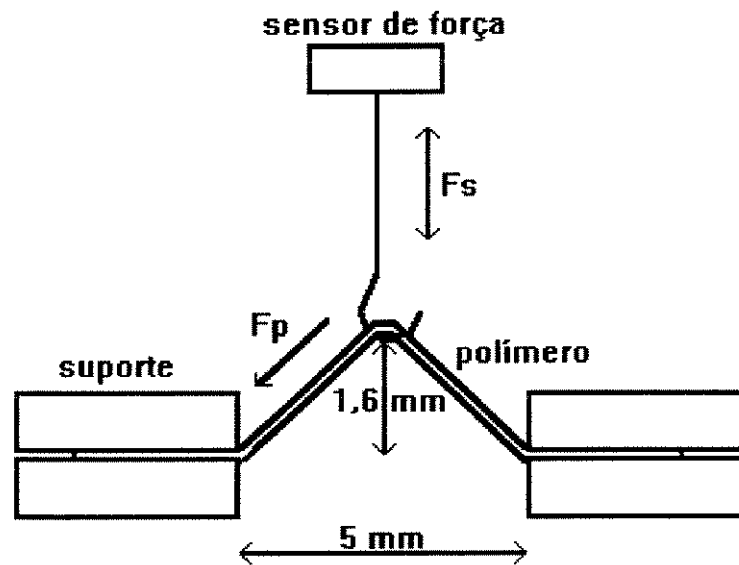


FIGURA 14 - Pré-tensionamento da amostra.

A força obtida nos registros eram iguais a F_s (FIG. 14), porém a força de contração do polímero era igual a F_p , através dos dados da FIG. 14 os valores obtidos foram então corrigidos pela expressão:

$$F_p = F_s \cdot 0,93$$

à partir da relação $\cos \theta = F_s / (F_p \cdot 2)$.

A força obtida foi então relacionada com a área do polímero inchado e seco, ou seja, expressou-se a força por área de secção em cm^2 , antes porém será convertida na unidade de Newtons, sabe-se que 1 mgf equivale a $9.807 \cdot 10^{-6}$ N.

A área será apresentada em centímetros quadrados para efeito de comparação com os resultados obtidos por trabalhos anteriores.

Sabe-se que a unidade N/cm^2 representa uma tensão mecânica, mas neste trabalho será considerada como força de contração.

A fim de verificar se o polímero reagia ou não a uma estimulação química, foi averiguada rapidamente esta possibilidade, utilizando-se acetona e água como estímulos. A primeira substância para provocar a contração e a segunda para relaxação.

Adicionalmente foram realizados testes de amplitude de contração com todos os tipos de composições com a aplicação de uma tensão de 20 volts, durante um período de 120 segundos e com os eletrodos em posição paralela às amostras.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A apresentação dos resultados e as discussões serão feitas separadamente para cada grupo de caracterização e ensaios.

4.1 CARACTERIZAÇÃO

4.1.1 Análise por DSC

Através de análise de DSC da poliacrilamida (B) obteve-se o GRAF.1.

Observando-se a curva notamos que ela possui somente uma temperatura de transição vítrea (T_g) igual a $99,02\text{ }^\circ\text{C}$. Porém esta temperatura se encontra muito abaixo da encontrada na literatura, $184\text{ }^\circ\text{C}$ (VAN DYKE & KASPERSKI, 1993).

Apesar de serem lavadas por mais de 6 horas para a remoção de monômeros residuais e qualquer outras substâncias que pudessem interferir na análise, provavelmente permaneceu alguma quantidade de monômero, cuja temperatura de fusão (T_m) é de $84\text{ }^\circ\text{C}$, e também de água, mesmo após o processo de desidratação, acarretando a alteração de valores obtidos.

O GRÁF.1, entretanto, mostra uma curva típica de um de um polímero amorfo, com T_g bem definida, apresentando um comportamento de um material vítreo abaixo de

89,18 °C e um comportamento líquido-viscoso acima de 108,86 °C. Uma característica distinguível entre os dois comportamentos é a mobilidade das cadeias, abaixo da T_g apresentam uma menor mobilidade do que acima da T_g,

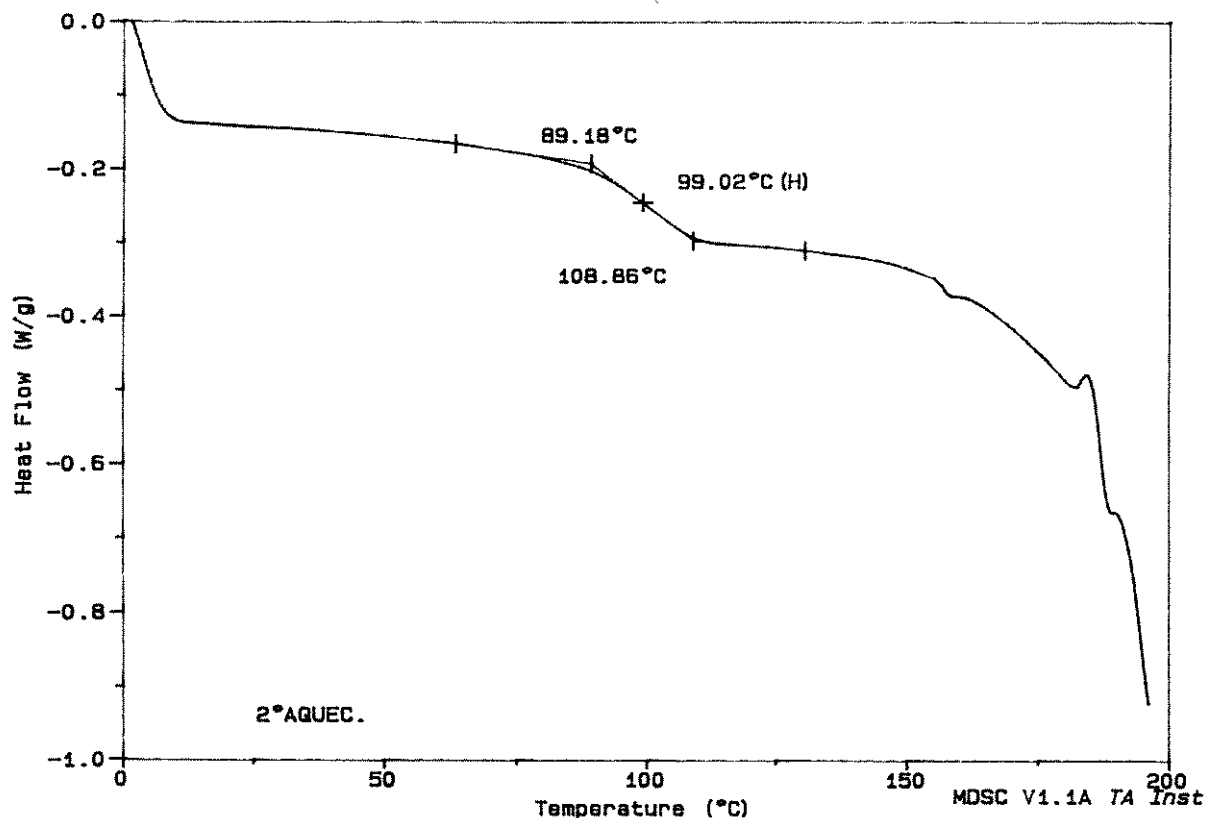


GRÁFICO 1 - Análise de DSC para poliacrilamida (B).

A análise do copolímero de acrilamida e ácido acrílico forneceu o GRÁF. 2.

Através da observação da curva observamos uma T_g de 134,15 °C, convém notar que a T_g do poli(ácido acrílico) é de 106 °C (NEMEC & BAUER JR., 1985) e a da poliacrilamida, 184 °C.

O fato mais importante a ser observado é a existência de somente uma temperatura de transição vítrea intermediária a T_g dos dois polímeros indicando a formação de um copolímero, monômeros de acrilamida e ácido acrílico incorporados formando a cadeia polimérica. Conforme as regras de nomenclatura (ALENCASTRO & MANO, 1987), chamou-se o copolímero de poli(acrilamida-co-ácido acrílico).

Caso não fossem copolimerizados os monômeros, teríamos então duas temperaturas de transição vítrea na curva, correspondentes aos diferentes componentes.

Era esperada uma temperatura mais próxima a T_g da poli(acrilamida), tendo em vista uma maior quantidade de monômero de acrilamida em relação ao monômero de ácido acrílico.

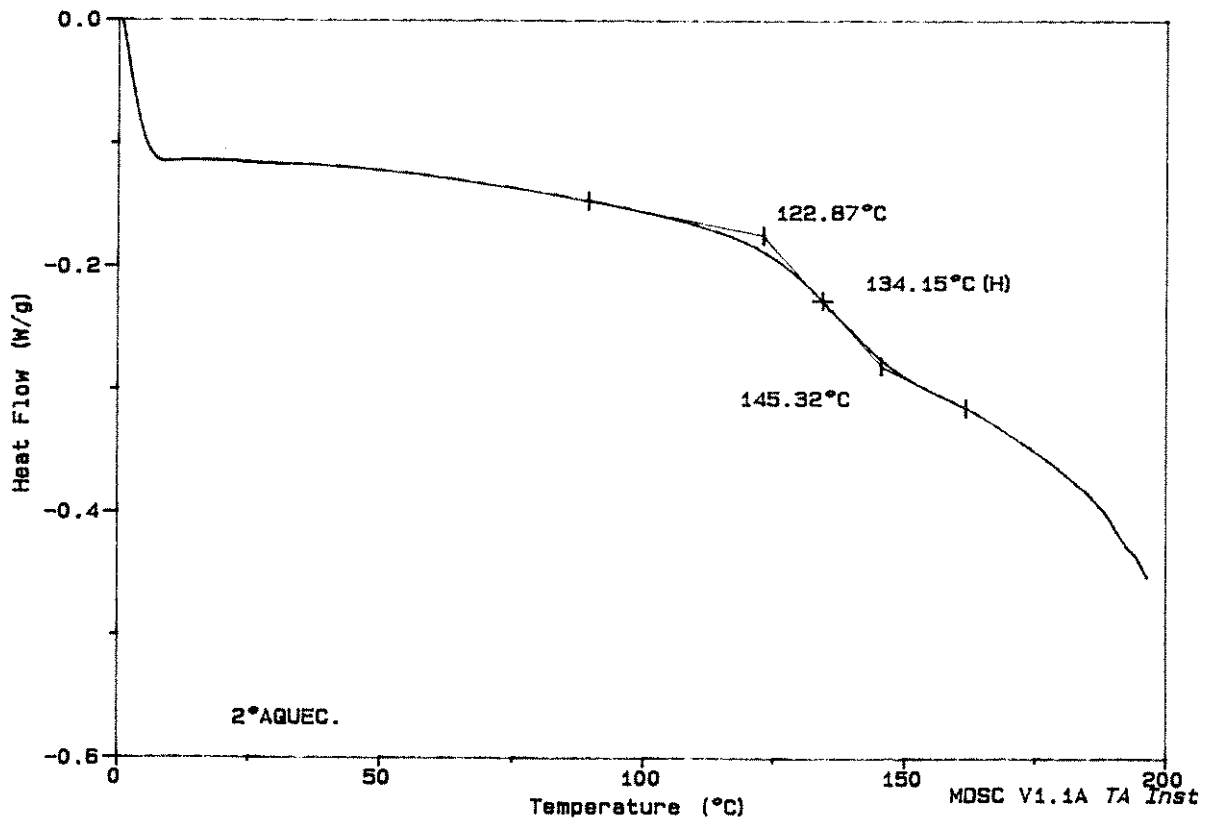


GRÁFICO 2 - Análise de DSC para a poli(acrilamida-co-ácido acrílico)

4.1.2 Análise por FTIR

A análise por infravermelho da poliacrilamida (A) forneceu o GRÁF. 3.

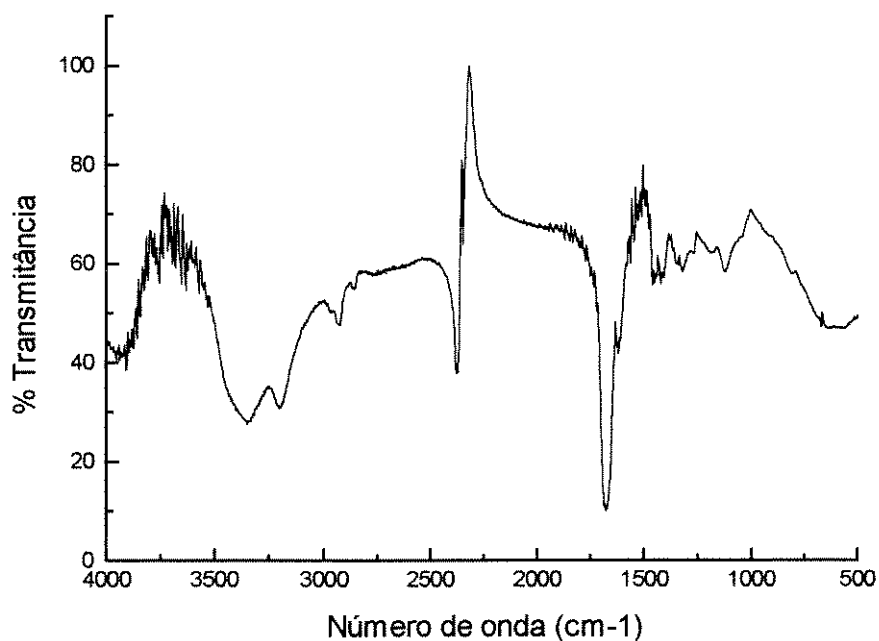


GRÁFICO 3 - Análise por infravermelho da poliacrilamida (A).

Comparando-se o espectro obtido com um espectro padrão (GRÁF.4), verifica-se a semelhança da forma da curva, sendo isto uma forma de identificação do polímero.

São três as formas de analisar a curva: forma, intensidade (transmissão ou reflexão) e frequência.

A cada grupo funcional da cadeia é atribuído uma intensidade e uma frequência ou banda de frequência.

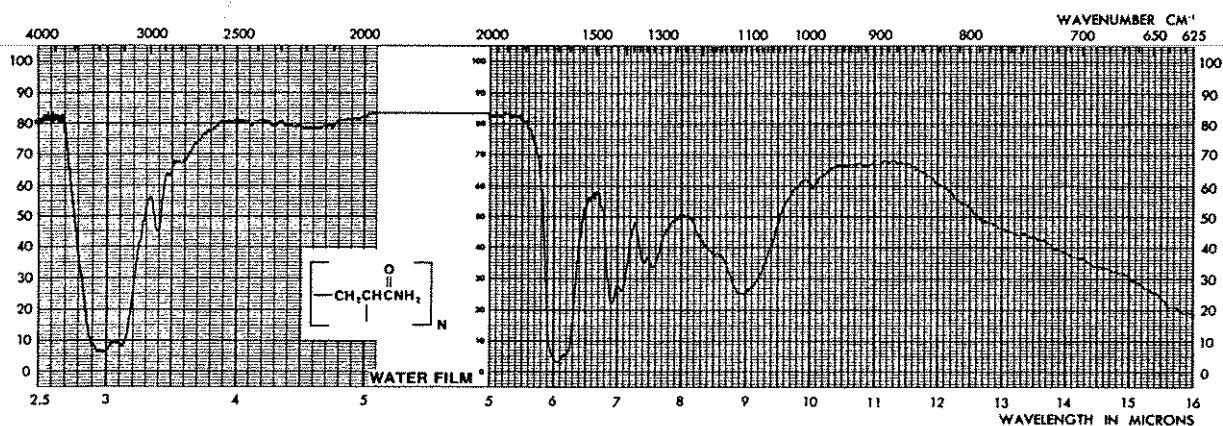
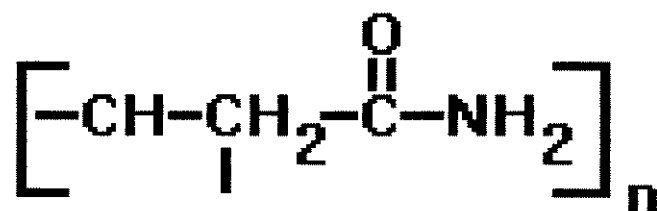


GRÁFICO 4 - Espectro padrão de infravermelho da poliacrilamida

FONTE - POUCHERT, 1981.

A poliacrilamida tem a seguinte estrutura:



Dentro do espectro (GRÁF.3) podemos localizar cada grupo funcional, atribuindo-lhe frequência, intensidade e tipo de movimento ou vibração produzida durante a análise (TAB. 2), sendo que a última característica é dada na literatura (NAKANISHI, 1977).

TABELA 2

Bandas de absorção

n° de onda / cm^{-1}	intensidade	atribuição
3200 - 3400	média	ν N-H
1676	forte	ν C=O
1315	fraca	ν C-N + δ N-H
2930	fraca	ν C-H ₂
1446	fraca	ν C-N e δ N-H

NOTA - A letra ν significa que houve um movimento de estiramento e a letra δ , que houve uma deformação (expansão/contração) da ligação.

Pode-se concluir à partir dos dados anteriores que o polímero é uma poliacrilamida pois o espectro do infra-vermelho mostra as bandas características polímero ν N-H (3200-3400 cm^{-1}), ν C=O (1676 cm^{-1}), ν C-N + δ N-H (1315 cm^{-1}).

A análise da poli(acrilamida-co-ácido acrílico) forneceu o GRÁF. 5.

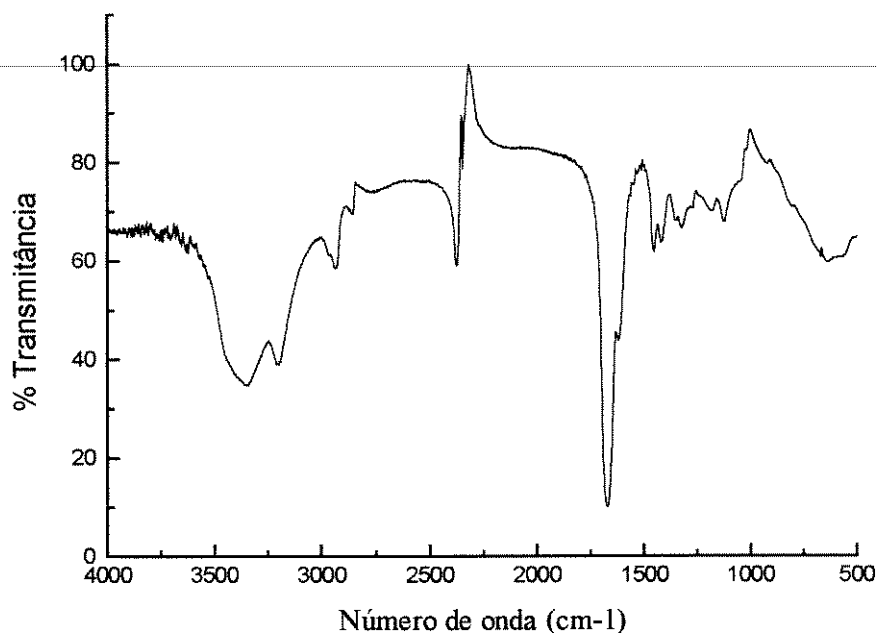


GRÁFICO 5 - Análise por infravermelho da poli(acrilamida-co-ácido acrílico).

Observando-se os espectros padrões da poliacrilamida (GRÁF. 4) e da poli(ácido acrílico) (GRÁF. 6) verifica-se sutis diferenças de números de onda entre eles, localizadas na região próxima de 1700 cm^{-1} (grupo funcional é o C=O), na região próxima a 3000 cm^{-1} (grupo funcional é o N-H) e na região de 1300 (grupos funcionais são os C-N e N-H), também na região de 3300 cm^{-1} temos o estiramento do OH proveniente do ácido e da água.

Comparando-se o GRÁF. 5 com o espectro padrão dado pelo GRÁF. 6, nota-se uma grande semelhança entre as formas das curvas, porém, verifica-se que o GRÁF. 5 assemelha-se muito mais ao GRÁF. 3, tanto na forma quanto nos números de onda dos

grupos funcionais, conseqüentemente, assemelhou-se muito mais ao espectro padrão da poliacrilamida.

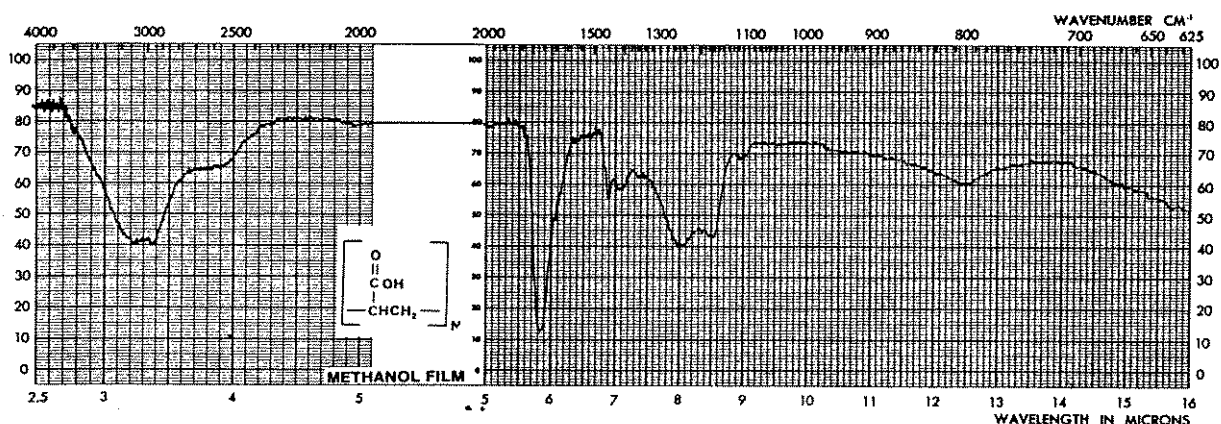


GRÁFICO 6 - Espectro padrão do poli(ácido acrílico).

FONTE - POUCHERT, 1981.

Logo, pela análise de infra-vermelho não foi possível detectar e confirmar a presença de ácido acrílico no copolímero para a composição utilizada.

Isto se deve pelas seguintes razões: na composição do copolímero foi utilizada uma quantidade muito maior de monômero de acrilamida do que de ácido acrílico e durante a análise, somando-se o fato de que as bandas características estarem muito próximas umas das outras e de que as bandas da poliacrilamida terem uma intensidade maior, as características da poliacrilamida prevaleceram sobre as do ácido acrílico encobrindo-as.

Exemplificando: duas pessoas falando ao mesmo tempo e em frequências de voz semelhantes, porém uma falando em tom mais alto que a outra, a tendência é identificar e escutar-se a voz de tom mais alto pois possuem frequências semelhantes. Analogamente tal fato ocorreu entre a acrilamida e o ácido acrílico.

Mas pelo fato do infra-vermelho não ter detectado a presença de ácido acrílico não quer dizer que não o há, o fato é que este tipo de análise não conseguiu distinguir os grupos funcionais semelhantes em cujo polímero foi utilizada uma quantidade muito pequena de ácido acrílico comparada a da acrilamida.

Somente com um tipo análise, neste caso, não pode-se confirmar a composição, mas sim um conjunto deles.

4.1.3 Análise por DMA

A análise por DMA de cada um dos tipos de composição ou tipo de polímero forneceu os gráficos GRAF. 7, GRAF. 8, GRAF. 9, GRAF. 10 para as amostras de poliacrilamida (A), (B) e (C) e ácido acrílico respectivamente. Novamente, a diferença entre as amostras de poliacrilamida era na quantidade de agente reticulante utilizada na polimerização.

Em todas as análises foi imposta um deslocamento inicial de 0.50 mm às amostras inchadas, medindo-se a força para se manter este deslocamento constante em função do tempo.

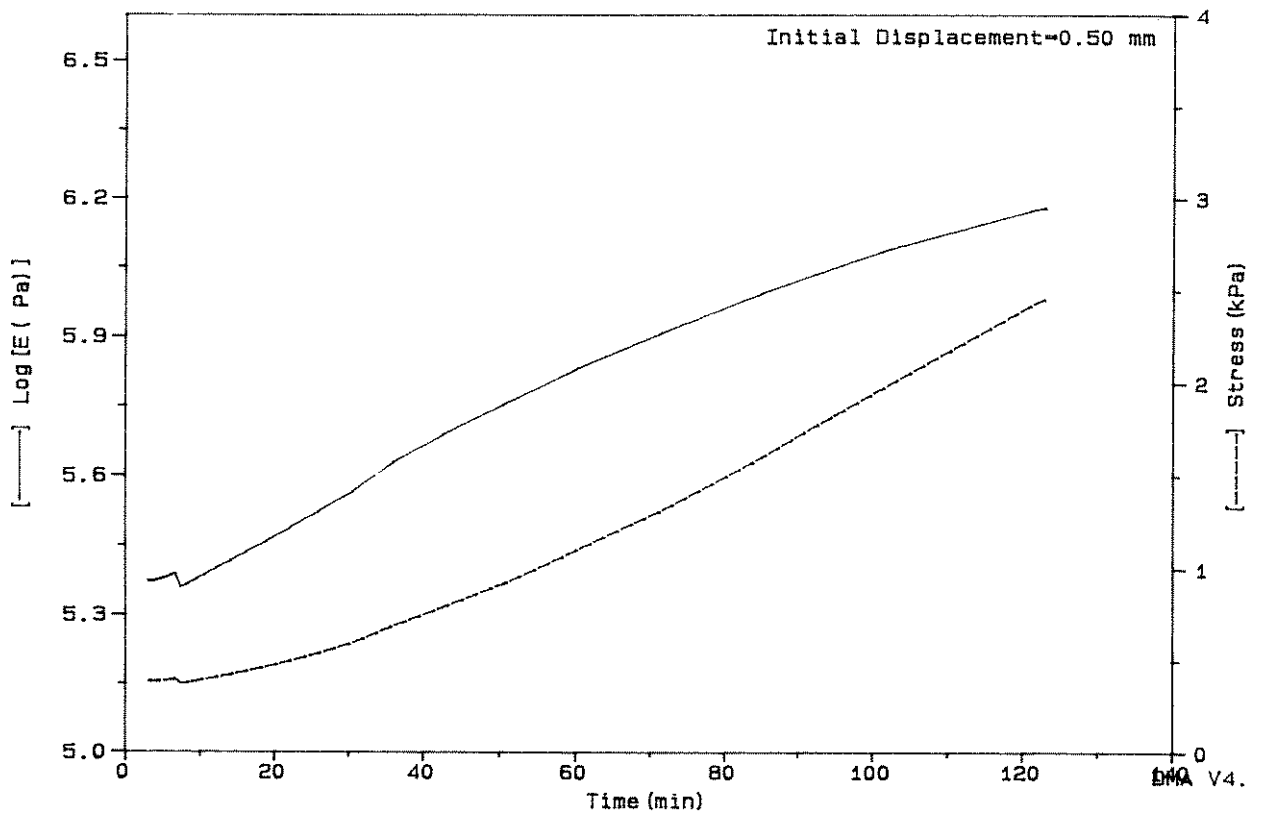


GRÁFICO 7 - Variação da força passiva da poliacrilamida (A).

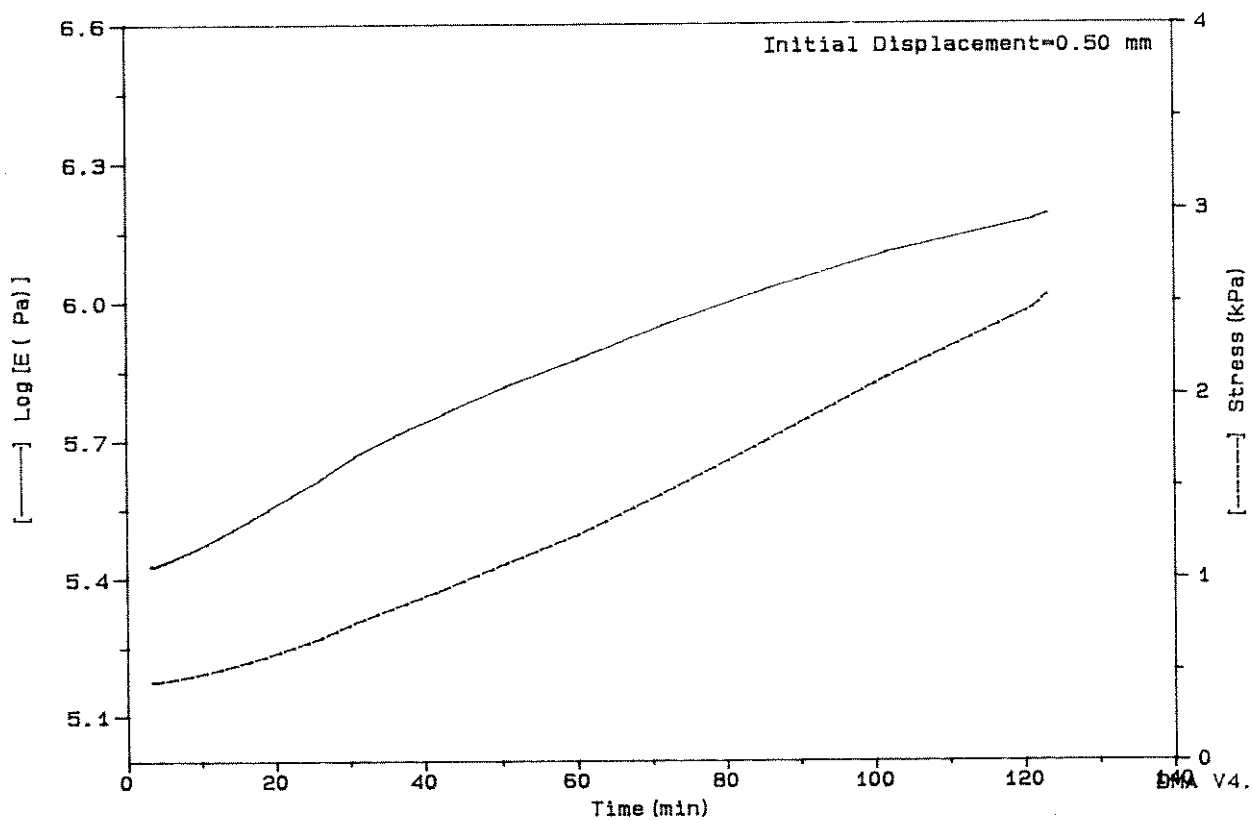


GRÁFICO 8 - Variação da força passiva da poliacrilamida (B).

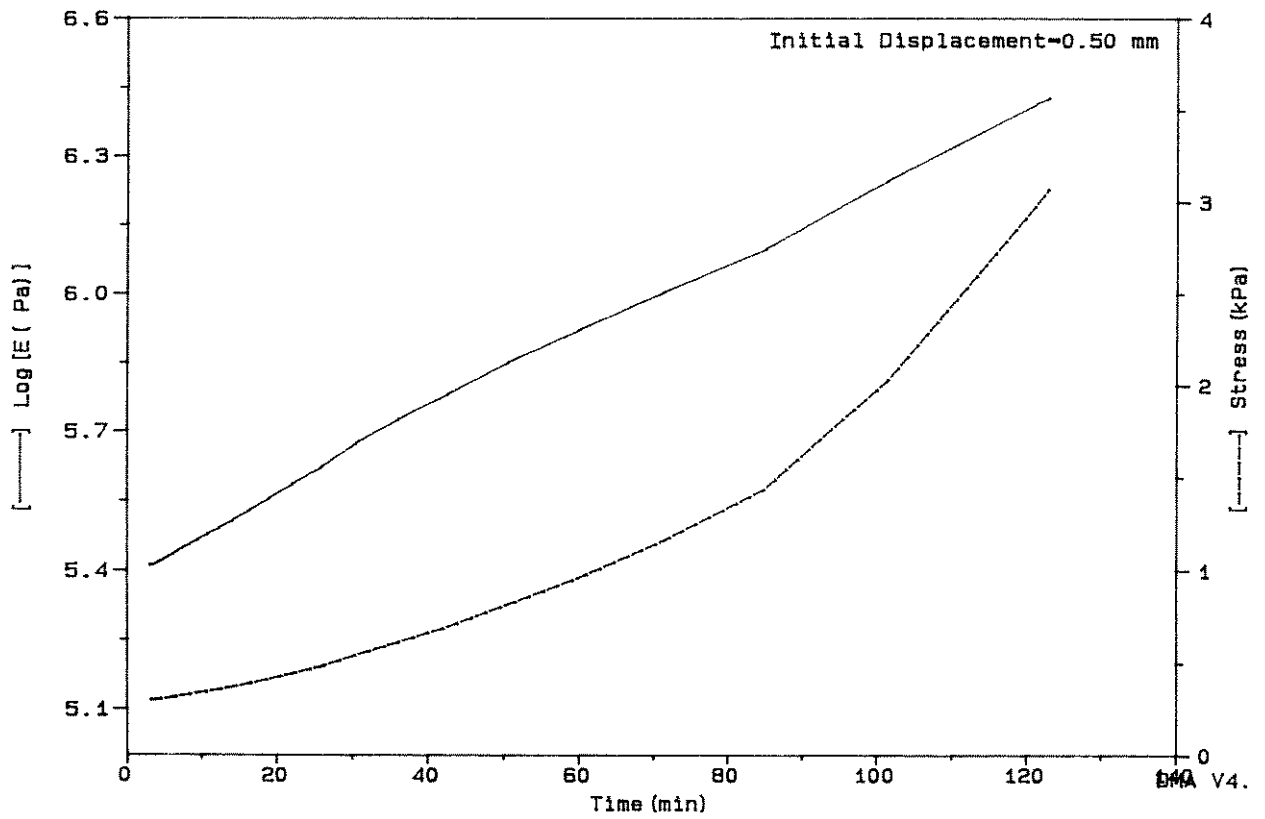


GRÁFICO 9 - Variação da força passiva da poliacrilamida (C).

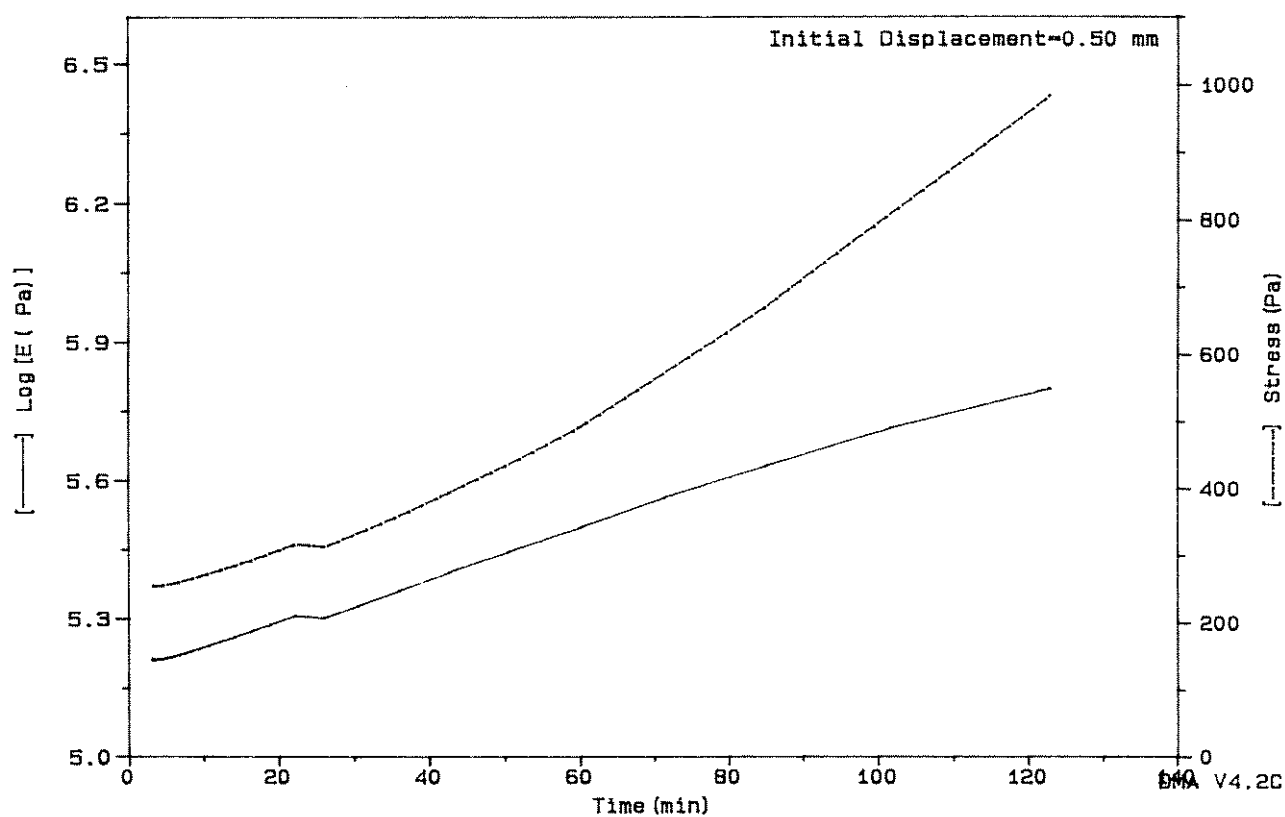


GRÁFICO 10 - Variação da força passiva da poli(acrilamida-co-ácido acrílico).

Analisando-se os gráficos acima, verificamos que após aproximadamente 100 minutos de testes a força passiva entre as amostras de poliacrilamida (A), (B) e (C) obedeceram uma ordem crescente de força, ou seja, conforme o aumento da quantidade de agente reticulante, aumentou-se a força passiva do polímero. Entretanto, anteriormente a este período, a amostra mais reticulada, poliacrilamida (C) demonstrou um comportamento inferior e contrário ao esperado. Talvez o acréscimo de agente

reticulante acima de um certo limite ultrapassasse a capacidade de reticulação da cadeia, ou seja, saturasse.

Considerando-se o tempo de 120 minutos, temos que, em N/cm^2 a força para a amostra (A) = 0,2420 N/cm^2 , (B) = 0,2460, (C) = 0,2920 N/cm^2 e para o copolímero = 0,0967 N/cm^2 . Este último, incha mais e perde água mais lentamente devido a sua maior hidrofiliçidade.

A diferença entre o valor de (A) e (B) é pequena, mas comparando-os com o copolímero notamos uma diferença significativa nos valores.

Assim, comparando-se as amostras de poliacrilamida com o copolímero, poli(acrilamida-co-ácido acrílico), observa-se que esta última possui uma força passiva bem inferior às três primeiras. A diferença entre a composição da poli(acrilamida-co-ácido acrílico) e a da poliacrilamida (A) é a substituição de uma pequena quantidade de monômero de acrilamida por monômero de ácido acrílico. Esta pequena diferença de composição foi responsável pela alteração do comportamento mecânico.

Pela análise de infra-vermelho não foi possível distinguir as amostras de poliacrilamida e poli(acrilamida-co-ácido acrílico), mas pela análise de DMA notamos uma grande diferença entre ambos os tipos de polímeros.

4.1.4 Análise por grau de inchamento

O acompanhamento das variações dos pesos da amostras forneceram dados que possibilitaram o cálculo do grau de inchamento.

4.1.4.1 Poliacrilamida (A)

O acompanhamento da variação dos pesos das amostras forneceu os dados da TAB. 3, onde GEL = peso do polímero inchado em água, POLÍM. = peso do polímero seco, % inch. = variação percentual do peso entre o GEL e o POLÍM. = $(\text{GEL} - \text{POLÍM.})/\text{POLÍM.}$

TABELA 3

Grau de inchamento - poliacrilamida (A)

GEL (g)	POLÍM.(g)	% inch.
4,8506	0,1299	3634,10
4,3361	0,1135	3720,35
4,4492	0,1192	3632,55
4,4858	0,1262	3454,52

NOTA - GEL = peso do polímero inchado em água, POLÍM. = peso do polímero seco, % inch. = variação percentual do peso entre o GEL e o POLÍM. = $(\text{GEL} - \text{POLÍM.})/\text{POLÍM.}$

Calculando-se a média tem-se % inchamento = $3610 \pm 98 \%$.

4.1.4.2 Poliacrilamida (B)

O acompanhamento da variação dos pesos das amostras forneceu os dados da TAB. 4, onde GEL = peso do polímero inchado em água, POLIM. = peso do polímero seco, % inch. = variação percentual do peso entre o GEL e o POLIM. = $(\text{GEL} - \text{POLÍM.})/\text{POLÍM.}$.

TABELA 4

Grau de inchamento - poliacrilamida (B)

GEL (g)	POLIM.(g)	% incha.
2,9363	0,1126	2507,73
3,4393	0,1291	2564,06
2,9441	0,1173	2409,89
3,3102	0,1279	2488,12

NOTA - GEL = peso do polímero inchado em água, POLIM. = peso do polímero seco, % inch. = variação percentual do peso entre o GEL e o POLIM. = $(\text{GEL} - \text{POLÍM.})/\text{POLÍM.}$.

Calculando-se a média tem-se % de inchamento = $2492 \pm 55 \%$.

4.1.4.3 Poliacrilamida (C)

O acompanhamento da variação dos pesos das amostras forneceu os dados da TAB. 5, onde GEL = peso do polímero inchado em água, POLIM. = peso do polímero seco, % inch. = variação percentual do peso entre o GEL e o POLIM. = $(\text{GEL} - \text{POLÍM.})/\text{POLÍM.}$.

TABELA 5

Grau de inchamento - poliacrilamida (C)

GEL (g)	POLIM.(g)	% incha.
3,1988	0,1417	2157,45
2,9516	0,1250	2261,28
3,1042	0,1347	2834,80
2,6835	0,1168	2197,52

NOTA - GEL = peso do polímero inchado em água, POLIM. = peso do polímero seco, % inch. = variação percentual do peso entre o GEL eo POLIM. = $(\text{GEL} - \text{POLÍM.})/\text{POLÍM.}$.

Calculando-se a média tem-se % inchamento = $2363 \pm 275 \%$.

4.1.2.4 Poli(acrilamida-co-ácido acrílico)

O acompanhamento da variação dos pesos das amostras forneceu os dados da TAB. 6, onde GEL = peso do polímero inchado em água, POLIM. = peso do polímero seco, % inch. = variação percentual do peso entre o GEL e o POLIM. = $(\text{GEL} - \text{POLÍM.})/\text{POLÍM.}$.

TABELA 6

Grau de inchamento - poli(acrilamida-co-ácido acrílico)

GEL (g)	POLIM.(g)	% incha.
34,7057	0,0633	54727,33
52,5958	0,0776	67678,09
40,3169	0,0841	47839,23
44,0855	0,0872	50456,77

NOTA - GEL = peso do polímero inchado em água, POLIM. = peso do polímero seco, % inch. = variação percentual do peso entre o GEL eo POLIM. = $(\text{GEL} - \text{POLÍM.})/\text{POLÍM.}$.

Calculando-se a média tem-se % inchamento = 55175 ± 7625 %.

Observando-se dados das TAB. 3, TAB. 4, TAB. 5 e TAB. 6 e comparando-se as médias tem-se que com o aumento da quantidade de agente reticulante diminui-se a

capacidade de inchamento, isto se deve provavelmente ao maior número de reticulações entre as cadeias, aumentando sua rigidez e dificultando a penetração ou absorção de água. Com relação ao copolímero, o acréscimo de ácido acrílico, aumentou-se a capacidade de absorção de água pela introdução de cargas iônicas na cadeia polimérica alterando-se a interação polímero/solvente tornando-o mais hidrofílico.

Mais uma vez observa-se a alteração de comportamento com a copolimerização de ácido acrílico e acrilamida, utilizando-se diferentes de monômeros.

4.2 ENSAIOS DE FORÇA

4.2.1 Determinação das condições de ensaio - tensão e posição dos eletrodos

A fim de definir as melhores condições de ensaio de forma a se obter dados coerentes de medidas de força, fêz-se testes posicionando-se os eletrodos nas posições perpendicular e paralela à amostra.

Os resultados dos testes para a poli(acrilamida-co-ácido acrílico) com os eletrodos em posição perpendicular estão na TAB. 7, onde L_i é o comprimento inicial da amostra em mm, L_f é o comprimento final em mm após estimulação e ΔL é a variação de comprimento dado em % e calculado por $\Delta L = (L_i - L_f)/L_i$.

TABELA 7

Amplitude de contração da poli(acrilamida-co-ácido acrílico) com os eletrodos em posição perpendicular

U (V)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)
2	4,85	4,85	0	5,15	5,10	0,1	5,50	5,45	0,1
4	4,85	4,85	0	5,0	5,50	0	5,15	5,15	0
6	4,85	4,85	0	5,0	5,40	1,8	5,85	5,65	3,4
8	4,85	4,25	12,4	5,85	5,75	1,7	5,55	5,20	6,3
10	4,60	4,20	8,7	5,45	5,35	1,8	4,75	4,60	3,2
12	5,05	4,45	11,9	5,85	5,40	7,7	4,95	4,70	5,1
14	5,00	4,45	11,1	5,55	5,30	4,5	5,40	5,15	4,6
16	5,05	4,45	11,9	5,35	5,20	2,8	5,45	5,25	3,7
18	4,55	4,35	4,4	4,6	3,95	14,1	5,20	4,80	7,7
20	5,10	4,85	4,9	4,55	4,10	9,9	5,00	4,40	12,0

NOTA - Eletrodos em posição perpendicular, período de aplicação de tensão = 20 s, amplitude de contração em % = $(Li - Lf)/Li$, onde Li é o comprimento inicial da amostra, Lf é o comprimento final da amostra após estimulação, medidas em mm. U (V) = tensão aplicada entre os eletrodos.

Os resultados dos testes para a poli(acrilamida-co-ácido acrílico) com os eletrodos em posição paralela estão na TAB. 8 onde Li é o comprimento inicial da

amostra em mm, Lf é o comprimento final em mm após estimulação e ΔL é a variação de comprimento dado em % e calculado por $\Delta L = (L_i - L_f) / L_i$.

TABELA 8

Amplitude de contração da poli(acrilamida-co-ácido acrílico) com os eletrodos em posição paralela

U (V)	L _i (mm)	L _f (mm)	ΔL (%)	L _i (mm)	L _f (mm)	ΔL (%)	L _i (mm)	L _f (mm)	ΔL (%)
2	5,30	5,25	0,1	5,75	5,70	0,9	5,85	5,80	0,9
4	4,65	4,50	3,2	5,80	5,35	7,8	5,50	5,25	4,5
6	5,10	4,90	3,9	5,25	5,10	2,9	5,60	5,40	3,6
8	5,80	5,60	3,4	3,95	3,60	8,9	5,50	5,45	0,9
10	4,50	4,40	2,2	5,20	5,05	2,9	5,70	5,15	9,6
12	4,65	4,15	10,8	5,30	4,90	7,5	5,85	5,20	11,1
14	4,75	4,10	13,7	5,10	4,90	3,9	5,45	4,45	18,3
16	5,15	4,80	6,8	4,30	3,80	11,6	5,05	4,70	6,9
18	4,00	3,40	15,0	5,80	4,80	17,2	4,35	4,15	4,6
20	5,90	5,00	15,2	4,20	3,55	15,5	4,70	4,00	14,9

NOTA - Eletrodos em posição paralela, período de aplicação de tensão = 20 s, amplitude de contração em % = $(L_i - L_f) / L_i$, onde L_i é o comprimento inicial da amostra, L_f é o comprimento final da amostra após estimulação, medidas em mm. U (V) = tensão aplicada entre os eletrodos.

Utilizando-se os dados das tabelas TAB. 7 e TAB. 8, plotou-se o GRÁF. 11, onde a curva representa pontos médios dos valores percentuais de contração do polímero, após aplicação de tensões elétricas.

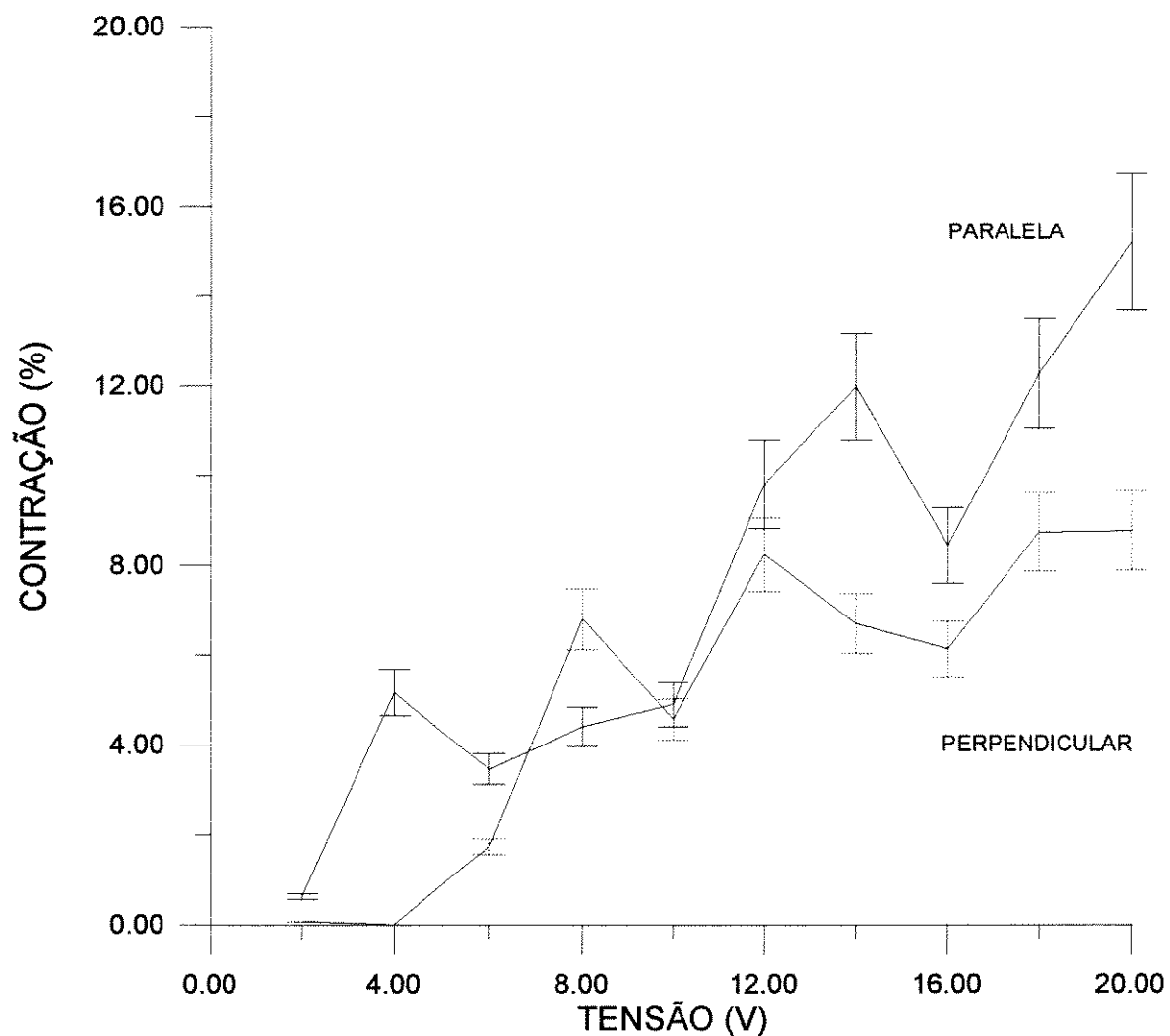


GRÁFICO 11 - Amplitude da contração da poli(acrilamida-co-ácido acrílico).

Analisando-se o GRÁF. 11, observa-se que a melhor posição para a aplicação de tensão é a paralela, e que quanto maior a tensão aplicada, maior é a contração obtida durante o período determinado.

Logo, as melhores condições de teste para a poli(acrilamida-co-ácido acrílico) são:

- posicionamento dos eletrodos: paralelo
- tensão: 20 V

Os resultados dos testes para a poliacrilamida com os eletrodos em posição perpendicular estão na TAB. 9, onde L_i é o comprimento inicial da amostra em mm, L_f é o comprimento final em mm após estimulação e ΔL é a variação de comprimento dado em % e calculado por $\Delta L = (L_i - L_f)/L_i$.

TABELA 9

Amplitude de contração da poliacrilamida com os eletrodos em posição perpendicular

U (V)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)
2	5,50	5,50	0	5,10	5,10	0	4,65	4,65	0
4	5,10	5,10	0	5,30	5,30	0	4,65	4,65	0
6	5,00	5,00	0	5,25	5,20	1,0	5,15	5,15	0
8	5,25	5,25	0	5,15	5,15	0	5,10	5,10	0
10	5,55	5,55	0	5,20	5,10	1,9	4,35	4,30	1,1
12	5,60	5,45	2,7	5,10	5,00	2,0	4,75	4,75	0
14	5,20	4,95	4,8	5,50	5,50	0	5,15	5,05	1,9
16	5,25	4,90	6,7	5,10	5,10	0	5,00	4,85	3,0
18	5,60	5,45	2,7	5,00	4,85	3,0	5,10	4,90	3,9
20	5,25	5,15	1,9	4,95	4,65	6,0	5,30	5,10	3,8

NOTA - Eletrodos em posição perpendicular, período de aplicação de tensão = 20 s, amplitude de contração em % = $(Li - Lf)/Li$, onde Li é o comprimento inicial da amostra, Lf é o comprimento final da amostra após estimulação, medidas em mm. U (V) = tensão aplicada entre os eletrodos.

Os resultados dos testes para a poliacrilamida com os eletrodos em posição paralela estão na TAB. 10, onde Li é o comprimento inicial da amostra em mm, Lf é o comprimento final em mm após estimulação e ΔL é a variação de comprimento dado em % e calculado por $\Delta L = (Li - Lf)/Li$.

TABELA 10

Amplitude de contração da poliacrilamida com os eletrodos em posição paralela

U (V)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)
2	5,10	5,10	0	4,50	4,50	0	5,20	5,20	0
4	5,30	5,20	1,9	4,50	4,50	0	4,60	4,60	0
6	4,00	4,00	0	5,05	4,90	2,9	5,05	4,95	1,9
8	4,90	4,80	2,0	5,25	5,10	2,9	5,35	5,15	3,7
10	5,10	5,05	1,0	4,90	4,80	2,0	4,80	4,80	0
12	4,90	4,85	1,0	5,05	4,95	1,9	5,10	4,95	2,9
14	4,90	4,65	5,1	5,35	5,20	2,8	5,10	5,00	2,0
16	4,90	4,75	3,1	5,00	4,80	4,0	5,20	5,05	2,9
18	5,10	5,00	2,0	5,10	4,80	5,9	5,10	5,00	2,0
20	4,85	4,70	3,1	5,15	4,95	3,9	5,60	5,40	3,6

NOTA - Eletrodos em posição paralela, período de aplicação de tensão = 20 s, amplitude de contração em % = $(Li - Lf)/Li$, onde Li é o comprimento inicial da amostra, Lf é o comprimento final da amostra após estimulação, medidas em mm. U (V) = tensão aplicada entre os eletrodos.

Repetiu-se o procedimento anterior, com os dados das tabelas TAB. 9 e TAB. 10 plotou-se o gráfico GRÁF. 12. A curva também representa os pontos médios dos valores percentuais de contração do polímero, neste caso, poliacrilamida.

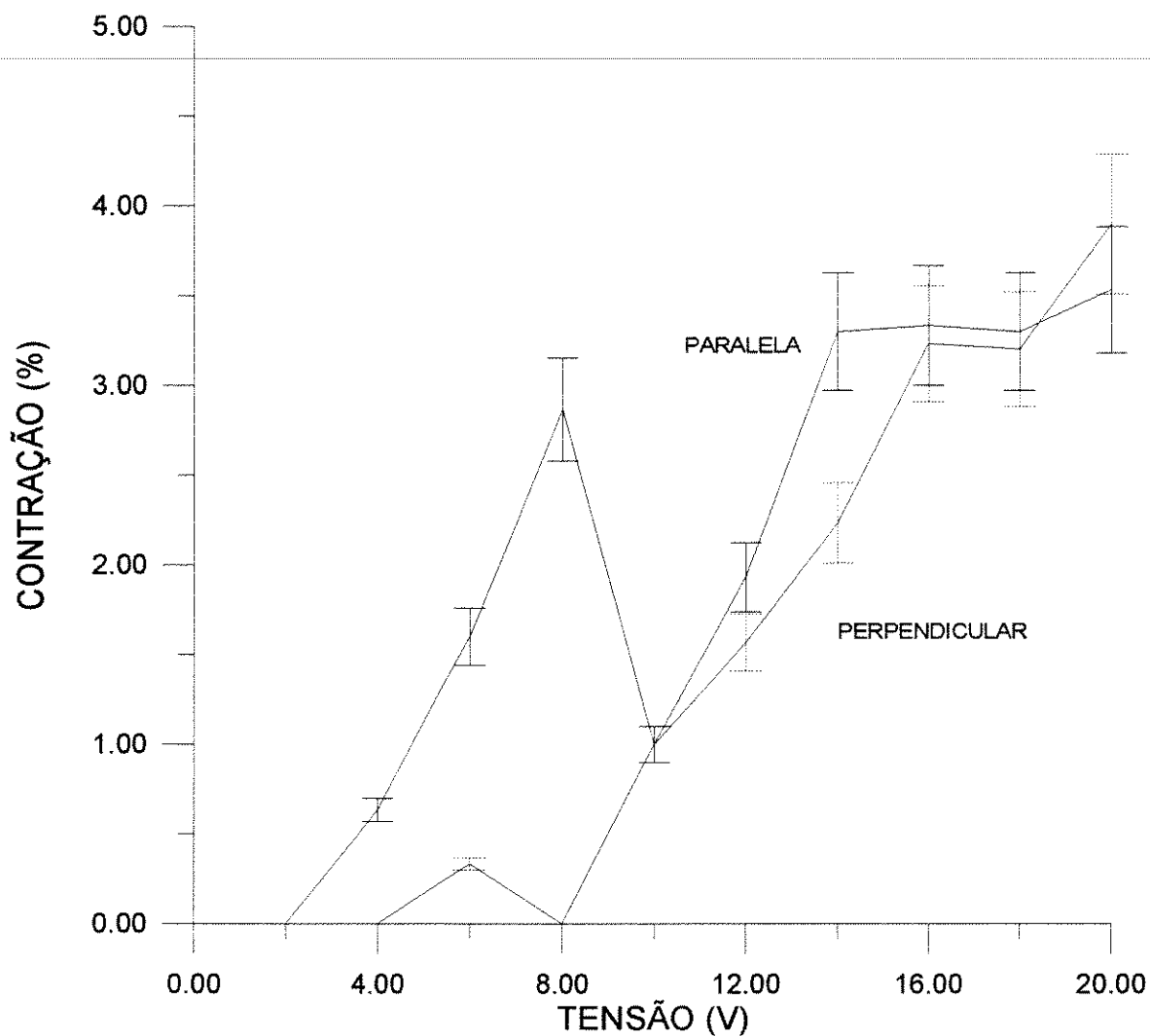


GRÁFICO 12 - Amplitude de contração da poliacrilamida.

Analisando-se o GRÁF. 12, observa-se novamente que a posição que obteve os melhores índices de contração foi a paralela, e também, que quanto maior a tensão aplicada, maior é o percentual de contração.

Assim, as melhores condições de teste para se obter maiores índices de contração da poliacrilamida foram:

- posicionamento dos eletrodos: paralelos

- tensão aplicada: 20 V

As condições de teste, posição dos eletrodos e tensão, serão iguais para os dois tipos de polímeros, poliacrilamida e poli(acrilamida-co-ácido acrílico).

À partir dos gráficos GRÁF. 11 e GRÁF. 12 pode-se observar também um percentual de contração superior do copolímero em relação a poliacrilamida, isto já era esperado, uma vez que a copolimerização teve como objetivo o aumento da capacidade de contração com a aplicação do estímulo.

4.2.2 Ensaio de força

Os resultados dos ensaios de força da poli(acrilamida-co-ácido acrílico) encontram-se na tabela TAB. 11, onde $t_{\Delta F}$ é o tempo gasto em segundos para uma variação de $0,008 \text{ N/cm}^2$ à partir da aplicação do estímulo; $F_{\text{máx}}/t$ é a força máxima obtida dada em N/cm^2 e o respectivo tempo gasto para atingi-lo em segundos; $t_{50\%F_{\text{máx}}}$ é o tempo gasto em segundos para se atingir 50% da força máxima durante a contração ou a relaxação (tensão inversa); F_0 é a força inicial na qual se iniciou a inversão da polaridade (N/cm^2); $t_{F=0}$ é o tempo gasto em segundos para se atingir o nível zero de força; $F_{\text{mín}}/t$ (N/cm^2) é o máximo de relaxação obtida com o respectivo tempo em segundos para atingi-la

O formato típico de uma curva obtida durante os ensaios é ilustrado pela FIG. 15.

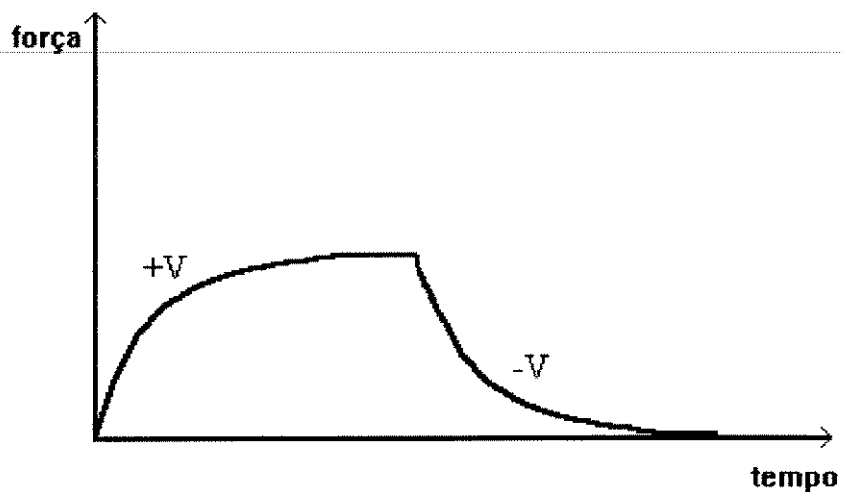


FIGURA 15 - Curva típica de um ensaio.

Para efeito de cálculo, considerou-se que a amostra, fio de polímero, possuía secção transversal circular, embora apresentasse algumas irregularidades. Considerou-se também, a maior medida verificada como um diâmetro (TAB. 12.)

Durante os ensaios de força foram utilizados os polímeros inchados e em solução de água deionizada.

TABELA 11

Ensaio isométricos para aquisição de força de contração

- poli(acrilamida-co-ácido acrílico) -

amostra (n)	Tensão direta			Tensão inversa			
	$t_{\Delta F}$ (s)	$F_{\text{máx}}/t$ (N/cm ²) /(s)	$t_{50\%F_{\text{máx}}}$ (s)	$t_{\Delta F}$ (s)	F_0 (N/cm ²)	$t_{F=0}$ (s) _{ou} $F_{\text{mín}}/t$ (N/cm ²) /(s)	$t_{50\% F_{\text{máx}}}$ (s)
1	66	0,029 /300	96	142	0,026	0,003 /288	160
2	10	0,051 /160	40	2	0,044	24	10
3	18	0,029 /180	36	62	0,029	124	40
4	4	0,035 /280	10	8	0,031	48	12
5	14	0,033 /144	18	4	0,033	0,003 /40	12
6	8	0,044 /476	30	3	0,044	147,1	36
7	10	0,021 /196	28	32	0,019	50	36
8	12	0,031 /352	32	4	0,029	40	8
9	10	0,021 /196	14	12	0,021	78	30

NOTA - $t_{\Delta F}$ é o tempo gasto em segundos para uma variação de 0,008 N à partir da aplicação do estímulo; $F_{\text{máx}}/t$ é a força máxima obtida dada em N/cm² e o respectivo tempo gasto para atingi-lo em segundos; $t_{50\%F_{\text{máx}}}$ é o tempo gasto em segundos para se atingir 50% da força máxima durante a contração ou a

relaxação (tensão inversa); F_0 é a força inicial na qual se iniciou a inversão da polaridade (N/cm^2); $t_{F=0}$ é o tempo gasto em segundos para se atingir o nível zero de força; F_{min}/t (N/cm^2) é o máximo de relaxação obtida com o respectivo tempo em segundos para atingi-la. O diâmetro médio para o polímero inchado foi de $1,89 \pm 0,16$ mm para um total de 12 amostras. O diâmetro médio para o polímero seco foi de $0,29 \pm 0,06$ mm para um total de 12 amostras. Para efeito de cálculo da força em função da área de secção, na tabela empregou-se o diâmetro do polímero inchado.

Analisando-se a TAB. 11, verifica-se uma grande variação nos valores dos dados obtidos, desprezando-se o maior e o menor valor de cada coluna, teremos as seguintes médias:

- tensão direta:

$$- t_{\Delta F} = 10 \pm 4 \text{ s}$$

$$- F_{\text{máx}}/t = 0,031 \pm 0,006 \text{ N}/\text{cm}^2 \text{ para um tempo de } 238 \pm 67 \text{ s}$$

$$- t_{50\%F_{\text{máx}}} = 28,3 \pm 9 \text{ s}$$

- tensão inversa:

$$- t_{\Delta F} = 17,9 \pm 20 \text{ s}$$

$$- F_0 = 0,030 \pm 0,007 \text{ N}/\text{cm}^2$$

$$- t_{F=0} = 68 \pm 31 \text{ s}$$

$$- F_{\text{min}}/t = 0,003 \text{ N}/\text{cm}^2 \text{ para um tempo de } 164 \pm 124 \text{ s}$$

$$- t_{50\%F_{\text{máx}}} = 25,1 \pm 12 \text{ s}$$

Comparando-se os valores médios, concluímos que o processo de contração (tensão direta) é mais rápido que o processo de relaxação (tensão inversa) até o valor de

0,008 N/cm² de força nos primeiros instantes de estimulação ($t_{\Delta F}$), tendo também uma menor variação.

A média do valor de tempo de contração é maior que o de relaxação para 50% de força máxima ($t_{50\% F_{m\acute{a}x}}$), diferença aproximada de 11% entre os valores, porém a variação da contração é menor.

O tempo médio gasto para se atingir a força máxima ($F_{m\acute{a}x}/t$) é bem maior que o tempo gasto para o processo inverso ($t_{F=0}$). Porém em alguns casos, a relaxação não atinge o nível zero ($F_{m\acute{i}n}/t$).

Também em alguns casos o valor de relaxação atingiu valores negativos de força, na amostra $n = 4$, por exemplo, em um dos estímulos obteve o valor de -0,040 N/cm². Talvez isto possa ser algum tipo de histerese do material ou oscilação, pois o polímero por ter uma certa elasticidade e leva algum tempo para se estabilizar, sendo este fato notado em alguns testes.

Observou-se também que após a retirada do estímulo de contração, após atingida a força máxima, o valor permaneceu constante por mais de 200 segundos e somente retornou ao valor inicial após aplicação de estimulação inversa, ocorreu então o efeito memória. Quando não havia atingido a força máxima o sistema permanecia instável com uma leve tendência a queda de valor.

No processo de relaxação, quando se atingia o valor negativo, cessada ou não a estimulação havia uma instabilidade maior com tendência ao valor retornar ao ponto inicial, porém muito lentamente. Aplicando-se nova tensão de contração, retornava muito mais rápido.

A amostra $n = 7$, foi submetida também a 8 estímulos seguidos até se obter uma variação de 0,008 N/cm² e obtivemos um valor médio de $t_{\Delta F} = 21 \pm 7$ s para contração e $t_{\Delta F} = 24 \pm 7$ s para relaxação. O valor para contração é maior que a indicada pela tabela e

o valor para relaxação é menor, sugerindo que a contração teve um desempenho inferior quando submetido a estimulações contínuas.

A amostra $n = 3$ por sua vez, submetida ao mesmo teste teve um comportamento diferente, mantendo os valores de $t_{\Delta F}$ em níveis mais próximos, 24 ± 3 s (contração) e 69 ± 3 s (relaxação), porém piores.

As forças máximas obtidas são inferiores aos relatados pela literatura, 30 N/cm^2 porém, foram obtidas com um material diferente, um composto de poli(álcool vinílico) e poli(ácido acrílico) (PVA-PAA) (CALDWELL, 1990; CALDWELL & TAYLOR, 1990).

Considerando-se o polímero seco para o cálculo das forças teríamos valores maiores, aproximadamente 42,6 vezes maiores. Assim teríamos $F_{\text{máx}} = 1,32 \text{ N/cm}^2$.

TABELA 12

Diâmetro das amostras

amostra (n)	inchado(mm)	seco (mm)	amostra (n)	inchado(mm)	seco (mm)
1	2,10	0,20	7	1,60	0,40
2	1,90	0,25	8	1,70	0,30
3	2,05	0,30	9	1,70	0,40
4	1,85	0,30	10	1,80	0,20
5	2,00	0,30	11	2,00	0,30
6	1,90	0,25	12	2,10	0,35

NOTA - Número da amostra = n, inchado = diâmetro do polímero inchado, seco = diâmetro do polímero seco.

Os resultados dos testes da poliacrilamida (A) estão contidos na TAB. 13, onde $t_{\Delta F}$ é o tempo gasto em segundos para a força variar de $0,025 \text{ N/cm}^2$, na contração ou expansão; t_{60^*} é o tempo gasto em segundos para a força variar de $0,005 \text{ N/cm}^2$; $F_{\text{máx}}/t$ é a força máxima de contração após relaxação e t é o tempo gasto para atingi-la; $t_{50\%F_{\text{mín}}}$ é o tempo gasto para variar de 50 % da força mínima de relaxação, durante a aplicação de tensão direta ou inversa.

Este tipo de amostra teve um comportamento diferente da amostra anterior, muitas vezes não obteve-se nenhum indício de atividade, contração ou expansão.

Na tentativa de se verificar valores próximos aos obtidos pelo copolímero, foram realizados mais de 27 baterias de testes, cada bateria ocupava um tempo mínimo de 15 minutos com pelo menos 10 minutos de estimulação.

O diâmetro médio da poliacrilamida (A), no estado inchado e seco, foi obtido à partir da TAB. 14, média de $1,07 \pm 0,17 \text{ mm}$ e $0,32 \pm 0,06 \text{ mm}$, respectivamente.

TABELA 13

Ensaio isométrico para aquisição de força de contração
- poliacrilamida (A)-

n	Tensão direta			Tensão inversa			
	$t_{\Delta F}$ (s)	$F_{\text{máx}}/t$ (N/cm ²) /(s)	$t_{50\%F_{\text{min}}}$ (s)	$t_{\Delta F}$ (s)	F_0 (N/cm ²)	F_{min}/t (N/cm ²) /(s)	$t_{50\% F_{\text{min}}}$ (s)
1	444	-0,005 /444	170	100	0	-0,061 /234	132
2	366	-0,010 /366	82	260	0	-0,036 /324	170
3	60*	-0,001 /416	142	272	0	-0,030 /340	208
4	60*	-0,005 /412	150	60*	0	-0,025 /390	182

NOTA- Os dados acima foram obtidos partindo-se primeiro da relaxação, ou seja aplicando-se primeiro a tensão inversa. Temos que $t_{\Delta F}$ é o tempo gasto em segundos para a força variar de 0,025 N/cm², na contração ou expansão; 60* é o tempo gasto em segundos para a força variar de 0,005 N/cm²; $F_{\text{máx}}/t$ é a força máxima de contração após relaxação e t é o tempo gasto para atingi-la; $t_{50\%F_{\text{min}}}$ é o tempo gasto para variar de 50 % da força mínima de relaxação, durante a aplicação de tensão direta ou inversa. Para o cálculo das forças foi utilizado o

diâmetro do polímero inchado; F_0 é a força inicial considerada; F_{\min}/t é a força mínima de relaxação. As unidades de tempo são segundos e as de força, N/cm^2 .

À partir da TAB. 13 foram obtidos os seguintes dados:

- tensão direta:

$$- t_{\Delta F} = 405 \pm 39 \text{ s}$$

$$- F_{\max}/t = 0,005 \pm 0,003 \text{ N/cm}^2 \text{ para um tempo de } 409 \pm 27 \text{ s}$$

$$- t_{50\%F_{\min}} = 136 \pm 33 \text{ s}$$

- tensão inversa:

$$- t_{\Delta F} = 210 \pm 78 \text{ s}$$

$$- F_0 = 0$$

$$- F_{\min}/t = -0,038 \pm 0,014 \text{ N/cm}^2 \text{ para um tempo de } 322 \pm 56 \text{ s}$$

$$- t_{50\%F_{\min}} = 173 \pm 27 \text{ s}$$

Observando-se os dados acima e comparando-os com os dados obtidos com a poli(acrilamida-co-ácido acrílico) nota-se uma diminuição de desempenho em todos os itens, mesmo utilizando-se nos cálculos o diâmetro do polímero seco teria-se um ganho de 11,2 que ainda continuariam sendo insuficientes para aproximar os valores.

Além disso, não foi possível obter dados iniciando-se pela contração, ou seja, primeiro estimulava-se com tensão inversa para posteriormente registrar dados de contração.

Inicialmente considerava-se como um fio ideal, inextensível, aquele que ligava o sensor a amostra, porém devido aos baixos níveis de forças envolvidas combinados com a baixa amplitude de contração e a provável extensibilidade do fio provavelmente sejam os responsáveis por tais resultados .

TABELA 14

Diâmetro das amostras

amostra (n)	inchado(mm)	seco (mm)	amostra (n)	inchado(mm)	seco (mm)
1	1,00	0,25	7	0,80	0,20
2	0,90	0,30	8	0,90	0,35
3	1,05	0,35	9	1,05	0,40
4	1,05	0,40	10	1,45	0,25
5	1,05	0,30	11	1,30	0,30
6	1,10	0,30	12	1,15	0,40

NOTA - Número da amostra = n, inchado = diâmetro do polímero inchado, seco = diâmetro do polímero seco.

As amostras da poliacrilamida (B) durante os testes não apresentaram resultados conclusivos ou representativos, mesmo quando comparados a poliacrilamida (A). Não havendo portanto, dados a serem apresentados com uma margem de segurança.

Somente em uma amostra foi obtida uma força equivalente a $-0,035 \text{ N/cm}^2$ em 320 s, considerando o diâmetro da amostra inchada igual a 1,00 mm, mesmo assim foi necessário promover uma relaxação primeiro; depois obteve-se uma variação da força igual a de $0,011 \text{ N/cm}^2$ em 384s, com a aplicação de tensão direta.

Tal fato era esperado, uma vez que foi utilizado uma maior quantidade de agente reticulante, que por sua vez deixava o polímero mais rígido, isto talvez dificultasse o processo de contração.

Nos testes da poliacrilamida (C) repetiu-se a inexistência de dados que possam caracterizar com segurança o comportamento do polímero.

Também neste caso ocorreram fatos isolados de obtenção de força. Através da aplicação de tensão direta, duas amostras forneceram dados de forças de contração sem a necessidade de se aplicar inicialmente uma relaxação: $0,019 \text{ N/cm}^2$ em 134 s para um diâmetro de amostra inchada igual a 1,10 mm e $0,048 \text{ N/cm}^2$ em 184 s para um diâmetro de amostra inchada igual a 0,85 mm.

Novamente, analisando-se o comportamento da poliacrilamida (A) e (B) era de esperar que a poliacrilamida (C) não apresentasse resultados satisfatórios, pois foi utilizado em sua composição mais agente reticulante que os dois primeiros polímeros.

Comparando-se os resultados dos tipos de polímeros ensaiados, notamos que o acréscimo de agente reticulante provavelmente dificultou o processo de contração e expansão (relaxação) do polímero.

Por outro lado, a copolimerização com a introdução de grupos carboxílicos provocou uma maior capacidade e velocidade de contração.

Foi realizada uma rápida averiguação da contração sob estímulos químicos (TAB.15), obtendo-se os seguintes resultados: colocando em imersão de acetona, a poli(acrilamida-co-ácido acrílico) e a poliacrilamida (A), ambas se contraíram, e forneceram as seguintes forças, respectivamente, $0,037 \pm 0,013 \text{ N/cm}^2$ em um tempo de $83 \pm 35 \text{ s}$ para 4 estimulações da mesma amostra e $0,089 \pm 0,007$ em um tempo de $163 \pm 69 \text{ s}$ para 2 estimulações da mesma amostra. Para atingir 50% do valor da força máxima foram gastos, respectivamente, $14 \pm 4 \text{ s}$ ($n = 4$) e 8 s ($n = 1$).

A imersão em água provocava o relaxamento, o tempo para se atingir força igual a zero foi de $254 \pm 137 \text{ s}$ ($n = 3$) para a poli(acrilamida-co-ácido acrílico) e a poliacrilamida não atingiu o zero. O tempo gasto para relaxar até 50% da força foi de $92 \pm 44 \text{ s}$ ($n = 3$) para a poli(acrilamida-co-ácido acrílico) e 6 s ($n = 1$) para a poliacrilamida.

Comparando os resultados entre as diferentes estimulações, notamos um aumento nos valores de força máximas obtidas, no caso da poliacrilamida fica evidente a contração do polímero mediante o estímulo, além disso valores positivos de força de contração sem a necessidade de prévio relaxamento foram anotados.

TABELA 15

Resultados dos ensaios de força com estimulação química

	$F_{\text{máx}}/t$ (N/cm^2) /(s)	$t_{50\%F_{\text{máx}}}$ (s)	$t_{F=0}$ (s) ou $F_{\text{mín}}/t$ (N/cm^2) /(s)	$t_{50\% F_{\text{máx}}}$ (s)
A	$0,089 \pm$ $0,007/$ 163 ± 69	8		6
COPOL	$0,037 \pm$ $0,013/$ 83 ± 35	14 ± 4	254 ± 137	92 ± 44

NOTA - A = poliacrilamida (A), COPOL = poli(acrilamida-co-ácido acrílico)

Não foi possível prosseguir os ensaios sob estimulação química, uma vez que a acetona estava reagindo com o material do suporte provocando uma degradação.

A corrente em todos os ensaios permaneceu entre os valores de 0,5 mA e 1,2 mA.

4.2.3 Amplitude de contração

Os resultados dos testes de amplitude de contração da poliacrilamida (A) se encontram na TAB. 16, onde L_i é o comprimento inicial da amostra em mm, L_f é o comprimento final em mm após estimulação e ΔL é a variação de comprimento dado em % e calculado por $\Delta L = (L_i - L_f)/L_i$, n é o número da amostra, a tensão aplicada entre os eletrodos = 20 V durante um período de 120s.

TABELA 16

Amplitude de contração da poliacrilamida (A)

amostra (n)	L_i (mm)	L_f (mm)	ΔL (%)	L_i (mm)	L_f (mm)	ΔL (%)	L_i (mm)	L_f (mm)	ΔL (%)
1	5.30	5.15	2.8	5.10	5.10	0	4.60	4.50	2.2
2	5.90	5.35	9.3	5.60	5.60	0	5.75	5.60	2.6
3	5.35	5.20	2.8	5.50	5.50	0	5.10	4.95	2.9
4	5.25	5.25	0	5.30	4.95	6.6	5.90	5.85	0.8
5	5.40	5.20	3.7	5.35	5.30	0.9	4.85	4.85	0
6	5.50	5.40	1.8	5.80	5.60	3.4	5.05	4.90	3.0

NOTA - Eletrodos em posição paralela, tensão aplicada = 20 volts, período de aplicação = 120 segundos, amplitude de contração em % = $(L_i - L_f)/L_i$, onde L_i é o comprimento inicial da amostra, L_f é o comprimento final da amostra após estimulação, medidas em mm.

Pela TAB. 16, obtemos o seguinte resultado para a contração da poliacrilamida (A) em %, média de 2.4 ± 2.4 .

Os resultados dos testes de amplitude de contração da poliacrilamida (B) se encontram na TAB. 17, onde Li é o comprimento inicial da amostra em mm, Lf é o comprimento final em mm após estimulação e ΔL é a variação de comprimento dado em % e calculado por $\Delta L = (Li - Lf)/Li$, n é o número da amostra, a tensão aplicada entre os eletrodos = 20 V durante um período de 120s.

TABELA 17

Amplitude de contração da poliacrilamida (B)

amostra (n)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)
1	5.50	5.30	3.6	5.45	5.40	0.9	5.20	5.10	1.9
2	5.15	5.10	1.0	5.30	5.20	1.9	5.05	4.70	6.9
3	5.25	5.15	1.9	5.20	5.05	2.9	5.10	5.00	2.0
4	5.35	5.30	1.0	5.20	5.15	1.0	5.55	5.30	4.5
5	5.00	5.00	0	5.40	5.05	6.5	5.00	4.70	6.0
6	5.40	5.40	0	5.35	5.30	1.0	5.05	5.00	1.0

NOTA - Eletrodos em posição paralela, tensão aplicada = 20 volts, período de aplicação = 120 segundos, amplitude de contração em % = $(Li - Lf)/ Li$, onde Li é o comprimento inicial da amostra, Lf é o comprimento final da amostra após estimulação, medidas em mm.

Pela TAB. 17, obtemos o seguinte resultado para a contração da poliacrilamida B em %, média de 2.4 ± 2.2 .

Os resultados dos testes de amplitude de contração da poliacrilamida (C) se encontram na TAB. 18, onde Li é o comprimento inicial da amostra em mm, Lf é o comprimento final em mm após estimulação e ΔL é a variação de comprimento dado em % e calculado por $\Delta L = (Li-Lf)/Li$, n é o número da amostra, a tensão aplicada entre os eletrodos = 20 V durante um período de 120s.

TABELA 18

Amplitude de contração da poliacrilamida (C)

amostra (n)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)	Li (mm)	Lf (mm)	ΔL (%)
1	5.35	5.25	1.9	4.95	4.90	1.0	5.05	5.05	0
2	5.75	5.75	0	5.25	5.15	1.9	5.35	5.30	0.9
3	5.10	4.90	3.9	5.50	5.50	0	5.65	5.55	1.8
4	5.20	4.80	7.7	5.65	5.40	4.4	5.20	5.10	1.9
5	5.75	5.70	0.9	5.70	5.70	0	5.50	5.50	0
6	5.15	5.15	0	5.50	5.45	0.9	5.60	5.30	5.4

NOTA - Eletrodos em posição paralela, tensão aplicada = 20 volts, período de aplicação = 120 segundos, amplitude de contração em % = $(Li - Lf)/ Li$, onde Li é o comprimento inicial da amostra, Lf é o comprimento final da amostra após estimulação, medidas em mm.

Pela TAB.18, obtemos o seguinte resultado para a contração da poli(acrilamida (C) em %, média de 1.8 ± 2.2 .

Os resultados dos testes de amplitude de contração da poli(acrilamida-co-ácido acrílico) se encontram na TAB. 19, onde L_i é o comprimento inicial da amostra em mm, L_f é o comprimento final em mm após estimulação e ΔL é a variação de comprimento dado em % e calculado por $\Delta L = (L_i - L_f)/L_i$, n é o número da amostra, a tensão aplicada entre os eletrodos = 20 V durante um período de 120s.

Desconsiderando o fato da poli(acrilamida possuir quantidades de agente reticulante diferentes em sua composição, em geral, todos os tipos apresentaram contração sob estímulo.

TABELA 19

Amplitude de contração da poli(acrilamida-co-ácido acrílico)

amostra (n)	L_i (mm)	L_f (mm)	ΔL (%)	L_i (mm)	L_f (mm)	ΔL (%)	L_i (mm)	L_f (mm)	ΔL (%)
1	5.85	4.60	21.4	5.80	4.55	21.6	5.20	4.10	21.2
2	4.65	3.30	29.0	4.75	3.80	20.0	5.80	5.00	13.8
3	5.20	4.70	9.6	6.00	3.90	35.0	5.55	4.00	27.9
4	4.10	3.50	14.6	6.00	4.60	23.3	5.10	3.60	29.4
5	4.95	3.50	29.3	5.30	3.65	31.1	5.50	3.90	29.1
6	4.25	3.35	21.2	5.10	3.15	38.2	5.35	4.00	25.2

NOTA - Eletrodos em posição paralela, tensão aplicada = 20 volts, período de aplicação = 120 segundos, amplitude de contração em % = $(L_i - L_f)/L_i$, onde L_i é o comprimento inicial da amostra, L_f é o comprimento final da amostra após estimulação, medidas em mm.

Pela TAB. 19, obtemos o seguinte resultado para a contração do poli(acrilamida-co-ácido acrílico) em %, média de 24.5 ± 7.4 .

Observando-se os resultados obtidos verificamos que dentro de uma mesma composição há uma grande variação na amplitude de contração (TAB. 20).

TABELA 20
Amplitude de contração

	AMPLITUDE (%)
POLIACRILAMIDA (A)	$2,4 \pm 2,4$
POLIACRILAMIDA (B)	$2,4 \pm 2,2$
POLIACRILAMIDA (C)	$1,8 \pm 2,2$
POLI(ACRILAMIDA-CO-ÁCIDO ACRÍLICO)	$24,5 \pm 7,4$

Nota-se também uma grande diferença de valores entre o copolímero e as variações da poli(acrilamida). A presença de grupos carboxílicos (grupos iônicos) que carregaram a cadeia eletricamente provavelmente favoreceram a maior amplitude de contração do copolímero, comprovando assim a idéia inicial de se carregar a cadeia para se obter melhor desempenho de contração.

5 CONCLUSÃO

A análise de todos os dados referentes aos polímeros conclui-se que:

- a caracterização: confirmou-se primeiro de que realmente obtivemos uma poliacrilamida e um copolímero, evidenciados pela análise de infravermelho e pelo DSC; a variação da quantidade de agente reticulante pode ser percebida pelas análises de grau de inchamento, inversamente proporcionais.
- ensaios: confirmou-se o comportamento de contração dos materiais testados sob estímulos elétricos pelos diversos ensaios; a copolimerização com ácido acrílico melhorou as características de contração, porém vemos que a força passiva, que também pode ser interpretada como resistência mecânica, decaiu (TAB. 21).

TABELA 21

Força de contração

	FORÇA PASSIVA (N/cm ²)	FORÇA ATIVA (N/cm ²)
POLIACRILAMIDA (A)	0,2420	0,0050
POLIACRILAMIDA (B)	0,2460	0,0110
POLIACRILAMIDA (C)	0,2920	0,0190
POLI(ACRILAMIDA-CO- ÁCIDO ACRÍLICO	0,0967	0,0310

A poli(acrilamida-co-ácido acrílico) exibiu um melhor desempenho e capacidade de contração sob estimulação elétrica que a poliacrilamida.

As forças de contração apesar de obtidas, estão ainda em níveis inadequados para uso em próteses, mas mostrou-se a possibilidade de se alterar o comportamento do polímero através de copolimerizações e alterações de composição.

Caso fosse considerado o diâmetro do polímero seco, para a poli(acrilamida-co-ácido acrílico) teríamos a seguinte força máxima de contração $F_{\text{máx}} = 1,32 \text{ N/cm}^2$, representando então, uma força mais significativa.

Convém lembrar que a força passiva da poliacrilamida (B) e (C) dadas na TAB. 20 referem-se a casos isolados de obtenção de dados.

Após o levantamento dos dados referentes aos tipos de próteses obteve-se uma visão geral sobre este tipo de dispositivo.

APÊNDICE A - Lista de patentes

CENTRI GUMMIFABRIK AB, Järfåla, Sweden, Gustav Rennerfeldt, Lidingö, Sweden. Artificial hand. C.I. A61F 2/54. U.S. 623/64; 623/62. 15 de out. 1986. Pat. 4,792,338. Data da pat. 20 de dez. 1988.

GARY EROYAN, Detroit, Mich., Artificial hand and forearm. C.I. A61F 1/06; A61F 1/00. U.S. 3/1.1; 3/12.6; 3/12.7. 4 de dez. 1976. Pat. 4,094,016. Data da pat. 13 de jun. 1978.

LIBERTY MUTUAL INSURANCE COMPANY, Boston, Mass., Robert B. Jerard, Brattleboro-Vt; Cord W. Ohlenbusch, Hopkinton-Mass. C.I. A61f 1/06; A61f 1/00. U.S. 3/1.1; 3/12.3. 7 de set. 1973. Pat. 3,883,900. Data da pat. 20 de maio de 1975.

NORTHWESTERN UNIVERSITY, Evanston, Ill., Dudley Childress, Wilmette-Ill; John Stryzik, Chicago-Ill. Myoelectrically controlled artificial hand. C.I. A61F 1/06. U.S. 623/25. 21 de maio de 1985. Pat. 4,623,354. Data da pat. 18 de nov. 1986.

NORTHWESTERN UNIVERSITY, Evanston, Ill., Dudley Childress, Wilmette-Ill; John Stryzik, Chicago-Ill. Voluntary opening prehension device. C.I. A61F 1/06. U.S. 623/25. 22 de out. 1984. Pat. 4,685,925. Data da pat. 11 de ago. 1987.

OMRON TATEISI ELECTRONICS Co.; Kyoto, Japan. C.I. A61F 1/00; H 02 p 7/14, 7/28. Pat. 1,197,155. London.

ROBERT A. FROSCH, GORDON A. WIKER, WOLFGANG A. MANN, Arcadia, Calif. Compact artificial hand. C.I. A61F 1/06; B25J 3/00. U.S. 3/12.5; 3/1.1; 414/6. 27 de set. 1977. Pat. 4,149,278. Data da pat. 17 de abr. 1979.

THE BOING COMPANY, Seattle, Wash., George T. Pinson, Huntsville, Ala. Digitally-controlled artificial hand. C.I. A61F 1/00; A61F 1/06. U.S. 3/1.1; 3/12.5; 3/12.7. 15 de mar. 1979. Pat. 4,246,661. Data da pat. 27 de jan. de 1981.

UNIVERSITY OF UTAH, Salt Lake City, Utah, Stephen C. Jacobsen; David F. Knutti; R. Todd Johnson, todos de Salt Lake City-Utah. Electrically driven artificial arm. C.I. A61F 1/00; A61F 1/06. U.S. 3/1.1; 3/12.3; 3/12.4. 1 de mar. 1983. Pat. 4,521,924. Data da pat. 11 de jun. 1985.

YAKOV SAVALIEVICH YAKOBSON et al, Leningradskoe. Electrically driven artificial hand for upper extremity prosthesis. C.I. A61F 1/00, A61F 1/06. U.S. 3/1.1, 3/12.7. 31 de ago. 1971. Pat. 3,822,418. Data da pat. 9 de jul. 1974.

SUMMARY

A general investigation was done about upper limb prostheses , emphasizing the myoelectrically and body-powered activated by cables; characteristics of each type of prostheses was prepared . Later, an investigation about the feasibility of using electrically contractile polymers for substitution of engines on electrical prostheses was done. These polymers would act like artificial muscles driven this prostheses; the polymer used initialy, polyacrylamide, exhibit contraction characteristics under electric stimuli but in isometrics trials didn't have satisfactory performance. To improve its performance, introduction of electric charge in its network, then a copolymerization with acrylic acid was made improving its contraction characteristics.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALENCASTRO, R.B., MANO, E.B. - Nomenclatura de compostos orgânicos. Rio de Janeiro: Guanabara, 1987. p.236-250.

ALPERT, N.L., KEISER, W.E., SZYMANSKI, H.A. - IR theory and practice of infrared spectroscopy. 2.ed. New York, Plenum Press, 1970. 380p.

AMIS, A.A. - Variation of finger forces im maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters. J. of Biomedical Engineering, v.9, p.313-320, Oct., 1987.

BURCHELL, D.J., HSU, S.L. - Deformation studies of polymers by time-resolved Fourier Transform IR spectroscopy. In: CRAVER, C.D. (Ed.). Polymer Characterization. 3. ed. Washington: American Chemical Society, 1987. p.534-540.

CALDWELL, D.G. - Pseudomuscular actuator for use in dextrous manipulation. Medical & Biological Eng. & Computing, v. 28, p. 595-600, Nov., 1990.

CALDWELL, D.G., TAYLOR, P.M. - Artificial muscles as robotic actuators. In: SYMP. ON ROBOT CONTROL, SYROCO '88, 1988, Karlsruhe, Federal Republic of Germany. Anais... Karlsruhe: IFAC Robot Control, 1988. p.401-406.

CALDWELL, D.G., TAYLOR, P.M. - Chemically stimulated pseudo-muscular actuation. Int. J. Engng. Sci., v.28, n.8, p.797-808, 1990.

CAMPBELL, G.S., GOW, D., HOOPER, G. - Low cost cosmetic hand prostheses.

The J. of Hand Surgery, v.17B, n.2, p.201-203, 1992.

CHAPPELL, P.H., KYBERD, P.J. - Prehensile control of a hand prosthesis by a microcontroller. J. Biomed. Eng., v.13, p.363-369, Sept., 1991.

CHIARELLI, P., BASSER, P.J., DE ROSSI, D., GOLDSTEIN, S. - The dynamics of a hydrogel strip. Biorheology, v.29, n.4, p.383-398, 1992.

DYER, J.R. - Aplicações da espectroscopia de absorção dos compostos orgânicos. 2.ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1969. p.2.

EDELSTEIN, J.E., BERGER, N. - Performance comparison among children fitted with myoelectric and body-powered hands. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.74, p.376-380, Apr., 1993.

FELISBERTI, M.I. - Caracterização de blendas poliméricas através de análise térmica e termomecânica. Campinas: Instituto de Química da Unicamp, [s.d.]. 75p. (Mimeogr.)

FRAGALA, A., ENOS, J., LACONTI, A., BOYACK, J. - Electrochemical activation of a synthetic artificial muscle membrane. Electrochimica Acta, v.17, p.1507-1522, 1972.

HAMLEN, R.P., KENT, C.E., SHAFER, S.N. - Electrolytically activated contractile polymer. Nature, v.206, p.1149-1150, June, 1965.

HAWKINS, W.L. - Stabilization. In: ENCYCLOPEDIA of polymer science and engineering. USA: John Willey & Sons, 1985. v.15. p.579.

HSU, S.L. - IR spectroscopy. In: ALLEN, G., BEVINGTON, J.C., BOOTH, C., PRICE, C. Comprehensive polymer science: the synthesis, characterizations, reactions and applications of polymers. London: Pergamon Press, 1989. v.1, p.429-468.

ILAVSKÝ, M., HROUZ, J., ULBRICH, K. - Phase transition in swollen gels. 3. The temperature collapse and mechanical behaviour of Poly(N,N-diethylacrylamide) networks in water. Polymer Bulletin, v.7, p.107-113, 1982.

ILAVSKÝ, M., HROUZ, J. - Phase transition in swollen gels. 5. Effect of the amount of diluent at network formation on the collapse and mechanical behaviour of polyacrylamide networks. Polymer Bulletin, v.9, p.159-166, 1983.

JANAS, V.F., RODRIGUEZ, F., COHEN, C. - Aging and thermodynamics of polyacrylamide gels. Macromolecules, v.13, n.4, p.977-983, 1980.

KATCHALSKY, A. - Rapid swelling and deswelling of reversible gels of polymeric acids by ionization. Experientia, v.5, p.319-320, 1949.

KHARE, A. R., PEPPAS, N.A. - Swelling/deswelling of anionic copolymers gels. Biomaterials, v.16, n.7, p.559-567, 1995.

KREBS, D.E., EDELSTEIN, J.E., THORNBYS, M.A. - Prosthetic management of children with limb deficiencies. Physical Therapy, v.71, n.12, p.920-934, 1991.

KREBS, D.E., LEMBECK, W., FISHMAN, S. - Acceptability of the NYU number 1 child-sized body-powered hand. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.69, p.137-141, Feb., 1988.

KRITTER, A.E. - Current concepts review: Myoelectric Prostheses. The J. of Bone and Joint Surgery, v.67-A, n.4, p.645-657, 1985.

KRUGER, L.M., FISHMAN, S. - Myoelectric and body-powered prostheses. J. of Pediatric Orthopaedics, v.13, n.1, p.68-75, 1993.

KUHN, W., HARGITAY, B., KATCHALSKY, A., EISENBERG, H. - Reversible dilation and contraction by changing the state of ionization of high-polymer acid networks. Nature, v.165, p.514-516, Apr., 1950.

LAMB, D.W., DICK, T.D., DOUGLAS, W.B. - A new prosthesis for the upper limb. The J. of Bone and Joint Surgery, v.70-B, n.1, p.140-144, 1988.

- LINDSTRÖM, L.H., MAGNUSSON, R.I. - Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its applications. Proceedings of the IEEE, v.65, n.5, p.653-662, 1977.
- LINHARES, A.L.F., BARROS, E.M., NETO, E.A., SOUSA, R.G., SOUSA, R.M., FREITAS, R.F.S. - Comportamento de fase do gel termosensível Poli(N-isopropilacrilamida): efeito do solvente. In: 2o CONGRESSO BRASILEIRO DE POLÍMEROS, 2, 1993, São Paulo. Anais... São Paulo, 1993. p.439-443.
- MANO, E.B. - Introdução a Polímeros. São Paulo: Edgard Blücher, 1985. 111p.
- MARINCEK, C. - The iron hand from Slovenia. Prosthe. Orthot. Int., v.16, p.153-156, 1992.
- MICHAEL, J.W., GAILEY, R.S., BOWKER, J.H. - New development in recreational prostheses and adaptative devices for the amputee. Recreational Prostheses, n.256, p.64-75, July, 1990.
- MOUNTCASTLE, V.B. - Fisiologia Médica.13.ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1978. v.1., p306-347.
- NÄDER, M. - Otto Bock Prosthetic Compendium. Upper Extremity Prostheses. Germany, 1990a.

- NÄDER, M. - The artificial substitution of missing hands with myoelectrical prostheses. Clinical Orthopaedics and Related Research, n.258, p.9-17, Sept., 1990b.
- NAKANISHI, K. - Infrared absorption spectroscopy. 2.ed. San Francisco: Holden-Day, 1977. 287p.
- NAPIER, J. - A mão do homem. Anatomia, função, evolução, Rio de Janeiro: Zahar Editores, 1983. 182p.
- NEMEC, J.W., BAUER JR., W. - Acrylic and methacrylic acid polymers. In: ENCYCLOPEDIA of polymer science and engineering. USA: John Wiley & Sons, 1985. v.1., p.211-234.
- NORTHMORE-BALL, M.D., HEGER, H., HUNTER, G.A. - The below-elbow myo-electric prosthesis. A comparison of the Otto Bock myo-electric prosthesis with the hook and functional hand. The J. of Bone and Joint Surgery, v.62-B, n.3, p.363-367, 1980.
- OLIVEIRA, E.D., FREITAS, R.F.S. - Comportamento de fase do gel termosensível Poli(N-isopropilacrilamida): efeito salino. In: 2o CONGRESSO BRASILEIRO DE POLÍMEROS, 2, 1993, São Paulo. Anais... São Paulo, 1993. p.444-448.
- OSADA, Y., GONG, J. - Stimuli-responsive polymer gels and their application to chemomechanical systems. Prog. Polym. Sci., v.18, p.187-226, 1993.

- OSADA, Y., HASEBE, M. - Electrically activated mechanochemical devices using polyelectrolyte gels. Chemistry Letters, p.1285-1288, 1985.
- OSADA, Y., OKUZAKI, H., HORI, H. - A polymer gel with electrically driven motility., Nature, v.355, n.6357, p.242-244, 1992.
- OSADA, Y., ROSS-MURPHY, S.B. - Intelligent gels: soft aggregations of long-chain molecules can shrink or swell in response to stimuli. They may form the basis of a new kind of machine. Scientif. American, v.268, n.5, p.82-87, 1993.
- PHILLIPS, C.A. - Sensory feedback control of upper- and lower-extremity motor prostheses. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, v.16, n.2, p.105-140, 1988.
- PODOLSKY, R.J., SCHOENBERG, M. - Force generating and shortening in skeletal muscle. In: PEACHEY, L.D., ADRIAN, R.H., GEIGER, S.R. - Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts. Baltimore: American Physiological Society, 1983. p. 179.
- PORFÍRIO, R.S. - Estudo analítico do mecanismo dinâmico de uma prótese de uma mão: representação pelo modelo de um dedo. Campinas: Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Unicamp, 1991. 100p (Dissertação, Mestrado em Engenharia Elétrica).

POUCHERT, C.J. - The Aldrich library of infrared spectra. 3.ed. Milwaukee: Aldrich Chemical Company, 1981. p.1580, 1592.

SANDLER, S.R. - Polymer syntheses. New York, Academic Press, 1974. v.1, p.343-365.

SCOTLAND, T.R., GALWAY, H.R. - A long-term review of children with congenital and acquired upper limb deficiency. The J. of Bone and Joint Surgery, v.65-B, n.3, p.346-349, 1983.

SCOTT, R.N. - Myoelectric control systems research at the Bio-Engineering Institute, University of New Brunswick. Medical Progress through Technology, v.16, p.5-10, 1990a.

SCOTT, R.N. - Feedback in myoelectric prostheses. Clinical Orthopaedics and Related Research, n.256, p.58-63, July, 1990b.

SEARS, H.H., SHAPERMAN, J. - Proportional myoelectric hand control: an evaluation. Am. J. of Phys. Med. Rehabil., v.70, n.1, p.20-28, 1991.

SEYMOUR, R.B., CARRAHER Jr., C.E. - Polymer chemistry: an introduction. New York, Marcel Dekker, 1981. p281-344.

- SILCOX III, D.H., ROOKS, M.D., VOGEL, R.R., FLEMING, L.L. - Myoelectric Prostheses. A long-term follow-up and a study of the use of alternate prostheses. The J. of Bone and Joint Surgery, v.75-A, n.12, p.1781-1789, 1993.
- SKOOG, D.A., LEARY, J.J - Principles of instrumental analysis. 4. ed. Fort Worth: Saunders College Publishing, 1992. p.60-61, 113-120, 123-126, 252-295.
- STEIN, R.B., WALLEY, M. - Functional comparison of upper extremity amputee using myoelectric and conventional prostheses. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.64, p.243-248, June, 1983.
- STEINBERG, I.Z., OPLATKA, A., KATCHALSKY, A. - Mechanochemical engines. Nature, v.210, p.568-571, May, 1966.
- TANAKA, T. - Collapse of gels and the critical endpoint. Physical Review Letters, v.40, n.12, p.820-823, 1978.
- TANAKA, T. - Phase transition in gels and a single polymer. Polymer, v.20, p.1404-1412, Nov., 1979.
- TANAKA, T., FILMORE, D., SUN, S., NISHIO, I., SWISLOW, G., SHAH, A. - Phase transitions in ionic gels. Physical Review Letters, v.45, p.1636-1639, Nov., 1980.

TANAKA, T., NISHIO, I., SUN, S., UENO-NISHIO, S. - Collapse of gels in an electric field. Science, v.218, p.467-469, Oct., 1982.

THOMAS, W.M., WANG, D.W. - Acrylamide polymers. In: ENCYCLOPEDIA of polymer science and engineering. USA: John Wiley & Sons, 1985. v.1., p.169-211.

THORNBY, M.A., KREBS, D.E. - Bimanual skill development in pediatric below-elbow amputation: a multicenter, cross-sectional study. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.73, p.697-702, Aug., 1992.

VAN DYKE, J.D., KASPERSKI, K.L. - Thermogravimetric study of polyacrylamide with evolved gas analysis. Journal of Polymer Science: Part A: Polymer chemistry, v.31, p.1807-1823, 1993.

WEBSTER, J.G. - Medical Instrumentation: application and design. Boston: Houghton Mifflin Company, 1978. p.304-305.

YUK, S.H., LEE, H.B. - Electric-current-sensitive polymers. Reversible bending of rod-shaped acrylamide gel in NaCl solution. J. Polym. Sci. Part B: Polym. Phys., v.31, p.487-489, 1993.

ZERBI, G. - Probing the real structure of chains molecules by vibrational spectroscopy. In: CRAVER, C.D. (Ed.). Polymer Characterization. 3. ed. Washington: American Chemical Society, 1987. p.487-531.

BIBLIOGRAFIA

- AHAD, E. - Differential scanning calorimetry of aqueous polymer solutions and gels. J. of Applied Polymer Science, v.18, p.1587-1602, 1974.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro. NBR-6023; referências bibliográficas. Rio de Janeiro, 1989, 19p.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro. Projeto de Norma I 14:02.02-002. Rio de Janeiro, 1984, 18p.
- CHIARELLI, P., DE ROSSI, D. - Modelling and mechanical characterization of thin fibers of contractile polymer hydrogels. J. of Intell. Mater. Syst. and Struct., v.3, p.396-417, July, 1992.
- GLYNN, M.K., GALWAY, H.R., HUNTER, G., SAUTER, W.F. - Management of the upper-limb-deficient with a powered prosthetic device. Clinical Orthopaedics and Related Research, n.209, p.202-205, Aug., 1986.
- HERANI, M.L.G - Normas para apresentação de dissertações e teses. 2.ed. São Paulo: BIREME, 1990. 45p
- ILAVSKÝ, M. - Phase transition in swollen gels. 2. Effect of charge concentration on the collapse and mechanical behaviour of polyacrylamide networks. Macromolecules, v.15, p.782-788, 1982.

- LABANA, S.S. - Cross-linking. In: ENCYCLOPEDIA of polymer science and engineering. USA: John Wiley & Sons, 1985. v.4., p.350-395.
- MAI, N., SCHREIBER, P., HERMSDÖRFER, J. - Changes in perceived finger force produced by muscular contractions under isometric and anisometric conditions. Experimental Brain Res., v.84, p.453-460, 1991.
- MURAYAMA, T. - Dynamic mechanical properties. In: ENCYCLOPEDIA of polymer science and engineering. USA: John Wiley & Sons, 1985. v.5., p.299-329.
- PEPPAS, N.A., MOYNIHAN, H.J., LUCHT, L.M. - The structure of highly crosslinked poly(2-hydroxyethyl methacrylate) hydrogels. J. of Biomed. Mater. Res., v.19, p.397-411, 1985.
- PERRY, R.H., CHILTON, C.H. - Chemical engineers' handbook. 5.ed. Tokyo, McGraw-Hill, 1973.
- ROE, R.J. - Glass transition. In: ENCYCLOPEDIA of polymer science and engineering. USA: John Wiley & Sons, 1985. v.7., p.531-544.
- SÖRBYE, R. - Myoelectric prosthetic fitting in young children. Clinical Orthopaedics and Related Research, n.148, p.34-40, May, 1980.

TANAKA, T. - Gel. In: ENCYCLOPEDIA of polymer science and engineering. USA: John Wiley & Sons, 1985. v.7., p.514-531.

UMEMOTO, S., OKUI, N., SAKAI, T. - Contraction behaviour of poly(acrylonitrile) gel fibers. In: DeRossi, D. et al. Polymer Gels: fundamentals and biomedical applications. New York. NY: Plenum Press, 257-270, 1991.

WINSTEIN, C.J., ABBS, J.H., PETASHNICK, D. - Influences of object weight and instruction on grip force adjustments. Experimental Brain Res., v.87, p.465-469, 1991.

WOERLY, S. - Hydrogels for neural tissue reconstruction and transplantation. Biomaterials, v.14, n.14, p.1056-1058, 1993.

YAO, K.D., SUN, S. - Bending behaviour of an electrically activated complex forming hydrogel. Polymer Bulletin, v.28, p.677-681, 1992.