

Denise Loureiro Vianna

**ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DA
“POLIURETANA DERIVADA DO ÓLEO DA MAMONA”,
SUBMETIDA À ENSAIOS DE TRAÇÃO.**

RIBEIRÃO PRETO
1997

DENISE LOUREIRO VIANNA

**ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DA
“POLIURETANA DERIVADA DO ÓLEO DA MAMONA”,
SUBMETIDA À ENSAIOS DE TRAÇÃO.**

**RIBEIRÃO PRETO
1997**

✓

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO**

**ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DA
"POLIURETANA DERIVADA DO ÓLEO DA MAMONA",
SUBMETIDA À ENSAIOS DE TRAÇÃO.**

DENISE LOUREIRO VIANNA

**Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina de Ribeirão Preto e Escola de
Engenharia de São Carlos da Universidade
de São Paulo, para a obtenção do título
de Mestre em Bioengenharia.**



**Orientador: PROF. DR. NILTOM MAZZER
Co- Orientador: PROF. DR. CLÁUDIO HENRIQUE BARBIERI**

RIBEIRÃO PRETO

1997

Class. TC SE - EESC

Cutt. 16250

Tomb T0219/97

At 969552

Ficha Catalográfica

VIANNA, Denise Loureiro. Estudo comparativo da resistência mecânica da "Poliuretana derivada do óleo da mamona submetida à ensaios de tração. Ribeirão Preto e São Carlos: USP, 1997. 67p. il. 31 cm.

Dissertação (Mestrado-Bioengenharia)

- Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Escola de Engenharia de São Carlos, USP

1- Polímeros 2- Poliuretana derivada do óleo da mamona
3- Elastômero 4- Luvas de soquetes de próteses

Dedicatória

Ao meu esposo Luciano pelo

cariño e companheirismo em

todas as horas.

Aos meus pais e familiares pelo

eterno apoio.

AGRADECIMENTOS

- Ao meu orientador prof. Dr. Niltom Mazzer, pelo carinho, dedicação e orientação em todos os momentos, o meu eterno agradecimento.
- Ao meu co-orientador prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri pela dedicação na orientação e nas correções, também o meu eterno agradecimento.
- À Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal de Ensino Superior – CAPES, pelo incentivo e apoio financeiro.
- Ao Laboratório de Química do Instituto de Química Analítica da Escola de Engenharia de São Carlos USP, na pessoa do prof. Dr. Gilberto Cherice, e todos os seus técnicos, sem os quais nosso objeto de estudo não existiria.
- Ao Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto- USP, na pessoa do prof . Dr. José. B. Portugal Paulin.
- Ao departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto -USP, na pessoa do prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri.
- À Seção de Reabilitação Neuro-Muscular do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto- USP, na pessoa de sua encarregada Sra. Fisioterapeuta Marisa de Cássia Registro Fonseca e de todos seus funcionários.

- Ao engenheiro Dr. Antônio Carlos Shimano, pela ajuda no entendimento da linguagem dos cálculos e gráficos.
- Ao Químico Luís (Testa) pela dedicação com que me auxiliou na execução dos materiais e ensaios.
- Ao Químico Salvador pelos primeiros passos no trabalho com o novo polímero.
- À Oficina Ortopédica Jácomo e Aricó, na pessoa do Sr. Osní.
- Ao Departamento de Fisioterapia da Universidade de Ribeirão Preto, na pessoa da Prof. Renata Licusi.
- Aos amigos: Marisa, Valéria, Célia, Zeca, Amira, Andréia, Adriana Barone, Adriana Gonçalves, Rosângela, Ana Regina, Elaine, Denise, Sílvia, Danielle, Elaine, Haruê, Beth .
- Às secretárias Fátima, Terezinha e Rose pela ajuda e carinho.
- À Eulen e Lena pela ajuda com o inglês.

SUMÁRIO

RESUMO

SUMMARY

1- INTRODUÇÃO.....	1
1-1- HISTÓRICO.....	2
1-2- PRÓTESE.....	5
1-3- POLÍMEROS.....	10
2- OBJETIVO.....	14
3- MATERIAL E MÉTODO.....	16
3-1- MATERIAL.....	17
3-2- MÉTODO.....	20
3-2-1- PREPARO DOS CORPOS DEPROVA.....	21
3-2-2- ENSAIOS MECÂNICOS DOS MATERIAIS.....	24
4- RESULTADOS.....	28
5- DISCUSSÃO.....	35
6- CONCLUSÕES.....	42
7- ANEXOS.....	43
7-1- ANEXO A.....	44
7-2- ANEXO B.....	48
8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	54

GLOSSÁRIO

RESUMO

Com vistas à sua utilização na confecção de luvas para revestimento de soquetes de próteses para amputações infrapatelares, a resistência mecânica da poliuretana derivada da combinação do óleo da mamona purificado (poliol) com o pré-polímero difenilmetanodiisocianato foi testada por meio de ensaios de tração numa máquina universal de ensaios, comparativamente com dois outros tipos de material, o elastômero de silicone e a espuma de borracha, de uso corrente para a mesma finalidade. A poliuretana e o elastômero de silicone foram também testados em uma forma associada com uma alma de malha tubular de poliamida, totalizando cinco tipos de materiais investigados, com os quais se confeccionaram corpos de prova com o formato de “gravata borboleta”. Foram considerados parâmetros para a análise a carga máxima suportada, a tensão máxima, a tensão de ruptura, o alongamento até a ruptura e o módulo de elasticidade, de cada material. Os ensaios foram realizados segundo padronização pela norma ASTM 638-M. Os resultados mostraram que o silicone com e sem a alma de malha tubular de poliamida foi o material mais resistente e que a poliuretana derivada do óleo da mamona apresentou resistência próxima à da espuma de borracha, quando pura, e próxima à do silicone puro, quando associada à malha tubular. O silicone puro foi o material com a maior capacidade de alongamento até ruptura, sendo a poliuretana pura o material com a menor capacidade de alongamento. Entretanto, quando associados à alma de malha tubular, ambos passaram a ter a mesma capacidade de alongamento, que ficou reduzida em relação àquela dos materiais puros. Concluiu-se

que, apesar de menos resistente no estado puro, a poliuretana derivada do óleo da mamona pode ter sua resistência aprimorada com a associação da malha tubular, mantendo-se ainda mais flexível e com melhor capacidade de absorção e distribuição de carga que o silicone, sendo, portanto, um material adequado para a confecção de luvas para revestimento de soquetes de próteses para amputação do membro inferior.

SUMMARY

With a view to using it as lining material for below knee prosthesis, the mechanical resistance of a poliurethane derived from the combination of purified castor oil with the prepolymer diphenylmethandiisocyanate was tested by means of tensile strength measurement in a universal testing machine, as compared with two other materials, the silicone elastomer and the synthetic rubber foam, both of current use for the same purpose. The castor oil polyurethane and the silicone elastomer were tested either in a plain form and combined with of a polyamid mesh core, summing up five types of material investigated. Bow-tie shaped specimens were cut out of all materials, so as to conform with the requirements of ASTM 638-N standard. The parameters taken into consideration for analysis were the maximal load supported, the maximal tension, the tension at rupture, the elongation at rupture and the modulus of elasticity for each material. The results showed that the silicone elastomer with and without the mesh core was the most resistant material and that the resistance of the plain castor oil polyurethane is close to that of rubber foam. When combined with the mesh core, the resistance of the polyurethane became similar to that of the plain silicone elastomer. The plain silicone elastomer showed the greatest capacity of elongation before it eventually ruptured, whilst the castor oil polyurethane ruptured much earlier than the rubber foam, in a intermediate position according to this parameter. However, when combined with the mesh core, both silicone elastomer and castor oil polyurethane presented the same capacity of elongation, which was reduced in comparison to both materials in the plain state. It was concluded

that, despite being weaker, the resistance of castor oil polyurethane can be increased by the combination with the mesh core, still preserving its greater flexibility and shock absorbing and load distribution capacity, as compared to the silicone elastomer. In this form it is, therefore, an adequate material to make soft sockets for below knee prostheses.

1- INTRODUÇÃO:

1-1- Histórico

1-2- Próteses

1-3- Polímeros

1-1- HISTÓRICO:

Para o homem primitivo a perda da capacidade de locomoção acarretada pela perda de um membro inferior implicava na ameaça à sua sobrevivência. Assim desde há muito tempo, existe a preocupação de se encontrar um substituto para o membro perdido.

Heródoto (483 a. C) relatou o caso de um soldado que amputou o próprio pé, para poder empreender uma fuga, e que, mais tarde, passou a fazer uso de um pé confeccionado em madeira (WILSON, 1981). BURGESS & FORSGREN (1982) e VITALI et al. (1986) reportaram que, em 1858, em Capri, na Itália, foi encontrado um membro inferior artificial completo, confeccionado em bronze e madeira; o componente de coxa era feito de couro de bezerro. Acredita-se ser este o mais antigo membro artificial de que se tem notícia, pois datava possivelmente do ano 300 a. C.

A disponibilidade e facilidade no manuseio, fizeram da madeira o material de escolha para a construção das próteses de membro inferior. Sendo simples, baratas e de fácil manutenção, seu emprego difundiu-se e elas se popularizaram como "pernas-de-pau", que, apesar do pejorativo, foram as precursoras das próteses modernas. Geralmente, essas próteses eram toscas reproduções dos membros inferiores, fabricadas pelos próprios amputados, e o seu aspecto era rudimentar, de modo que, paulatinamente, a madeira foi sendo substituída pelos metais, com o que as próteses tornaram-se semelhantes às armaduras, alinhando, por vezes, funcionalidade e cosmética. Porém, eram muito pesadas (WILSON, 1991; BURGESS & FORSGREN, 1982).

A introdução de novas técnicas depois da revolução industrial trouxe avanços também à fabricação das próteses, mas os maiores impulsos nessa área vieram com as guerras, principalmente a Segunda Guerra Mundial, após a qual próteses confeccionadas em madeira e couro foram sistematicamente produzidas, em escala quase industrial (WILSON, 1981).

QUINGLEY (1981) salientou que os métodos e os materiais utilizados na confecção das próteses sofreram poucas alterações até a década de 50. Foi somente nesta época que surgiram os primeiros programas de pesquisa e treinamento em órteses e próteses, que resultaram na aparecimento do Técnico Ortopédico, que passou a ser reconhecido como uma profissão somente na década de 70.

STAROS & GORALINK (1981) consideraram que os novos materiais empregados nas próteses, deveriam apresentar as seguintes propriedades: biocompatibilidade, baixo peso, alta resistência e baixo custo.

BURGESS & FORSGREN (1982) propuseram que a escolha dos materiais para a confecção de próteses deveria basear-se em três requisitos básicos: 1) conhecimento da anatomia humana; 2) conhecimento do material empregado; e 3) conforto e funcionalidade no uso.

VITALI et al. (1986) consideraram que um membro artificial, especificamente o inferior, deveriam promover a restauração da mobilidade e do estímulo sensorial e preencherem a lacuna psicológica, procurando aliar aparência e função.

WILLIAMS (1987) relatou que, o termo "prótese" foi redefinido como um dispositivo que substitui um membro, órgão ou tecido do corpo humano, durante uma

conferência da European Society for Biomaterials, em 1986. Com o objetivo de se unificar os conceitos e termos da área biomédica.

A reposição da função já era uma preocupação desde o século XVI, quando se verifica os projetos das próteses elaboradas por Ambroise Paré, que desenvolveu uma prótese dotada de articulações no nível do joelho (BUCOLLINI, 1990).

MICHAEL et al. (1990) afirmaram que a construção de próteses segundo desenho, material e função específicos, somente se tornou possível graças aos avanços da engenharia de reabilitação. Com os avanços tecnológicos, os dispositivos protéticos puderam ser adaptados ao ritmo de vida dos amputados, permitindo o retorno à marcha funcional, ao trabalho e aos diferentes tipos de vida, inclusive aos esportes. Os materiais, como o couro por exemplo, foi substituído pelas espumas de poliuretana e os metais pesados, como ferro, bronze e latão, por ligas de alumínio de alta resistência e ainda pelas fibras reforçadas de carbono.

1-2- PRÓTESES:

Até o advento da laminação plástica sobre os moldes de gesso, os soquetes eram esculpidos em madeira num forro cônico, que não oferecia boa estabilização, necessitando de acessórios desconfortáveis para a suspensão (DANIEL, 1950; WILSON, 1981).

Para cada nível de amputação existe um tipo específico de prótese. De um modo geral, as próteses compõem-se das seguintes partes: 1) encaixe, ou soquete, que é o componente destinado a fazer o contato ou união entre o coto de amputação e a prótese, sendo que certos tipos de soquete podem, ainda, receber um dispositivo interno denominado luva ou forro interno; 2) Suspensão, que são os diversos dispositivos que auxiliam na manutenção da prótese contra o corpo, proporcionando estabilidade; 3) coluna ou pilar, cuja função é promover a ligação entre o soquete e o pé protético, propiciando a sustentação do peso e o aspecto estético final; 4) Articulação, especificamente a do joelho, indicada conforme o tipo de paciente e o nível de amputação, podendo ser simples ou multiaxiais, pneumáticas e/ou hidráulicas; 5) Pé, que é a estrutura terminal com um amplo espectro de escolha, sendo o mais conhecido o pé tipo Sach (FOORT et al., 1984). (Figura 1)

Segundo STAROS & GORALINK (1981) e WILSON & MURTHY (1988), os soquetes adequados aos cotos das amputações infrapatelares, conhecidos como soquetes de apoio total, só foram idealizados em 1957, pelos pesquisadores do Laboratório de Biomecânica da Universidade da Califórnia. Os soquetes desse tipo foram designados pela sigla PTB (Patellar Tendon Bearing), que significa "soquete de apoio total". O objetivo desses soquetes era minimizar o desconforto, de modo que seu desenho evita pressões excessivas no coto, concentrando o contato em áreas nas quais as forças poderiam ser aplicadas sem danos aos tecidos. À partir de sua criação, as próteses do tipo PTB foram ganhando dispositivos para melhorar seu desempenho. As inovações incluem soquetes com almofadas de ar, soquetes ajustáveis feitos de materiais

termomoldáveis, soquetes transparentes, almofadas distais, soquetes fabricados diretamente sobre o coto e soquetes flexíveis (FOORT, 1986).

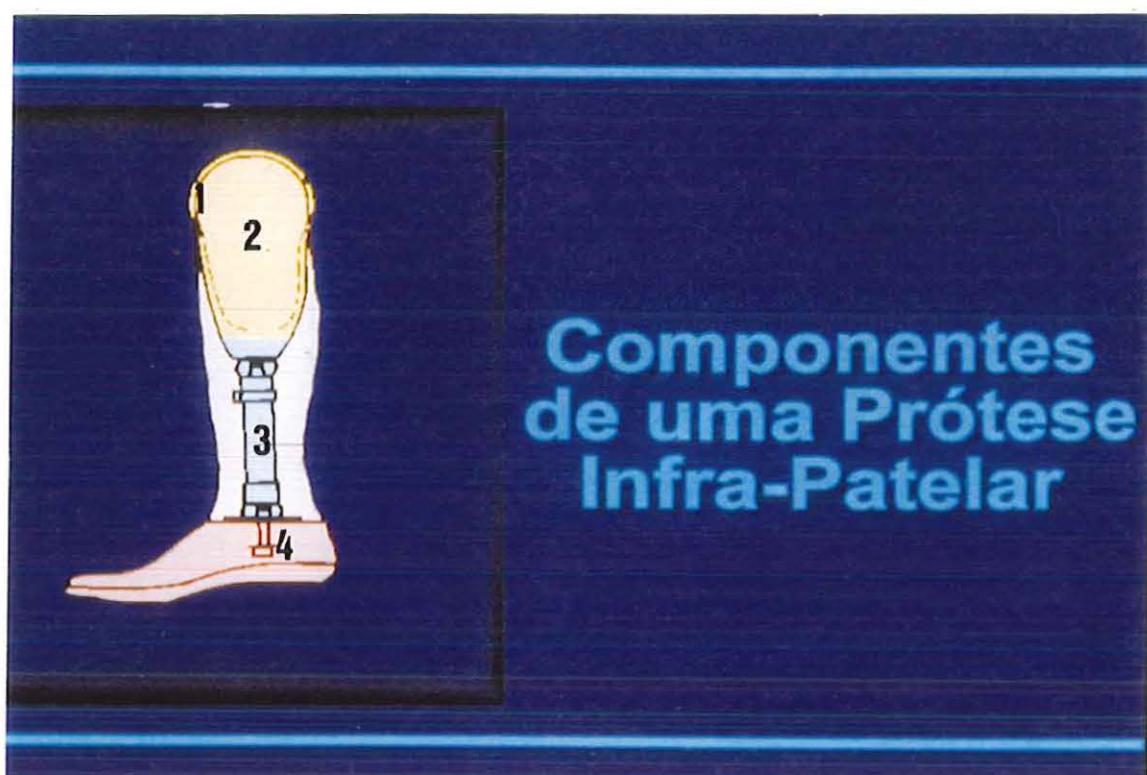


Figura 1: Componentes de uma prótese infra-patelar

(1- soquete; 2- luva; 3- coluna; 4- pé)

Segundo NÄDER & BLOHMKE (1987), o soquete deve distribuir bem as pressões, permitindo uso confortável e controle funcional. Para isso, deve apresentar um desenho adequado, que permita acomodar as cargas de forma precisa, sob condições estáticas e dinâmicas. Assim, um soquete não pode ser simplesmente uma réplica invertida ou um molde negativo do coto, pois, quanto melhor a adaptação, mais eficiente serão as transferências das forças. As amputações infrapatelares em geral resultam em cotos com proeminências ósseas revestidas por delgada camada de tecido de proteção. Por essa razão, os soquetes das próteses infrapatelares necessitam receber internamente uma camada, ou forro, de material flexível, denominado luva ou soquete macio, cuja função é proteger a pele e as proeminências ósseas, minimizando o desconforto causado pelo apoio do coto nas superfícies rígidas do soquete, e proporcionar melhor adaptação do indivíduo à sua prótese.

Nos soquetes das próteses infra-patelares a luva ou o forro interno tem a mesma conformação do soquete rígido e sua espessura não ultrapassa 6,0 mm. Inicialmente, ela era confeccionada em couro, mas, frente às dificuldades de higienização e aos custos, este material foi substituído pelos produtos sintéticos, como as espumas de borracha e os silicones, materiais que permitem certa deformação, de modo que suas superfícies se acomodam com as cargas. São também resistentes e biocompatíveis (VITALI, 1986).

O estudo das pressões ao longo do coto de amputação tem sido foco de estudo de diferentes autores, devido a sua importância em propiciar a adaptação do paciente à prótese e auxiliar na criação e aperfeiçoamento de novos materiais. Comparando indivíduos que não utilizavam luvas nos soquetes de próteses infrapatelares, com outros

que utilizavam luvas de espuma de borracha ou de gel de silicone, SONCH et al. (1970) observaram que os valores das cargas variavam diferentemente em alguns pontos dos cotos, conforme o material utilizado. Nos indivíduos que não usavam luva alguma, as cargas sobre o coto eram maiores, enquanto que o gel de silicone transmitia menos carga, ao mesmo tempo em que promovia melhor distribuição. Em situação intermediária estava a espuma de borracha. COCHRAN (1971) realizou um levantamento a respeito das pesquisas desenvolvidas até então envolvendo os dispositivos construídos para medir as forças geradas no corpo com o uso de órteses e próteses e verificou que os primeiros estudos com relação às pressões nos cotos iniciaram por volta de 1952 por Mueller e colaboradores, quando estavam surgindo os soquetes de sucção.

SANDERS et al. (1992) procuraram quantificar os esforços a que os cotos estão sujeitos, pelo uso do soquete infra-patelar durante a marcha, e concluiu que o pico de carga ocorre na fase de apoio. Obteve o valor médio de 205 Kpa para o que classificou como esforço normal ("normal stress"), com direção perpendicular à parede do soquete e ao coto, e de 54 Kpa para o que classificou de esforço de cizalhamento ("shearing stress"), cuja direção é paralela à parede do soquete e ao coto.

THOMPSON (1995) considerou que os polímeros seriam os melhores materiais para proteger o coto durante o uso das órteses e próteses, distribuindo adequadamente as cargas, por possuírem características físicas semelhantes às dos tecidos que envolvem o corpo.

1-3- POLÍMEROS:

A ciência dos polímeros sintéticos começou a emergir nos anos 30 (PARK, 1980). Ao lado das cerâmicas e de certos metais, eles apresentam larga aplicação biológica, situação em que são denominados *biomateriais* e que "compreendem todos os materiais usados para a aplicações médicas, onde exista interface com o sistema vivo, mesmo em aplicações extra-corpóreas.

Polímero, como o próprio nome diz, é um material composto de moléculas de cadeia longa em que unidades estruturais se repetem ao longo da cadeia. FOORT et al. (1984) consideraram que os polímeros são constituintes básicos de todos os tipos de materiais vivo, sejam animais ou vegetais. Por muitos anos polímeros como a borracha natural e a madeira (celulose), tiveram intensa aplicação. Com o aumento da demanda e a diversificação das aplicações, foram necessárias substituições desses compostos naturais por materiais sintéticos produzidos pelo homem.

O termo *biomaterial* foi definido como "qualquer substância que não drogas, ou combinação de substâncias, sintéticas ou naturais que não drogas, ou a combinação de substâncias, sintéticas ou naturais de origem, as quais podem ser usadas por qualquer período de tempo, como um todo ou como parte de um sistema que trata, melhora ou substitui qualquer tecido, órgão ou função do corpo"(WILIAMS, 1984).

Em 1986, a European Society for Biomaterials definiu que a "biocompatibilidade seria a habilidade do material em desencadear uma resposta apropriada do hospedeiro, em aplicações específicas'(LELAH & COOPER,1986). Além de biocompatíveis, os

polímeros devem ter propriedades químicas, físicas, e mecânicas e de processabilidade tais que assegurem a durabilidade e confiabilidade ao implante (PEPPAS, 1980; HAYASHI & NAKAMURA, 1985; LELAH & COOPER, 1986).

Sob o ponto de vista mecânico, os polímeros em geral apresentam módulos de elasticidade inferior aos dos metais. Alguns deles aceitam grande deformação elástica, sendo denominados elastômeros (VANVLAK, 1970). PARK (1980) complementou ainda que, de forma geral, os polímeros apresentam uma alta capacidade de alongamento antes de sofrerem ruptura e baixos valores de tensão e módulo de elasticidade.

Dentre os diversos polímeros o silicone se destaca por sua versatilidade, pois aplica-se ao emprego industrial, ao consumo doméstico e aos implantes (THOMAS, 1970). LELAH & COOPER (1986), consideraram ainda ser o silicone o material com maior aceitação dentro da área biológica.

Outro tipo de polímero, as poliuretanas surgiram em 1937, e alcançaram grande importância durante a Segunda Guerra Mundial e tiveram sua produção triplicada na década de 70 (PLEPIS, 1991). Elas são obtidas da reação química entre um poliol e um isocianato. Certas poliuretanas possuem características químicas que lhe conferem biocompatibilidade e resistência, tornando-as um biomaterial de grande aplicabilidade no campo biológico.

A versatilidade das poliuretanas torna-se ainda maior, quando se viabilizam os polióis derivados de óleos vegetais como matéria prima industrial, introduzindo soluções alternativas na área tecnológica, promovendo a utilização de novos materiais e novos insumos de grande interesse nacional (ARAUJO, 1991).

Em 1984, um grupo liderado pelo Prof. Dr. Gilberto Chierice, do Instituto de Química Analítica da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, iniciou as pesquisas para o desenvolvimento de polióis e pré-polímeros derivados do óleo da mamona. O óleo da mamona (*Ricinus communis*), conhecido como "óleo de rícino", é na realidade um poliéster formado por três moléculas do ácido ricinoleico (ácido 12-hidróxi-oleico, $C_{18}H_{34}O_3$), cada uma delas com um grupo hidroxila (-OH) livre no Carbono 12, adequado para a polimerização por meio das ligações uretana. Os grupos hidroxila livres reagem com os grupos isocianatos (-NCO) contidas no pré-polímero formado após a reação com o Difenilmetanodiisocianato (MDI) formando então poliuretanas. As características físicas e químicas dessas poliuretanas podem ser alteradas pela combinação em proporções diferentes do poliol e do pré-polímero, ou alterando-se o tipo do poliol e do pré-polímero.

OHARA et al. (1995), em estudos preliminares a respeito da biocompatibilidade da poliuretana derivada do óleo da mamona, implantada no músculo e no tecido celular subcutâneo de coelhos, demonstraram ausência de reações tóxicas nos rins, fígado e baço.

IGNÁCIO et al.(1996), utilizaram a poliuretana derivada do óleo da mamona na forma de cimento ósseo para preencherem falhas ósseas diafisárias de 2 cm de comprimento do rádio de coelhos e também não observaram reações de rejeição ou toxicidade do material no organismo vivo.

As poliuretanas do óleo da mamona podem ser obtidas em diferentes texturas, desde as mais flexíveis, como a dos elastômeros, até as mais rígidas, como a dos

cimentos ósseos. Para os propósitos do presente estudo, a consistência ideal é do silicone, elastômero modelo, material já utilizado na confecção de luvas protéticas. Tal consistência foi obtida com o emprego do óleo da mamona purificado (poliol) e do difenilmetilmetanodiisocianato(pré-polímero) na proporção de 2:1.

2- OBJETIVO

2- OBJETIVO DO TRABALHO:

O objetivo deste trabalho foi comparar a resistência mecânica da poliuretana elastomérica derivada do óleo da mamona e de dois outros materiais de uso consagrado na confecção das luvas dos soquetes infrapatelares, através de ensaios de resistência à tração. Foram considerados na análise os valores médios da carga máxima suportada, da tensão máxima, da tensão de ruptura, do alongamento até a ruptura e do módulo de elasticidade.

3- MATERIAL E MÉTODO:

3-1- Material

3-2- Método

3-2-1-Preparo dos corpos de prova

3-2-2- Ensaios mecânicos

3-1- MATERIAL:

Foram utilizados 3 materiais diferentes para os ensaios de tração: a poliuretana derivada do óleo da mamona na forma de um elastômero¹, um elastômero de silicone², uma espuma de borracha sintética³. A poliuretana derivada do óleo da mamona e o elastômero de silicone foram testados em duas formas diferentes, sendo uma pura outra associada a uma alma de outro material, visto que as luvas habitualmente confeccionadas são construídas em associação com algumas camadas de malha tubular. Esta alma utilizada era de malha tubular elástica⁴ (figura 2) disponível comercialmente, aqui foram utilizadas quatro camadas por material. A poliuretana foi fornecida na quantidade e formulação necessárias, pelo próprio prof. Chierice, que a desenvolveu. O elastômero de silicone e a malha tubular foram fornecidos pela oficina ortopédica Jácomo e Aricó (Ribeirão Preto-SP), provenientes da Otto Bock do Brasil (Campinas-SP), os quais orientaram quanto sua manipulação. A espuma de borracha⁵ ~~racha~~ foi fornecida pela Seção de Reabilitação Neuro-Muscular do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP.

¹Instituto de Química da Escola de Engenharia de São Carlos- USP

²Ortocil (Otto Bock)

³Plastazote

⁴Perlon (Otto Bock)

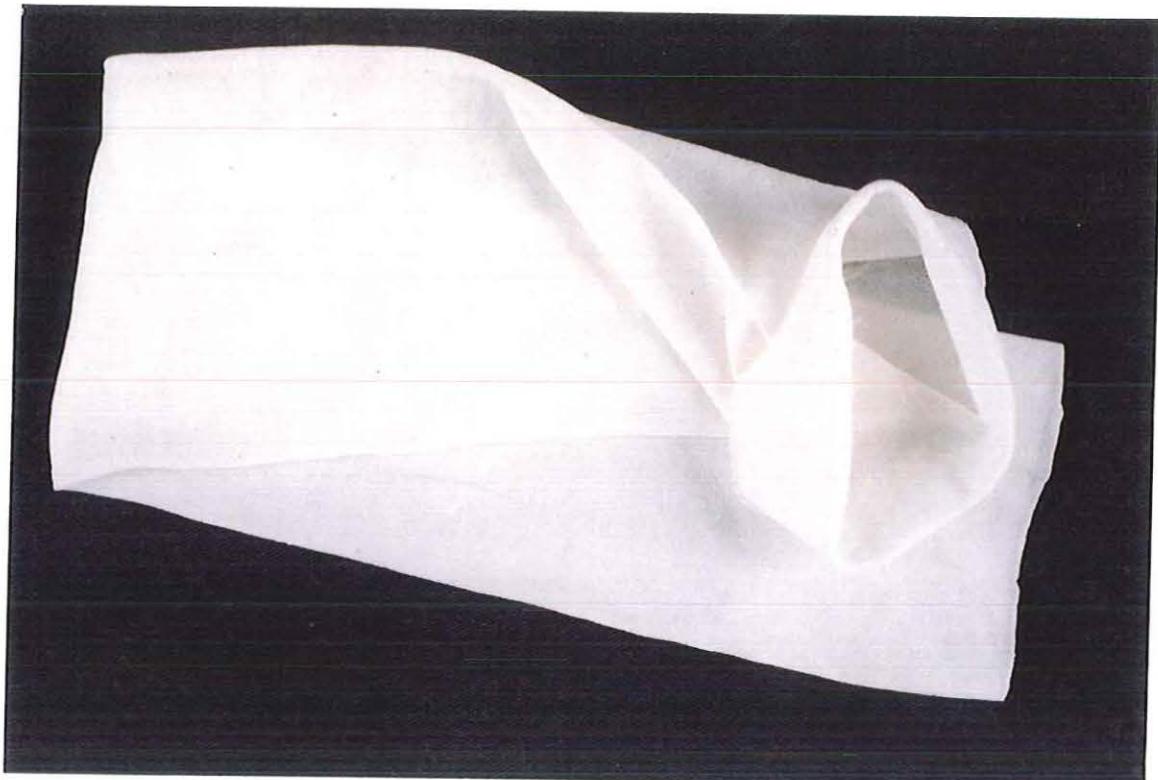


Figura 2: Malha tubular elástica.

Por se tratarem de materiais obtidos à partir de resinas em estado líquido, um recipiente acrílico foi utilizado como forma, com dimensões de 40x 20x 0,6 cm, para conter as misturas da poliuretana e do silicone , respectivamente, enquanto estas passavam progressivamente do estado líquido para o estado sólido ou do elastômero desejado. Para a confecção dos corpos de prova dotados de alma de malha tubular, esta era fixada ao recipiente acrílico por meio de 12 pinos metálicos, distribuídos em linha paralela às suas bordas e distantes 0,5 cm delas.

Os ensaios de tração dos materiais foram realizados segundo a norma padronizada pela American Society for Testing Materials (ASTM) 638-M e recomendada pela Associação Brasileira de Polímeros. Foi utilizada uma máquina de ensaios universal (Sintech 6, do Laboratório de Química Analítica da Escola de Engenharia de São Carlos -USP), que permitia o armazenamento e processamento dos dados obtidos através do micro-computador acoplado à mesma.

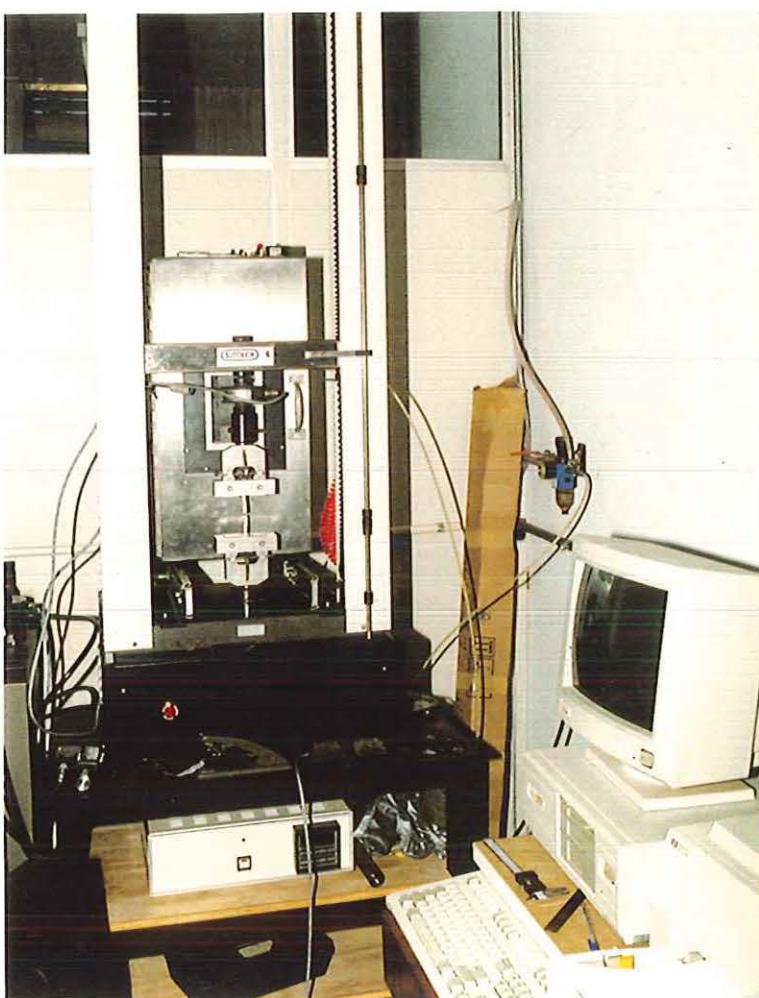


Figura 3: Máquina de Ensaios Universal utilizada.

Os corpos de prova utilizados foram do tipo "gravata borboleta"(Figura 4) e sua obtenção sempre com as mesmas dimensões foi possível graças à utilização de uma peça de bordas cortantes com o mesmo formato do corpo de prova, usinada em aço, doravante denominada faca especial. O corte dos corpos de prova era realizado pressionando essa peça contra os materiais, num mecanismo semelhante à estampagem.

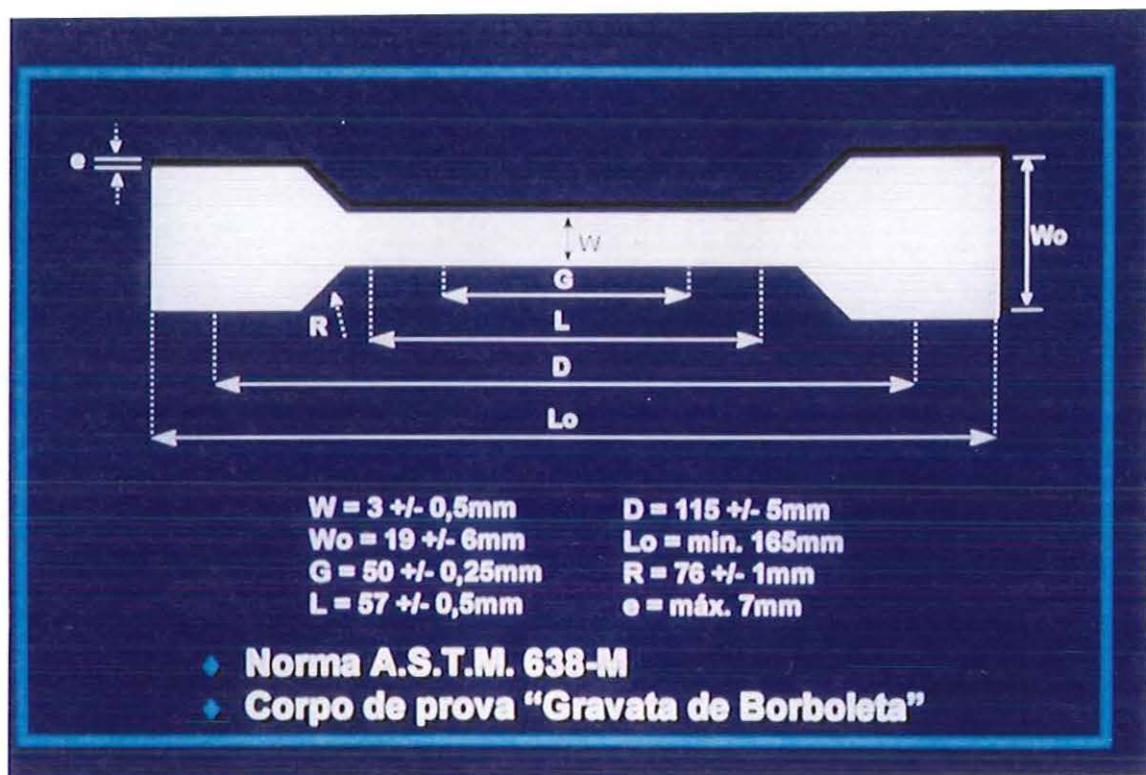


Figura 4: Esquema do Corpo de Prova

3-2- MÉTODO:

3-2-1-PREPARO DOS CORPOS DE PROVA:

A poliuretana derivada do óleo da mamona e o elastômero de silicone necessitaram de preparo prévio. Para o preparo da poliuretana derivada do óleo da mamona foram utilizados dois compostos básicos, denominados pelo laboratório como composto "A" e composto "B", respectivamente. O componente "A" foi identificado pela sigla 329L sendo este o pré-polímero, e o componente "B" foi identificado pela sigla Q160, constituído pelo poliol. Estes foram misturados na proporção de 1:2 respectivamente. Foram utilizados, no total, 400g do Poliol "B" e 200g do pré-polímero "A" (Figura 5). O Poliol recebeu um aquecimento prévio até uma temperatura de aproximadamente 80 graus Célsius, com a finalidade de acelerar a reação.

Os produtos foram homogeneizados com cuidado durante 3 minutos. A mistura foi submetida ao vácuo durante 1 minuto, à fim de evitar a concentração de bolhas provenientes da reação. Ao final deste processo, obteve-se uma mistura no estado de gel que foi depositada no recipiente acrílico durante 60 minutos, tempo em que o material atingiu a cura completa , assumindo a consistência do elastômero desejado. Em seguida, a placa de material obtida foi removida da forma . Nove corpos de prova foram cortados

com a faca especial, após 24 horas da cura completa, sempre no sentido longitudinal da placa.



Figura 5 - Poliol "A" e Pré polímero "B" antes do preparo do elastômero.

Os corpos de prova dotados de alma de malha tubular elástica foram obtidos exatamente do mesmo modo, com a diferença que a malha foi previamente estendida em quatro camadas dentro do recipiente acrílico e presa aos pinos metálicos em suas bordas,

tomando-se o cuidado de deixar um espaço entre a malha e ao fundo da forma. Em seguida, a mistura foi cuidadosamente derramada por uma das bordas da forma, entre a malha e o fundo da forma, entre os pinos de fixação e amalha , de modo que ele se espalhasse igualmente abaixo, acima e entre as camadas de malha tubular, impregnando-a completamente. Após a cura do polímero, foram retirados também nove corpos de prova, utilizando a faca especial, sempre no sentido longitudinal da placa, que coincidia com o sentido longitudinal da malha tubular.

Para o preparo do elastômero de silicone, foram seguidas as instruções da oficina ortopédica que forneceu o produto. Para produzir 630g do elastômero, foram utilizados 270g do reagente 617H430 (código do fabricante), 30 gramas de catalisador (sem código específico) e 330 g do reagente 617H44-0 (código do fabricante) . Estes reagentes foram homogeneizados durante 3 minutos e mantidos por 1 minuto no vácuo para a eliminação das bolhas. A mistura obtida no estado gel, foi depositada no recipiente acrílico até atingir a cura, em cerca de 20 minutos. A lâmina obtida permitiu, assim como na poliuretana, a retirada de 9 corpos de prova. Uma nova mistura de silicone foi feita para a obtenção deste elastômero associado com as quatro camadas de malha tubular, tomndo-se o cuidado de posicionar-la corretamente antes de derramar a mistura para uma perfeita impregnação da malha.

Já a espuma sintética de borracha não necessitou preparo prévio pois é disponível comercialmente na forma de placas com diversas espessuras. Foi tomado o cuidado de se adquirir uma placa na mesma espessura do corpo de prova utilizado, assim foram também cortados nove corpos de prova.

3-2-2- ENSAIOS MECÂNICOS:

Para serem submetidos aos ensaios de tração, os corpos de prova dos cinco materiais foram identificados por siglas, à saber: PU, poliuretana derivada do óleo da mamona; SIL, silicone; ESP, espuma de borracha sintética; PU/AL, poliuretana derivada do óleo da mamona + alma; SIL/AL, silicone + alma (Figura 6, Tabela 1)

MATERIAIS	IDENTIFICAÇÃO	CORPOS DE PROVA
POLIURETANA DERIVADA DO ÓLEO DA MAMONA	PU	4
SILICONE	SIL	4
ESPUMA DE BORRACHA	ESP	4
POLIURETANA DERIVADA DO ÓLEO DA MAMONA + ALMA	PU/AL	4
SILICONE +ALMA	SIL/AL	4

Tabela 1: Distribuição dos corpos de prova confeccionados com os diferentes materiais

Foram confeccionados nove corpos de prova de cada material testado, sendo que apenas quatro foram selecionados para os ensaios de tração, com base no exame macroscópico das imperfeições, sendo os principais critérios a ausência de bolhas e a regularidade das formas e dimensões.

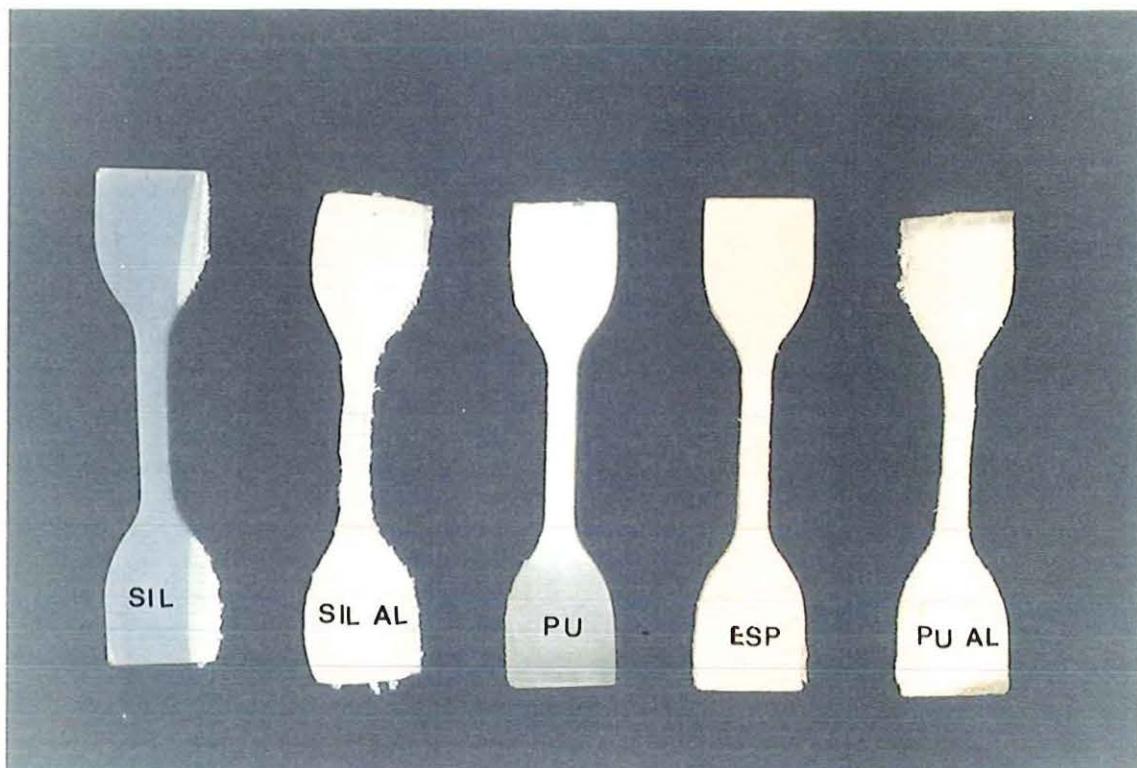


Figura 6: Corpos de Prova dos materiais ensaiados.

Antes de serem acoplados à máquina de testes cada corpo de prova teve suas medidas de largura e espessura aferidos na região central das peças, por meio de um paquímetro, sendo cada valor registrado no computador para cálculo da área da secção transversal inicial. Em seguida eles eram posicionados verticalmente na máquina de ensaios e presos pelas extremidades (Figura 7).

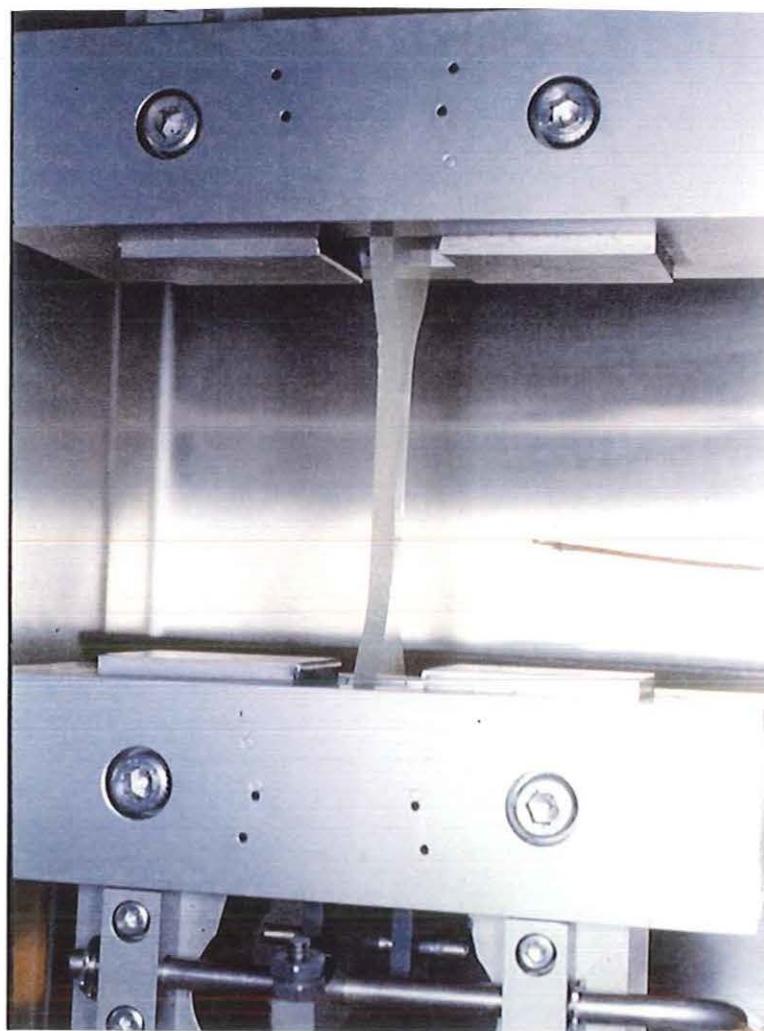


Figura 7 : Corpo de prova acoplado à máquina de ensaios.

Em todos os ensaios a máquina foi programada para uma velocidade de estiramento de 5,0 mm/min, parâmetro também de acordo com a norma utilizada. Em todos os corpos de prova a máquina aplicou uma força crescente em função do tempo até sua ruptura. A força aplicada foi monitorada até um valor máximo de estiramento e os valores foram sendo armazenados pelo micro-computador . Ao final dos ensaios os dados foram processados obtendo-se os valores mínimos e máximos para cada material, bem como a média, mediana e desvio padrão para a carga máxima de ruptura, a tensão máxima, a tensão de ruptura, a deformação até o ponto de ruptura e o módulo de elasticidade. Foi produzido, ainda , durante o estiramento um gráfico da curva do alongamento obtido pela carga aplicada. (Anexo B)

Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística pelo teste pareado de TUKEY-KRAMER e pela análise de variância ANOVA, com nível de significância de 5%. Para análise final o presente trabalho considerou somente os valores médios de cada parâmetro avaliado entretanto os valores individuais obtidos para cada material se encontram no anexo A.

4- RESULTADOS

4- RESULTADOS:

Errado! A poliuretana derivada do óleo da mamona(PU) apresentou carga máxima de 8 N, área inicial da secção transversa de 24 mm², tensão máxima de 335,75 KPa, tensão de ruptura de 335,75 KPa, alongamento até a ruptura de 105,27 % e Módulo de Elasticidade de 0,36 Mpa (Tabela 2).

O silicone (SIL) apresentou carga máxima de 71,2 N, área inicial de 30,4 mm², tensão máxima de 2315 KPa, tensão de ruptura de 2315 KPa, alongamento até a ruptura de 260,95 % e Módulo de Elasticidade de 0,9 MPa (Tabela 2).

Para a espuma de borracha (ESP), foram encontrados valores médios da carga máxima de 17N , área inicial de 30 mm², tensão máxima de 508,25 KPa, tensão de ruptura de 508,25 KPa, alongamento até a ruptura de 136,7% e Módulo de Elasticidade 0,8MPa (Tabela 2).

Já a poliuretana derivada do óleo da mamona com a alma (PU/AL), foram obtidos os valores médios para a carga máxima de 73,25 N, área inicial de 34,5 mm², tensão máxima de 2128,5 KPa, tensão de ruptura de 2128,15 KPa, alongamento até a ruptura de 68,4 % e Módulo de Elasticidade de 3,21 MPa (Tabela 2).

Para o silicone com a alma (SIL/AL), foram encontrados os valores médios da carga máxima de 111,75 N, área inicial de 34,5 mm², tensão máxima de 3030,75 MPa, tensão de ruptura de 3030,75 MPa, alongamento até a ruptura de 65,87 % e Módulo de Elasticidade de 5,02 MPa (Tabela 2).

MATERIAIS	ÁREA (mm ²)	CARGA MÁXIMA (N)			TENSÃO MÁXIMA (KPa)			TENSÃO RUPTURA (KPa)			ALONGAMENTO RUPTURA (%)			MÓDULO ELASTICIDAI (MPa)	
		M	MD	DP	M	MD	DP	M	MD	DP	M	MD	DP	M	MD
PU	24,00	8,0	7,0	1,15	335,7	335	43,04	335,7	335	43,04	105,27	106,5	17,14	0,36	0,35
SIL	30,24	71,5	70,5	5,80	2315,0	2316	254,41	2315,0	2316	254,41	260,95	266,6	26,44	0,90	0,91
ESP	30,00	17,0	17,0	0,81	508,2	503	72,35	508,2	503	72,35	136,70	118,8	11,23	0,80	0,78
PU/AL	34,50	73,2	72,5	5,90	2128,5	2146	222,06	2128,5	2146	222,06	68,40	54,9	8,44	3,21	2,93
SIL/AL	34,50	111,7	112,5	6,85	3030,7	3073	510,47	3030,7	3073	510,47	65,87	64,1	6,48	5,02	5,13

M: Média

MD: Mediana

DP: Desvio Padrão

Tabela 2 : Resultados Obtidos (Valores médios)

Para melhor visualização dos resultado, a Figura 8 demonstrou comparativamente os valores obtidos dentro do parâmetro carga máxima, a Figura 9 demonstrou os valores dentro do parâmetro tensão máxima, a Figura 10 apresentou os valores obtidos dentro do tensão de ruptura e a figura 11, os valores do alongamento até a ruptura.

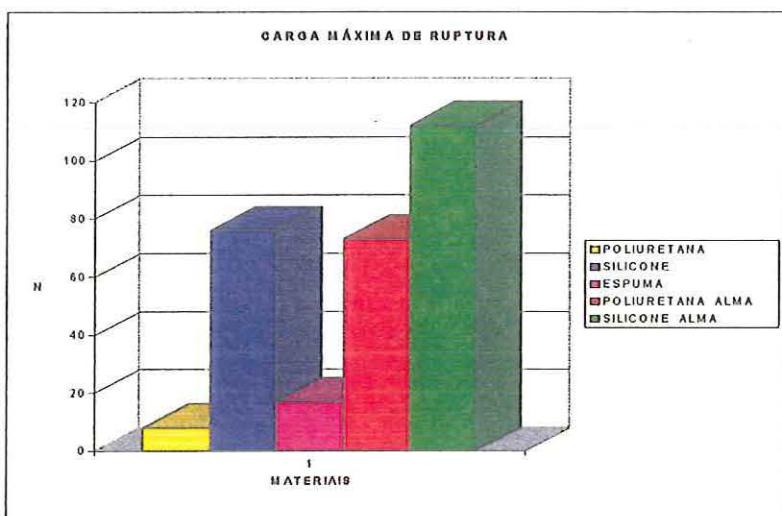


Figura 8: gráfico da carga máxima de ruptura .

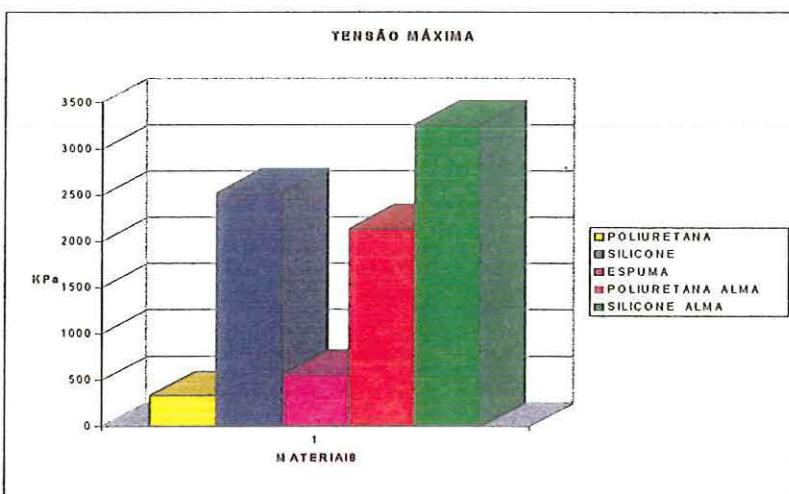


Figura 9: gráfico da tensão máxima.

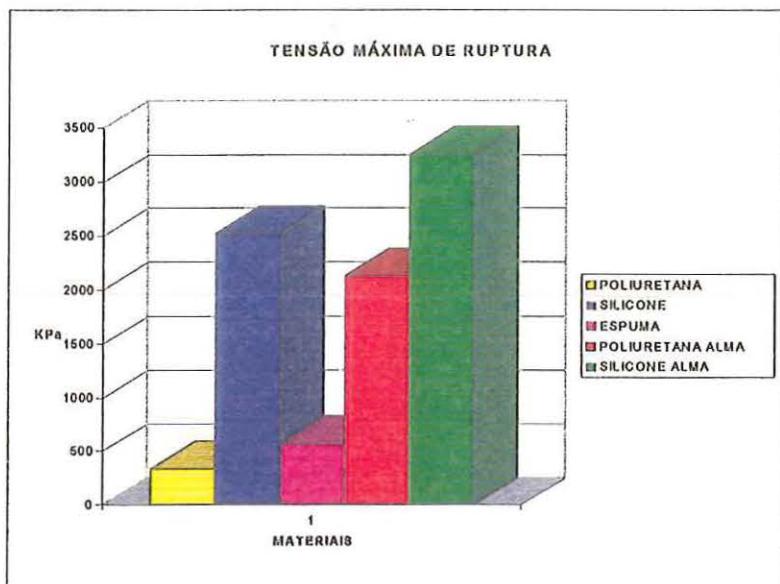


Figura 10: gráfico da tensão de ruptura

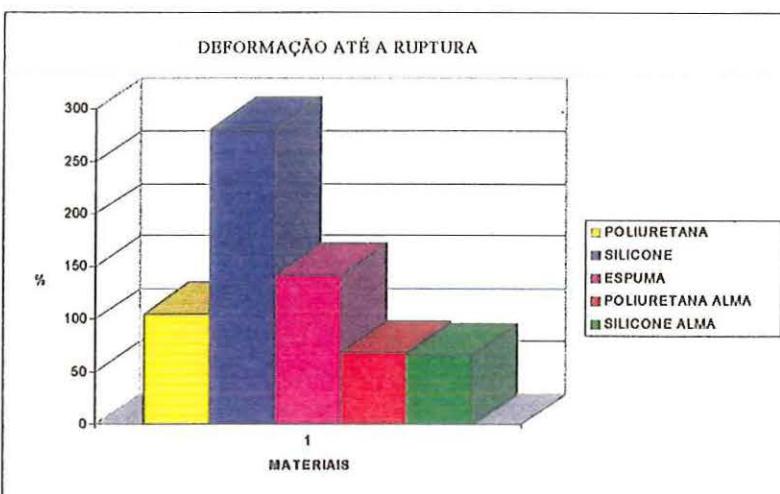


Figura 11: gráfico do alongamento até a ruptura.

A análise de variância (ANOVA) mostrou que a variação entre os valores foi significante ($p<0,05$), mas o teste pareado de TUKEY-KRAMER mostrou que não houve diferença significante entre a PU e a ESP e entre o SIL e a PU/AL, para os valores da carga máxima, da tensão máxima e da tensão de ruptura. Também não houve diferença significante para os valores do alongamento até a ruptura para a PU/AL e SIL/AL. Para os demais valores, nos demais parâmetros, as diferenças foram significantes (Tabela 3).

MATERIAIS/ VALORES	CARGA MÁXIMA		TENSÃO MÁXIMA		TENSÃO RUPTURA		ALONGAMENTO RUPTURA		
	q	p	q	p	p	q	p	q	
PU E SIL	29.624	0.001	16.787	0.001	0.001	20.005	0.001	2.265	
PU E ESP	4.207	0.050	1.280	0.050	0.050	30545	0.050	1.847	
PU E PU/AL	30.012	0.001	14.894	0.001	0.001	5.892	0.010	11.887	
PU E SIL/AL	47.869	0.001	23.579	0.001	0.001	6.007	0.010	19.433	
SIL E ESP	25.057	0.001	15.507	0.001	0.001	16.460	0.001	0.417	
SIL E PU/AL	.0748	0.050	1.893	0.050	0.050	25.897	0.001	9.622	
SIL E SIL/AL	18.605	0.001	6.792	0.001	0.001	26.081	0.001	17.168	
ESP E PU/AL	25.805	0.001	13.615	0.001	0.001	9.437	0.001	10.040	
ESP E SIL/AL	42.662	0.001	22.299	0.001	0.001	9.622	0.001	17.585	
PU/AL SIL/AL	E	17.857	0.001	8.684	0.001	0.001	0.184	0.050	7.546

Tabela 3: Testes de TUKEY-KRAMER (Diferenças significantes quando $q>4,367$ e $q<0,05$

5- DISCUSSÃO:

5- DISCUSSÃO:

O silicone foi considerado por LELAH & COOPER (1986) como o material mais utilizado na área médica, apresentando características próximas do ideal para a confecção de luvas protéticas. Entretanto, o material mais empregado para essa finalidade é a espuma de borracha, por ser bem mais econômica que o silicone, embora seja bem menos resistente. Dessa forma, seria muito desejável que se dispusesse de um material resistente como elastômero de silicone, mas econômico como a espuma de borracha, qualidades potenciais da poliuretana da mamona, que se torna objeto da presente investigação, pois sua adequação ao uso protético depende ainda, dentre outras propriedades, da comprovação laboratorial das suas propriedades mecânicas.

O preparo da poliuretana com a textura final foi utilizada neste trabalho consumiu tempo e representou uma etapa significativa do trabalho. Foram produzidos elastômeros com diferentes características, até que as proporções exatas entre o poliol e o pré-polímero fossem conhecidas para a obtenção da textura final, semelhante à do elastômero do silicone, na realidade o modelo a ser seguido. A comparação com as propriedades de outros materiais, de uso já consagrado, mostrou-se necessária devido às dificuldades em se obter, na literatura consultada, os parâmetros e respectivos valores considerados ideais para que um material seja considerado interessante para o uso protético. O elastômero de silicone e a espuma de borracha foram selecionados para a

comparação em virtude não somente de suas propriedades macânicas, mas também por serem bem aceitos pelos pacientes.

Autores como BURGESS & FORSGREN (1992) propuseram alguns pré-requisitos para os materiais protéticos, que poderiam ser tomados como parâmetros, mas não apresentaram valores numéricos objetivos, afirmando apenas que tais materiais necessitavam ser resistentes.

A poliuretana derivada do óleo da mamona é um composto muito versátil, pois materiais de diferentes texturas, desde flexíveis até rígidas, podem ser obtidos apenas alternando as proporções entre seus componentes. Essa versatilidade possibilita a produção de inúmeros componentes protéticos. Além da versatilidade da apresentação, a poliuretana derivada do óleo da mamona é um material biocompatível, que apresenta excelente interação com organismos vivos (OHARA et al., 1995; IGNÁCIO et al. 1996), do que resulta que reações alérgicas durante o seu uso serão improváveis de ocorrer. Seu manuseio, todavia, requer alguns cuidados, pois a reação de polimerização ocorre com a formação de grande quantidade de bolhas, o que exige o uso do vácuo. A presença dessas bolhas não pode ser subestimada ou ignorada, pois elas se constituem em pontos de enfraquecimento do material. Por outro lado, o tempo de cura de aproximadamente 60 minutos é muito elevado e necessitará ser reduzido para facilitar a obtenção do produto final.

Neste estudo, os materiais foram selecionados de acordo com a sua origem e a presença ou não da alma de malha tubular. A investigação de corpos de prova confeccionados com a poliuretana ou o silicone associados à malha tubular tornou-se

necessário pois o silicone já é utilizado industrialmente dessa maneira, para conferir forma e resistência à luva. A malha tubular elástica foi escolhida por ser utilizada na prática.

Os ensaios de tração foram realizados segundo a padronização baseada nas informações obtidas da NORMATIZACION DE LAS MATERIAS PLÁSTICOS (1969), e dos estudos de PARK(1980), HAYASHI & NAKAMURA (1985), HAYASHI (1987), WARUNEK et al. (1989) e DOOTZ et al. (1992), que se utilizaram dos ensaios de tração para avaliar a resistência mecânica dos materiais.

Os resultados obtidos mostraram que os valores da carga máxima foram maiores para o silicone (SIL), seguido da espuma sintética (ESP) e, por último, da poliuretana derivada do óleo da mamona (PU). A presença da alma aumentou a resistência da poliuretana e do silicone, pois a carga máxima suportada pelos corpos de prova das associações PU/AL e SIL/AL foi superior àquela obtida com os demais materiais. A análise estatística pelo teste pareado de TUKEY-KRAMER mostrou que para o parâmetro **carga máxima** não houve diferença significante entre os valores obtidos pela poliuretana pura (PU) e pela espuma de borracha (ESP), o mesmo ocorrendo entre o silicone puro (SIL) e a poliuretana com alma (PU/AL), o que equivale a dizer que a poliuretana pura tem comportamento similar ao da espuma de borracha e a poliuretana com alma similar ao do silicone puro. Entre os demais grupos as diferenças dos valores foram significativas.

Para todos os materiais testados, os valores dos parâmetros tensão máxima e tensão de ruptura foram idênticos, como pode ser verificado na Tabela 2, e que significa

que os materiais se rompem no pico máximo da carga. O silicone puro (SIL) foi o material que apresentou os maiores valores médios para esses parâmetros, seguido da espuma de borracha (ESP) e, por último, pela poliuretana pura (PU). Com a inclusão da alma, os valores médios de ambos os parâmetro aumentaram, tanto para a poliuretana (PU/AL), como para o silicone (SUL/AL). Assim como ocorreu para os valores da carga máxima, não houve diferença significante entre as tensões máxima e de ruptura da poliuretana pura (PU) e da espuma de borracha (ESP), o que equivale a dizer que ambos são similares, quanto a esse parâmetro. Também não houve diferença significante entre os valores obtidos para o silicone puro (SIL) e para a poliuretana com alma (PU/AL).

WARUNEK et al.(1989) compararam a resistência mecânica de compostos uretana de silicone para fins odontológicos, por meio de ensaios de tração, e observaram que os maiores valores da tensão foram obtidos pelos compostos uretana. Tadavia é preciso considerar que esses materiais eram diferentes dos testados neste trabalho e que a norma utilizada foi ASTM 412-83, também diferente da norma utilizada neste trabalho.

Num trabalho semelhante DOOTZ et al. (1992) observaram que os compostos de silicone também obtiveram valores de tensão de ruptura menores do que compostos que eles classificaram de copolímeros. Utilizaram em seus estudos a norma ASTM 412-66.

No quesito alongamento até a ruptura, o silicone puro (SIL) foi o material que apresentou o maior valor médio, seguido da espuma de borracha sintética (ESP) e por último, da poliuretana pura (PU). Aqui também, a inclusão da alma (SIL/AL) e (PU/AL) foi responsável pela redução da capacidade de alongamento tanto do silicone como da poliuretana. Do ponto de vista da análise estatística, não houve diferença significativa

entre o alongamento médio da espuma de borracha (ESP) e da poliuretana pura (PU), bem como entre a poliuretana com alma (PU/AL) e do silicone com alma (SIL/AL). Isto significa que a poliuretana pura apresenta capacidade de alongamento semelhante a da espuma de borracha e que a inclusão da alma torna semelhantes os comportamentos da poliuretana e do silicone. Igualmente, WARUNEK et al. (1989) e DOOTZ et al. (1992) relataram que os compostos silicone possuem maior capacidade de alongamento, quando comparados aos compostos uretana e copelaremos.

A investigação da capacidade de alongamento dos biomateriais é muito importante, pois as luvas dos soquetes devem acomodar as cargas exercidas pelas proeminências ósseas dos cotos de amputação justamente por meio dessa capacidade, permitindo a distribuição adequada das pressões. VITALI (1986) considerou que os materiais destinados à confecção das luvas dos soquetes infra-patelares, devem apresentar capacidade de deformação para acomodar as cargas, além de serem resistentes.

A resistência também é uma característica primordial para as luvas, pois a baixa resistência facilita seu rompimento. Por outro lado, a resistência deve estar equilibrada com a capacidade de alongamento, pois a deformação excessiva eliminaria a função de acolchoamento. SANDERS et al. (1992) estudaram as cargas a que os cotos de amputação estão sujeitos durante a marcha e observaram que, na fase de apoio, o pico máximo de carga perpendicular à parede do soquete foi de 205 KPa. Todos os materiais aqui estudados suportaram cargas superiores a essa, do que se entende que todos têm capacidade de suportar a magnitude de carga normalmente transmitida pelo coto ao

soquete. Entretanto, as cargas perpendiculares não são as únicas a que o material está sujeito.

Os valores do módulo de elasticidade da poliuretana e do silicone sem a alma de malha tubular ficaram abaixo de 1. O maior valor foi verificado com o silicone, seguido da espuma de borracha e, finalmente, da poliuretana. WARUNEK et al. (1989) relataram que os compostos de silicone possuíam módulos de elasticidade menores que os compostos uretana, o que é conflitante com os achados deste trabalho, sem contudo apresentarem seus valores absolutos. A poliuretana com alma (PU/AL) apresentou módulo de elasticidade menor que o silicone também com alma (SIL/AL).

Os resultados obtidos neste trabalho apontaram claramente que a poliuretana derivada do óleo da mamona tem características mecânicas inferiores às do elastômero do silicone. Frente a esses resultados, é de se considerar que a melhor forma de se utilizar a poliuretana seria associando-se à alma de malha tubular , como estudado aqui. Dessa maneira, ela se tornam um material mais resistente que na sua forma pura e tem preservadas sua flexibilidade, que é maior que a do silicone, e a sua capacidade de absorção de choques e distribuição de carga. A alma é necessária também para a manutenção da forma da luva, como nas luvas de silicone.

6- CONCLUSÕES:

6 -CONCLUSÕES:

- 1- Nas condições em que foi realizada a investigação, a poliuretana derivada do óleo da mamona é o material menos resistente à tração, sendo o mais resistente o silicone e estando em situação intermediária a espuma de borracha sintética.
- 2- Apesar de menos resistente, a poliuretana é o material mais flexível, seguido da espuma de borracha sintética e do silicone.
- 3- Embora reduza a elasticidade, a alma de malha tubular aumenta a resistência tanto da poliuretana como do silicone.
- 4- A Poliuretana com a alma mostrou-se o material mais indicado para a aplicação prática do que na forma sem alma.

7- ANEXOS:

7-1- ANEXO A

7-2- ANEXO B

7-1- ANEXO A:

AMOSTRAS	ÁREA (mm ²)	CARGA MÁXIMA (N)	TENSÃO MÁXIMA (KPa)	TENSÃO RUPTURA (KPa)	ALONGA MENTO RUPTURA (%)	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)
1	24,0	7,0	305,0	305,0	86,0	0,41
2	24,0	7,0	293,0	293,0	95,9	0,34
3	24,0	9,0	366,0	366,0	117,2	0,34
4	24,0	9,0	379,0	379,0	122,0	0,37
MÉDIA	24,0	8,0	335,7	335,7	105,2	0,36
MEDIANA	0,0	8	335,5	335,5	106,5	0,35
DESVIO PADRÃO	0,0	1,1	43,0	43,0	17,1	0,03

Tabela 4 : Poliuretana derivada do óleo da mamona sem alma (PU)

AMOSTRAS	ÁREA (mm ²)	CARGA MÁXIMA (N)	TENSÃO MÁXIMA (KPa)	TENSÃO RUPTURA (KPa)	ALONGA MENTO RUPTURA (%)	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)
1	30,24	73,0	2422,0	2422,0	285,1	0,85
2	30,24	79,0	2607,0	2607,0	276,3	1,02
3	33,64	68,0	2021,0	2021,0	257,0	0,78
4	29,70	66,0	2210,0	2010,0	225,0	0,98
MÉDIA	30,95	71,2	2293,0	2293,0	259,6	0,90
MEDIANA	-	70,0	2210,0	2210,0	257,0	0,91
DESVIO PADRÃO	1,81	5,0	225,7	225,7	23,2	0,11

Tabela 5: silicone sem alma (SIL)

AMOSTRAS	ÁREA (mm ²)	CARGA MÁXIMA (kPa)	TENSÃO MÁXIMA (kPa)	TENSÃO RUPTURA (kPa)	ALONGA MENTO RUPTURA (%)	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)
1	30,00	16,00	537,00	537,00	132,00	0,81
2	30,00	18,00	595,00	595,00	151,00	0,97
3	35,59	17,00	469,00	469,00	138,20	0,70
4	40,02	17,00	432,00	432,00	124,80	0,75
MÉDIA	33,90	17,40	492,60	492,60	135,20	0,80
MEDIANA	-	17,00	469,00	469,00	132,00	0,78
DESVIO PADRÃO	1,00	1,14	71,77	71,77	10,05	0,11

Tabela 6: Espuma de borracha sintética (ESP)

AMOSTRAS	ÁREA (mm ²)	CARGA MÁXIMA (N)	TENSÃO MÁXIMA (kPa)	TENSÃO RUPTURA (kPa)	ALONGA MENTO RUPTURA (%)	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)
1	36,0	74,00	2052,00	2052,00	73,60	2,82
2	36,0	81,00	2240,00	2240,00	73,50	3,05
3	36,0	67,00	2365,00	2365,00	70,60	2,74
4	36,0	71,00	1857,00	1857,00	55,90	4,24
MÉDIA	36,0	73,20	2072,00	2072,00	66,74	3,21
MEDIANA	-	73,00	2052,00	2052,00	70,60	2,93
DESVIO PADRÃO	0,0	5,11	229,12	229,12	8,20	0,69

Tabela 7 : Poliuretana derivada do óleo da mamona com alma (PU/AL)

AMOSTRAS	ÁREA (mm ²)	CARGA MÁXIMA (N)	TENSÃO MÁXIMA (kPa)	TENSÃO RUPTURA (kPa)	ALONGA MENTO RUPTURA (%)	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)
1	30,0	108,00	2585,00	2585,15	61,20	5,82
2	36,0	104,00	2898,00	2898,00	74,60	3,99
3	36,0	117,00	2349,00	2349,00	67,00	4,84
4	36,0	118,00	3291,00	3291,00	60,00	5,43
MÉDIA	34,5	111,40	3082,00	3082,00	64,66	5,02
MEDIANA	-	110,00	3289,00	3289,00	61,20	5,13
DESVIO PADRÃO	3,0	5,98	477,15	477,15	6,23	0,79

Tabela 8: silicone com alma (SIL/AL)

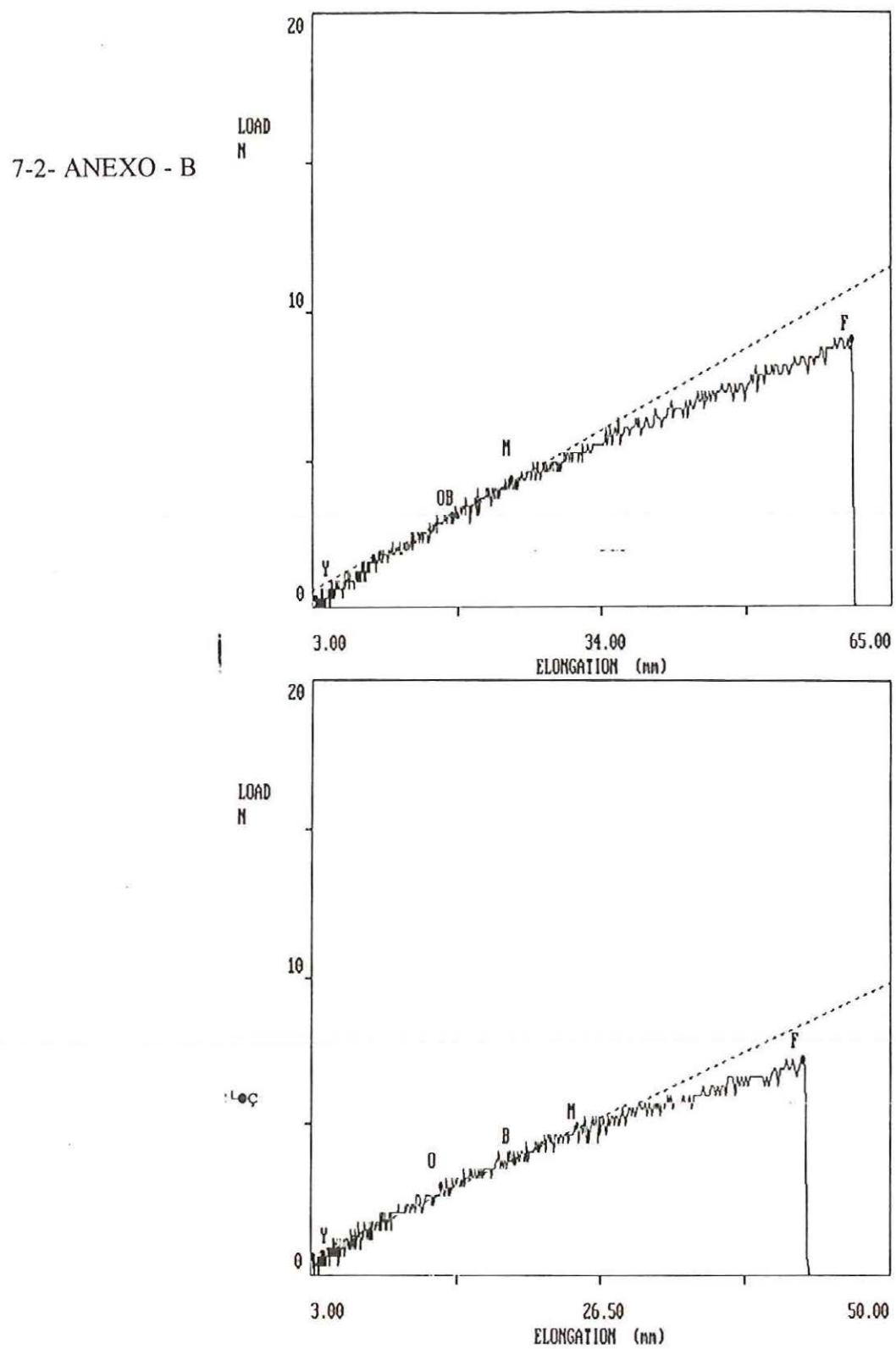


Figura 12- gráfico de curvas obtidas do alongamento versus a carga de dois corpos de prova da poliuretana (PU)

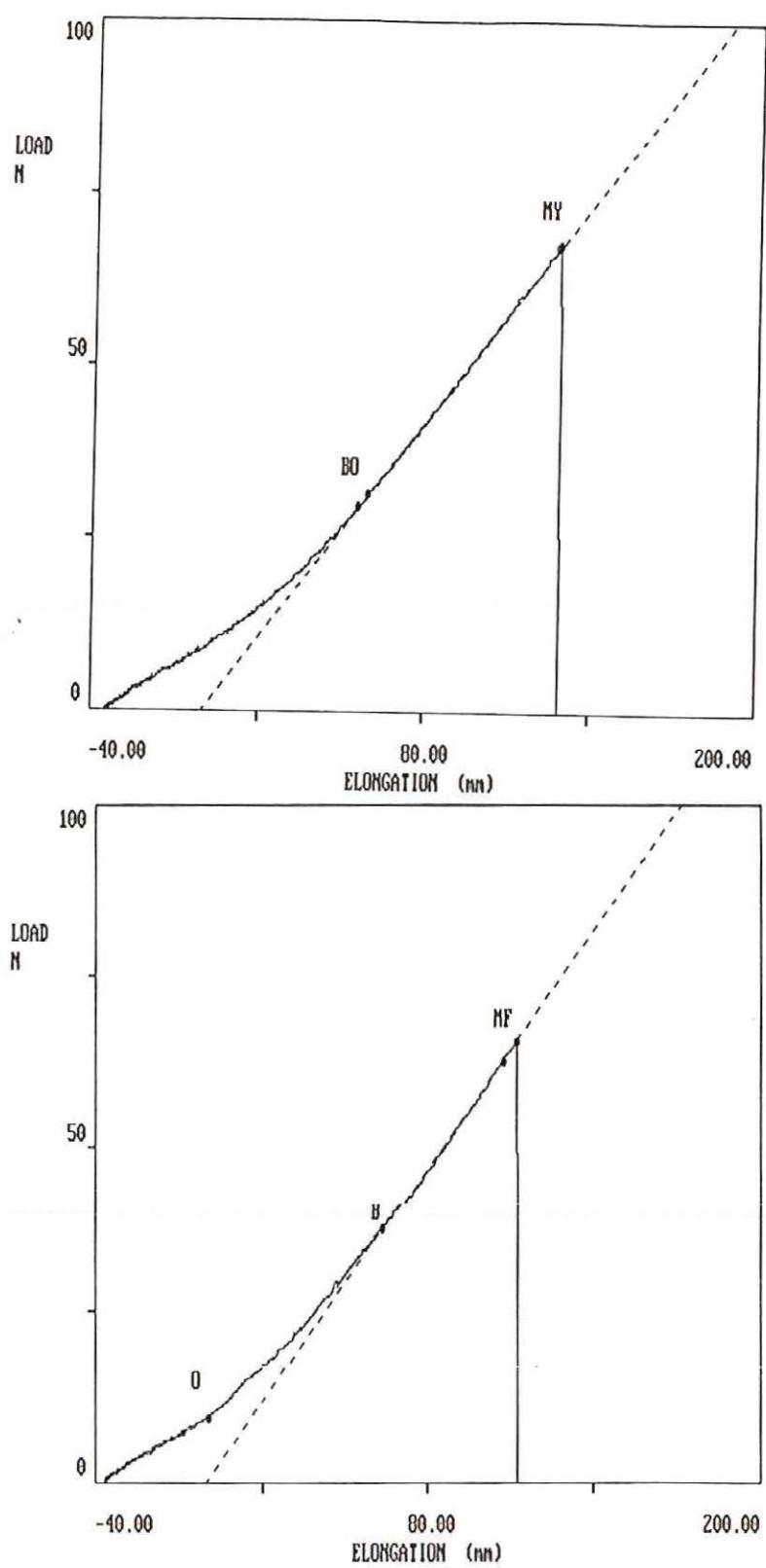


Figura 13: gráfico de curvas obtido do alongamento versus a carga de dois corpos de prova do silicone (SIL)

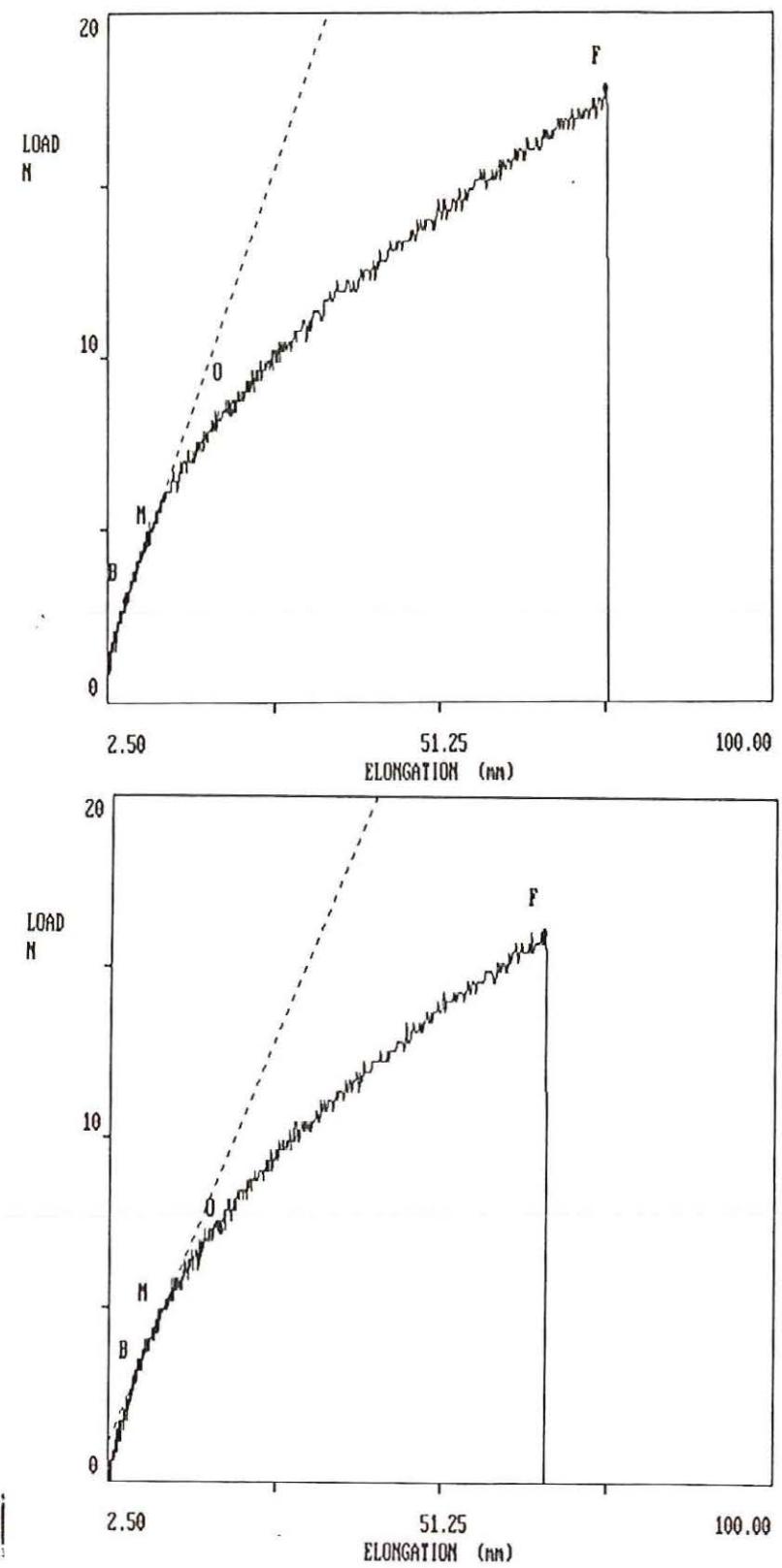


Figura 14: gráfico de curvas obtido do alongamento versus a carga de dois corpos de prova da espuma de borracha (ESP)

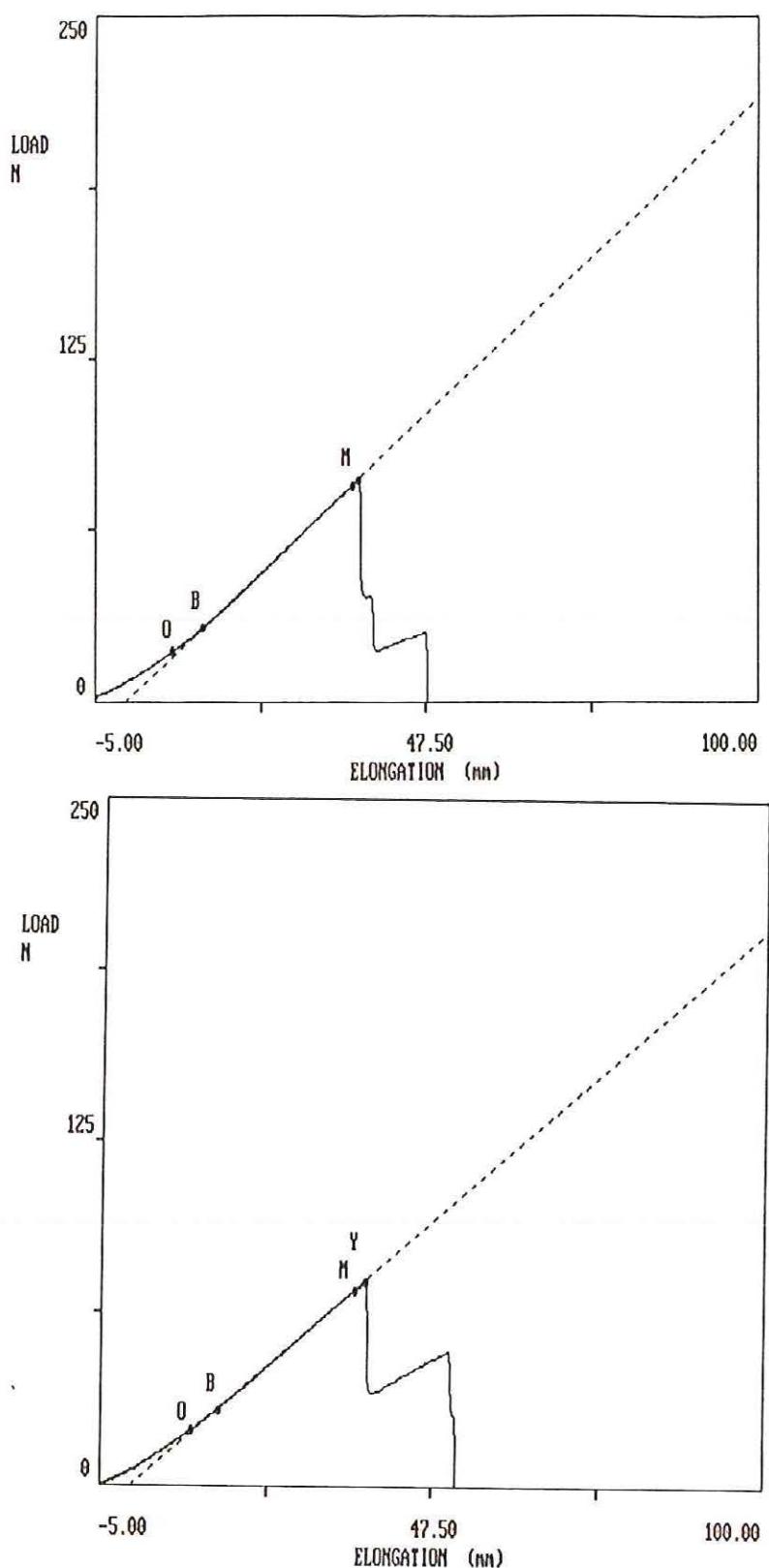


Figura 15: gráfico de curva obtido do alongamento versus a carga de dois dos corpos de prova da poliuretana com alma (PU/AL)



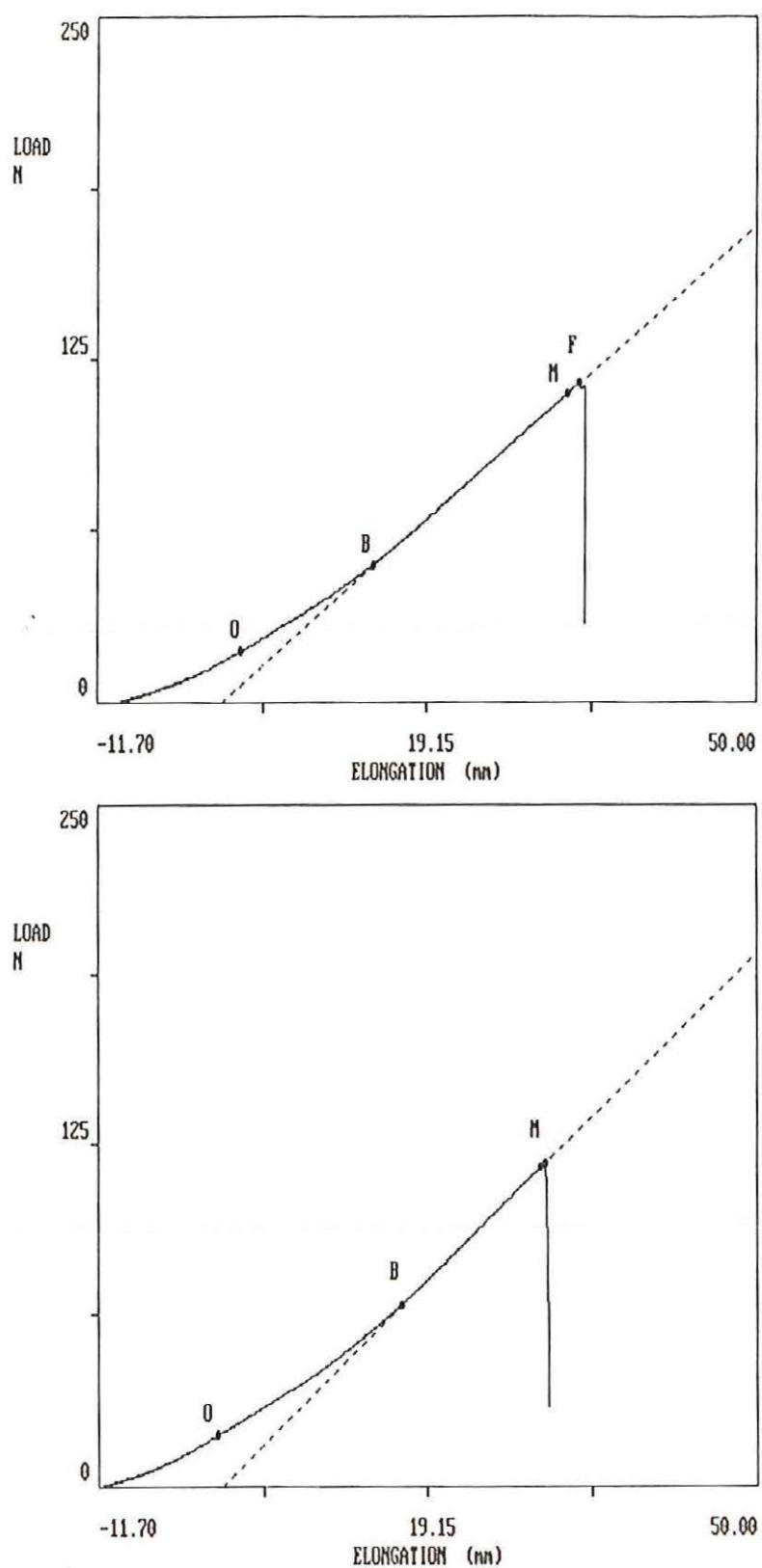


Figura 16: gráfico de curvas obtido do alongamento versus a carga de dois corpos de prova do silicone com alma (SIL/AL)

8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7- BIBLIOGRAFIA⁶:

- ARAUJO, L.C.R. Caracterização Química, Termoquímica e Mecânica de Elastômeros Poliuretanos baseados em Materiais Oleoquímicos São Carlos. 1991. Dissertação de Mestrado. Escola de Engenharia de São Carlos. Universidade de São Paulo.
- BUCOLLINI, F. Reabilitação- Amputações-Próteses. São Paulo. Ed. Robe. 1990.
- BURGESS, E.M. & FORSGREN, S. M. IN: VERMON, N. (ed). Orthopedic Rehabilitation. Edinburg. Churchill Livingstone. 1982, p. 1-15.
- COCHARAM, G. V. B. The Clinical Measurement and Control of Corrective and Supportive Forces. Clinical Orthopaedics and Related Research. March- April. No 75, p.209-235. 1971.
- DANIEL, E.H. Amputation Prosthetics Service. Baltimore. The Williams e Wilkins Company. 1950. Cap. 5. P 53-67.
- DOOTZ, E. R. et al. Comparison of the Physical Properties of 11 Soft Denture Leners. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol 57. May. No 5. P. 707-712. 1992.
- FOORT, J. Inovation in Prosthetics and Orthotics. Prosthetics and Orthotics International. VOL 10. NO 2. P 61-71. 1986.

⁶ NB 66/78 e NBR 6023/89

- FOORT, J. et al. Construction Methods and Materials for External Prostheses - Present and Future. Official Journal of the International Rehabilitation Medicine Association. Vol 6. No 2. P 72-78. 1984.
- HAYASHI, K. Tensile and Fatigue Properties of Segmental Polyether Polyurethanes. IN: PLANK et.al. (ed.). Polyurethanes in Biomedical Engineering II. Amsterdam. Elsevier Science Publishers B.V. 1987. P 129-149.
- HAYASHI, K. & NAKAMURA, K. Material Test System for the Evaluation of Mechanical Properties of Biomaterials. Journal of Biomedical Materials Research. Vol 19. P 133-144. 1985.
- IGNÁCIO, H. et al. Estudos sobre a Aplicabilidade Médica da Poliuretana Derivada do Óleo da Mamona. Resenha Ortopédica. Ano 2. N 6. P 10-12. 1996.
- LELAH, M. D. & COOPER, S. L. Polyurethanes in Medicine. Flórida, CRC Press Inc, Roca Raton, 1986.
- MIZRAHI, J. et al. Biomechanical Evaluation of an Adjustable Patellar Tendon Bearing Prosthesis. Scand Journal Rehabilitation Medicine Suppl. Vol 12. P 117-123. 1985.
- MICHAEL, J. W. et al. New Development in Recreational Prostheses and Adaptive Devices for the Amputee. Clinical Orthopaedics and Related Research. July. No 256. P 64-75. 1990.
- NÄDER, M. & BLOHMKE, B. Otto Bock Prosthetic Compendium Lower Extremity Prostheses. Berlim. Schiele e Schon. 1987.

- ORGANIZACION DE LAS NACIONES UNIDAS PARA EL DESRROLLO INDUSTRIAL. Normatizacion de las Materials Plasticos en los Paises en desarrollo. New York. 1968.
- OHARA, G.H. et al. Estudo experimental da biocompatibilidade do Polímero Poliuretano da Mamona implantada intra-óssea e intra-articular em coelhos. Acta. Ortop. Bras. Vol 3. N 2. P 62-68. 1995.
- PARK, J.B. Biomaterials: An Introduction. New York. Plenum Press. 1980. P 73-97. Polymetric Materials.
- PEPPAS, N. A. Structure, Testing and Applications of Biomaterials. In: COOPER, S.L. et al. (ed). Biomaterials: Interfacial Phenomena and Applications. Washington DC. American Chemical Society. 1980. Cap P 465-473.
- PLANCK, H.; EGBERS, G.; SYRÉ, I. Progress in Biomedical Engineering, 1 Polyurethanes in Biomedical Engineering. Amsterdam. Elsevier. 1984. P 5-6.
- PLEPIS, A. M. G. Caracterização Térmica e Viscoelástica de Resinas Poliuretanas Derivadas do Óleo da Mamona. São Carlos. 1991. Dissertação Mestrado. Escola de Engenharia de São Carlos. Universidade de São Paulo.
- QUIGLEY, M.J. Prosthetic Methods and Materials. In: Atlas of Limb Prosthetics - Surgical and Prosthetic Principles. St.Louis. The C.V Mosby Company. 1981. Cap 1. P 1-13.

- SANDERS, J.F. et al. Interface Shear Stress During Ambulation With a Below- Knee Prosthetic Limb. Journal of Rehabilitation Research and Development Vol. 29. No 4. P 1-18. 1992.
- SONCH,W. A.et al. Effect of Liner Materials on Interface Pressures in Below Knee Prostheses. Archives of Medicine e Rehabilitation. Nov. P 666-669. 1970.
- STAROS, A. & GORALNIK, B. Lower Limb Prosthetic Systems. IN: American Academy of Orthopaedics Surgeons Atlas of Limb Prosthetics. St. Louis. The Mosby Company. 1981. Cap 20. P 277-314.
- THOMAS, J.G. The Espectrum of Silicone Application. IN: BRUINS, P.F.(ed). Silicone Technology. New York Interscience Publishers. P 1-6.
- THOMPSON, D.E. Dynamic Properties of Soft Tissues and Their Interface With Materials. Journal Hand Therapy. Vol 8. April- June. P 85-90. 1995.
- VANVLACH, L.H. Princípio de Ciência de Materiais. São Paulo. Editora Edgard Blucher Ltda. 1970. P 427.
- VITALI, M. et al. Amputations and Prostheses. 2 Ed. Londom. Editora Ballieri Tendall. 1986. P 1-10, 28-40.
- WARUNEK, S.et al. Physical and Mechanical Properties of Elastomers in Orthodontic Posotioners. Am Journal Dentofac Orthopaedics. Vol 95. May. No 5. p 388-400. 1989.
- WILLIAMS. D.F. Progress in Biomedical Engineering, 4. Definitions in Biomaterials. Amsterdam. Elsevier. Cap 3. P 9-20. 1987.

WILSON JR. A. B. History of Amputation Surgery and Prosthetics. IN: American Academy of Orthopaedics Surgeons. (ed) Atlas of Limb Prostheses - Surgical and prosthetic principles. St Louis. The Mosby Company. 1981. Cap 1. P 1-13.

WILSON JR. A.B. & MURPHY, E.F. Engineering Aproaches to Limb Prosthetics and Orthotics. IN: LYNCH, C.T.(ed).C.R.C.Handboock of Materials Science Nonmetallic Materials and Aplications. Vol 3, 5. Ed Flórida. CRC Press INC. 1988. Cap 4. P 397-440.

GLOSSÁRIO

Alongamento: deformação co caracterizada pelo estiramento, demonstrada no presente trabalho pela porcentagem do valor inicial.

KPa: unidade do Sistema Internacional que equivale a 10^3 Pa.

Módulo de Elasticidade: quociente entre a tensão de tração aplicada a um corpo e a deformação de tração que ela provoca também chamada de Módulo de Young.

Newton (N): unidade de força do Sistema Internacional, equivale a 1 quilograma-força(Kgf), ou o peso dividido por 9,8066.

Pascal (Pa): unidade de medida de pressão no Sistema Internacional, igual à pressão de uma força de 1 newton distribuída uniformemente sobre uma superfície plana de área igual a um metro quadrado normal à sua direção.

Quilograma-força(Kgf): unidade de medida de força igual ao peso de 1 quilograma sujeito à ação da força normal da gravidade e equivale a 9,8066 N.

Tensão: quociente da intensidade de uma força pela área da superfície sobre a qual ela atua. Neste trabalho foi medida em KPa.