
**UTILIZAÇÃO DA POLIURETANA DERIVADA DO ÓLEO DA
MAMONA EM DISPOSITIVOS PROTÉTICOS: ESTUDO
PRELIMINAR***

Denise Loureiro Vianna**, **Nilton Mazzer*****,
Claudio Henrique Barbieri***, **Gilberto Chierice******

VIANNA, D.L., MAZZER, N., BARBIERI, C.H., CHIERICE, G. Utilização da poliuretana derivada do óleo da mamona em dispositivos protéticos: estudo preliminar. *Rev. Fisioter. Univ. São Paulo*, v. 5, n. 1, p. 27-35, jan. / jun., 1998.

RESUMO: Com vistas a sua utilização na confecção de luvas ou soquetes macios para os revestimentos dos encaixes de próteses infra-patelares, o presente trabalho desenvolveu e testou a resistência mecânica de uma nova poliuretana derivada do óleo da mamona por meio de ensaios de tração, comparativamente com dois outros tipos de materiais, o elastômero de silicone e uma espuma de borracha sintética, 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 elástica, totalizando cinco tipos de materiais investigados. Foram considerados parâmetros para análise a carga máxima suportada, a tensão máxima, a tensão máxima de ruptura, o alongamento até a ruptura e o módulo de elasticidade de cada material. Os resultados mostraram que o silicone, com e sem a presença da alma de malha tubular, foi o material mais resistente e que a poliuretana derivada do óleo da mamona apresentou resistência próxima à da espuma de borracha, quando associada à malha tubular, quando associada à malha tubular. Entretanto, a poliuretana mostrou-se um material mais flexível que o silicone. 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, com melhor capacidade de absorção e distribuição de carga que o silicone, sendo, portanto, um material adequado para a confecção de luvas protéticas sob o ponto de vista da resistência.

DESCRITORES: Membros artificiais. Poliuretano.

* Este trabalho é parte da Dissertação (mestrado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Escola de Engenharia de São Carlos apresentada pela fisioterapeuta Denise Loureiro Vianna para obtenção do título de Mestre em Bioengenharia, 1997.

** Professora Adjunta do Departamento de Fisioterapia da Universidade de Ribeirão Preto –UNAERP.

*** Professor Doutor do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP.

**** Professor Doutor do Instituto de Química Analítica da Escola de Engenharia de São Carlos –USP.

Endereço para correspondência: Denise Loureiro Vianna. Rua Alves Guimarães 921, apartamento 114. Jardim América. 05410-001. São Paulo, SP.

INTRODUÇÃO

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 ausente perdido. O membro artificial mais antigo que se tem registro datava do ano 300 a. C. e foi encontrado, em 1858 em Capri, na Itália¹⁶.

A disponibilidade e facilidade no manuseio, fizeram da madeira e do couro os materiais 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 amputados³.

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^{7,11}. Estes novos materiais devem apresentar, principalmente, propriedades como biocompatibilidade, baixo peso, alta resistência e baixo custo¹⁴.

Para cada nível de amputação, existe um tipo específico de prótese com componentes adequados. O encaixe ou soquete, componente destinado a fazer o contato ou união entre o coto de amputação e a prótese, está presente em todos os tipos de prótese, variando apenas o desenho. Até o advento da laminação plástica sobre os moldes de gesso, eram esculpidos em madeira num formato cônico, que não oferecia boa estabilização, ou conforto durante o uso. Necessitando ainda, de acessórios desconfortáveis para a suspensão⁴.

Os soquetes, considerados adequados aos cotos das amputações infrapatelares, foram denominados soquetes de apoio total, e idealizados em 1957, pelos pesquisadores do Laboratório de Biomecânica da Universidade da Califórnia. Sendo denominados pela sigla PTB (Patellar Tendon Bearing), que significa “soquete de apoio total”, o objetivo desses era minimizar o desconforto, de modo que seu desenho evitasse pressões excessivas no coto, concentrando o contato em áreas nas quais as forças poderiam ser aplicadas sem danos aos tecidos. A 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 flexíveis⁴.

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, além de um desenho adequado, 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 prótese⁸.

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 silicões, materiais que permitem certa deformação, para a acomodação das cargas. São também resistentes e biocompatíveis¹⁶.

Estudos realizados em torno das cargas sofridas pelo coto infrapatelar, quando em contato com um soquete rígido, demonstraram que nos grupos onde havia uma luva de silicone gel entre o coto e o soquete rígido, as

cargas sobre a superfície do coto eram menores se quando comparados aos que utilizaram uma luva em espuma de borracha¹³. Durante a fase de apoio da marcha essas cargas podem atingir a magnitude de até 250KPa entre a parede do soquete rígido e o coto¹². Devido às diferentes características, principalmente a resistência e a deformação, os polímeros podem ser considerados os melhores materiais utilizados na proteção dos tecidos durante a utilização de próteses e órteses¹⁵.

Em 1984 foram iniciadas, no Instituto de Química Analítica e Tecnologia, em Polímeros do Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo (IQSC/USP), pesquisas para obtenção de poliuretanas, a partir de polióis derivados do óleo da mamona. Esta poliuretana é um tipo de polímero de grande versatilidade, permitindo que se obtenha materiais com características físicas e mecânicas diversas. Desta forma, diferentes texturas podem ser obtidas, desde poliuretanas rígidas até as mais flexíveis^{1,10}. Ainda dentro das características apresentadas pelo material, estudos confirmaram sua biocompatibilidade, o que o torna autorizado ao uso em humanos^{5,9}. Este perfil tornou esta poliuretana atraente para sua aplicação na área protética, com potencial aplicação em diversos componentes. Sendo assim, inicialmente, foi desenvolvido um elastômero a partir da poliuretana derivada do óleo da mamona, utilizando como modelo um elastômero de silicone já utilizado na confecção das luvas protética dos soquetes infrapatelares. Para a sua viabilização prática, o primeiro passo foi estudar seu comportamento mecânico, tendo nos materiais já existentes um parâmetro de comparação. O objetivo deste estudo foi submeter a poliuretana derivada do óleo da mamona, a ensaios mecânicos de tração, juntamente com outros dois materiais de uso corrente, analisando assim sua resistência e flexibilidade.

MATERIAL E MÉTODO

Foram utilizados neste trabalho três diferentes materiais: a poliuretana derivada do

óleo da mamona na forma de elastômero, um elastômero de silicone e uma espuma de borracha sintética, sendo estes dois últimos, materiais já de uso consagrado na confecção das luvas dos soquetes infra-patelares. A poliuretana e o silicone foram testados em duas versões, uma natural e outra preparada com a associação de quatro camadas de uma malha tubular elástica (material utilizado na confecção das luvas em silicone destinado a aumentar a resistência e manter a forma da peça construída. Durante o processo de fabricação é posicionado no centro, entre camadas da resina de silicone, que enquanto está líquida, envolverá todo o tecido, constituindo a alma da resina), considerada neste trabalho como alma do material. Esta malha tubular, também de uso já consagrado, é utilizada no preparo das luvas dos soquetes, quando construídos com silicone.

Ao todo, foram submetidos aos testes cinco tipos de materiais, agrupados de acordo com a origem dos materiais e a presença ou não da alma de malha tubular. Em seguida foram identificados por siglas, a saber: Poliuretana derivada do óleo da mamona sem alma (PU), Poliuretana derivada do óleo da mamona com alma (PU/AL), Silicone sem alma (SIL), Silicone com alma (SIL/AL), Espuma de borracha sintética (ESP).

A poliuretana foi obtida e preparada, nas duas versões, no Laboratório de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros do IQSC/USP, que desenvolveu o produto. O elastômero de silicone e a malha tubular elástica foram obtidos, junto a uma oficina ortopédica local, bem como as orientações do preparo, sendo confeccionadas as duas versões, no mesmo laboratório onde foi preparada a poliuretana. A espuma de borracha sintética foi adquirida no comércio especializado não necessitando preparo prévio e utilizada, neste trabalho, da mesma forma como vem sendo utilizada na prática, isto é, sem a associação da alma de malha tubular.

Após o preparo, foram retiradas amostras dos materiais a serem testados, com desenho e dimensões padronizados, estabelecidos por normas específicas. Neste trabalho foram ado-

tadas as normas padronizadas pela American Society for Testing Materials (ASTM) de número 638 e recomendadas pela Associação Brasileira de Polímeros. Estas amostras receberam o nome de corpos-de-prova, cujo formato foi de "gravata borboleta".

Cinco amostras, em cada grupo, foram selecionadas para os ensaios de tração. Este número esteve de acordo com a norma adotada.

Os testes mecânicos de tração foram realizados numa máquina de ensaios universal, totalmente informatizada, da marca Sintec 6, do Laboratório de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros do IQSC/USP, responsável pelos testes e os cálculos necessários.

Os corpos-de-prova foram posicionados verticalmente e presos pelas extremidades à máquina de ensaios. A máquina procedia o estiramento do material segundo uma velocidade de 5 mm/min até a ruptura completa do material, aplicando uma carga crescente em função do tempo. Neste intervalo, os valores eram armazenados para posterior cálculo, realizados pela própria máquina. Neste estudo, foram considerados os parâmetros da carga máxima suportada pelos materiais, expressos em Newtons (N=Unidade de força do sistema internacional que equivale ao peso dividido por 9,8066), a tensão dos materiais, no momento da ruptura, expressa em Pascal (KPa=Unidade de pressão do sistema internacional que equivale à pressão de 1N distribuído sobre uma área de 1 metro quadrado, KPa=103Pa), a capacidade de deformação até a ruptura, e o Módulo de Elasticidade (quociente entre a tensão de tração e a deformação sofrida pelo corpo, também chamado de Módulo de

Young), expresso em Pascal, que é uma característica mecânica de cada material. Os valores encontrados em cada grupo de materiais, nos diferentes parâmetros, foram submetidos à análise de variância ANOVA e aos testes pareados de TUKEY-KRAMER, ambos com significância de 5%.

RESULTADOS

Os resultados foram exibidos através dos valores médios, obtidos em cada parâmetro avaliado. A poliuretana derivada do óleo da mamona (PU) apresentou carga máxima média de 8N, tensão de ruptura de 335,75 KPa, alongamento até a ruptura de 105,27% e módulo de elasticidade de 0,36 MPa. O silicone (SIL) apresentou a carga máxima média de 71,2N, tensão de ruptura de 2315KPa, alongamento até a ruptura de 260,95% e módulo de elasticidade de 0,9MPa. Para a espuma de borracha sintética (ESP) foram obtidos valores médios da carga máxima de 17N, tensão máxima de 508,25KPa, alongamento até a ruptura de 136,7% e módulo de elasticidade de 0,8MPa. Já a poliuretana com alma (PU/AL) apresentou valor de carga máxima de 73,25N, tensão de ruptura de 2128,5 KPa, alongamento até a ruptura de 68,4% e módulo de elasticidade de 3,21MPa. Para o silicone com alma (SIL/AL) foram encontrados valores médios da carga máxima de 11,75N, tensão de ruptura de 3030,75KPa, o alongamento até a ruptura foi de 65,87% e o módulo de elasticidade de 5,02MPa. Os valores acima estão distribuídos na Tabela 1. A análise de variância ANOVA demonstrou que as diferenças alcançadas em cada grupo foi significativa em todos os parâmetros.

TABELA 1- VALORES MÉDIOS OBTIDOS NOS RESPECTIVOS PARÂMETROS (ANOVA significante $p < 0,05$)

MATERIAIS	CARGA MÁXIMA (N)	TENSÃO RUPTURA (KPa)	ALONGAMENTO (%)	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)
PU	8,00	335,75	105,27	0,36
SIL	71,20	2315,00	260,95	0,90
ESP	17,00	508,25	136,70	0,80
PU/AL	73,25	2128,50	68,40	3,21
SIL/AL	111,75	3030,75	65,80	5,02

Considerando os valores alcançados pelos materiais nos diferentes parâmetros, os testes pareados de TUKEY-KRAMER evidenciaram que, no parâmetro carga máxima, demonstrado no Gráfico 1, e no parâmetro tensão de ruptura, demonstrado no Gráfico 2, os valores alcançados, pela poliuretana sem a alma (PU) e a espuma de borracha sintética (ESP), não apresentaram diferenças significativas, o mesmo ocorreu entre o silicone sem alma

(SIL) e a poliuretana associada à alma (PU/AL). No parâmetro alongamento até a ruptura, demonstrado no Gráfico 3, os valores apresentados pela poliuretana sem alma (PU) e pela espuma de borracha sintética (ESP), e entre a poliuretana com alma (PU/AL) e o silicone com alma (SIL/AL), não alcançaram diferenças significativas. Entre os demais valores as diferenças alcançadas foram significativas ($p < 0,05$).

GRÁFICO 1 - CARGA MÁXIMA SUPORTADA PELOS DIFERENTES MATERIAIS. ENTRE OS RESULTADOS DE PU E ESP, E ENTRE SIL E PU/AL, A DIFERENÇA NÃO FOI SIGNIFICATIVA

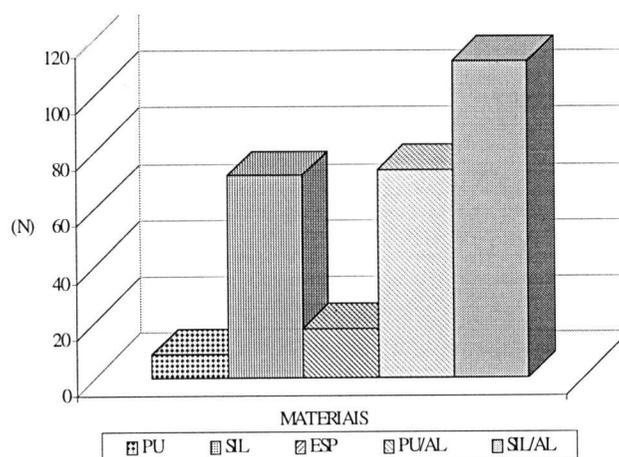


GRÁFICO 2 - TENSÃO MÁXIMA SUPORTADA PELOS MATERIAIS NO MOMENTO DA RUPTURA. ENTRE OS RESULTADOS DE PU E ESP, E ENTRE SIL E PU/AL, A DIFERENÇA NÃO FOI SIGNIFICATIVA

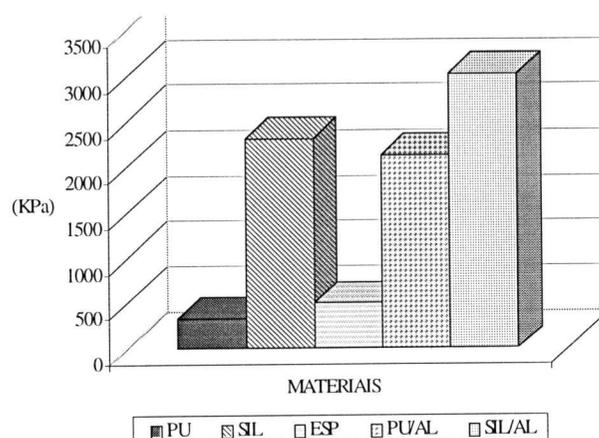
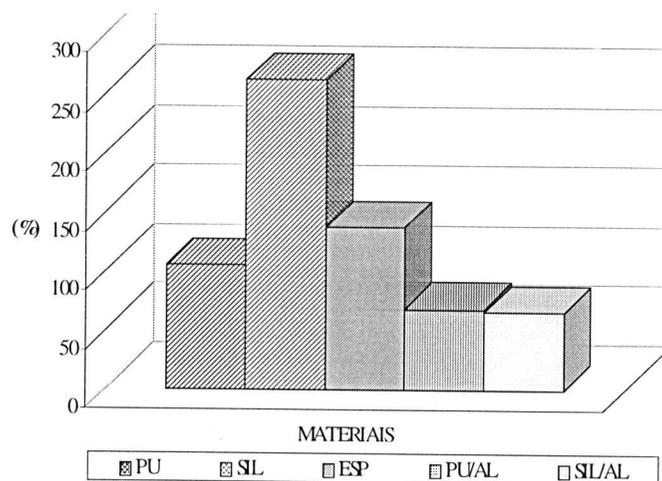


GRÁFICO 3 - A LONGAMENTO MÁXIMO ALCANÇADO PELOS MATERIAIS NO MOMENTO DA RUPTURA. ENTRE OS RESULTADOS DE PU E ESP, E ENTRE PU/AL E SIL/AL, A DIFERENÇA NÃO FOI SIGNIFICATIVA



DISCUSSÃO

O silicone pode ser considerado um dos biomateriais mais utilizados na área médica⁶. Na área protética, é considerado o material mais resistente com melhor capacidade de desenvolver proteção, mas ainda é tido como caro e de pouco acesso à maioria dos pacientes. Já a espuma de borracha é o material mais empregado na confecção das luvas protéticas, por se tratar do mais antigo, conhecido e barato, embora menos resistente. Dessa forma seria muito desejável que se dispusesse de um material resistente como o silicone, mas econômico como a espuma de borracha sintética, qualidades potenciais da poliuretana derivada do óleo da mamona, que se tornaram objeto desta investigação. Sua adequação ao uso protético, entretanto, depende ainda da comprovação laboratorial de outras propriedades mecânicas e do próprio paciente.

Foi realizado um estudo comparativo devido a dificuldade de se obter na bibliografia consultada dados objetivos a respeito da resistência que os materiais protéticos

deveriam apresentar. Autores como BURGESS & FORSGREN² propuseram alguns pré-requisitos para os materiais protéticos, que poderiam ser tomados como parâmetros, mas não apresentam valores numéricos objetivos, afirmando apenas que tais materiais necessitam ser resistentes.

A poliuretana, derivada do óleo da mamona, é um composto muito versátil, pois materiais com diferentes texturas, desde flexíveis até rígidas, podem ser obtidos apenas alterando as proporções entre seus componentes. Essa versatilidade possibilita a produção de inúmeros componentes protéticos. Além da versatilidade, a poliuretana derivada do óleo da mamona é um material biocompatível, que apresenta excelente integração com os organismos vivos e, conseqüentemente, reações alérgicas, durante o seu uso, serão improváveis de ocorrer.

Dos resultados obtidos, verificamos que o silicone foi o material mais resistente, seguido da espuma de borracha sintética e da poliuretana, que não apresentaram diferenças

significativas entre seus valores. Entretanto verificamos que, ao adicionarmos as quatro camadas de malha tubular à poliuretana, esta passou a ter resistência semelhante a do silicone, visto que entre os valores obtidos a diferença não foi significativa. De acordo com a capacidade de alongamento, verificamos que o material que mais se alongou antes de se romper foi o silicone, seguido da espuma de borracha e da poliuretana que também não apresentaram diferenças significativas. Ao adicionarmos a malha tubular, o silicone e a poliuretana passaram a ter a mesma capacidade de alongamento, neste caso, foi a malha que limitou o alongamento. Obtivemos assim um material que, em sua forma pura, tende a ter um comportamento, com relação à resistência, semelhante a da espuma de borracha e este mesmo material, associado às quatro camadas de malha tubular, passa a ter um comportamento semelhante ao do silicone.

A resistência é uma característica primordial para as luvas, pois a baixa resistência facilita seu rompimento. Por outro lado, esta resistência deve estar equilibrada com a capacidade de alongamento. SANDERS et al.¹², 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 com direção perpendicular à parede do soquete foi de 205 KPa. Verificamos que todos os materiais aqui testados suportaram cargas superiores a essa, entendendo-se que todos terão capacidade de suportar a magnitude de carga normalmente transmitida pelo coto ao soquete. Entretanto, as cargas perpendiculares não são as únicas forças a que o material está sujeito.

A investigação da capacidade de alongamento dos materiais também 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 et al.¹⁶, consideraram que os materiais para a confecção das luvas deveriam apresentar capacidade de deformação para acomodar as

cargas, além de serem resistentes.

Os resultados obtidos neste trabalho apontaram claramente que a poliuretana derivada do óleo da mamona quando sem alma, tem características mecânicas inferiores às do elastômero de silicone. Mas sua associação com a malha tubular, ou alma, tornaram-na um material tão resistente quanto o silicone puro, porém, mais flexível que o mesmo quando associado à alma. Esta flexibilidade pode ser verificada nos resultados, onde para alongar ou deformar até um mesmo ponto, o silicone com alma oferece mais resistência que a poliuretana com alma, ou seja, ao receber certa carga, a poliuretana oferecerá menor resistência em se deformar e distribuirá mais facilmente esta força, enquanto que esta mesma carga, no silicone, encontrará uma resistência maior nesta deformação, dificultando sua distribuição, devolvendo parte da força ao coto. Estes fatos apontam que a poliuretana derivada do óleo da mamona torna-se atraente ao uso protético, se associada à malha tubular. O fato de ser dependente da alma para sua utilização não o inviabiliza, pois como já vimos até mesmo o silicone é empregado na prática com a mesma alma.

CONCLUSÕES

- 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;
- Apesar de menos resistente, a poliuretana é o material mais flexível, seguida da espuma de borracha e do silicone, promovendo conforto ao uso;
- Embora reduza a elasticidade, a alma de malha tubular aumenta a resistência tanto da poliuretana como do silicone;
- A poliuretana com alma mostrou-se o material mais indicado para a aplicação prática, em detrimento a sua forma sem alma.

VIANNA, D.L., MAZZER, N., BARBIERI, C.H., CHIERICE, G. Utilização da poliuretana derivada do óleo da mamona em dispositivos protéticos: estudo preliminar. *Rev. Fisioter. Univ. São Paulo*, v. 5, n. 1, p. 27-35, jan. / jun., 1998.

VIANNA, D.L., MAZZER, N., BARBIERI, C.H., CHIERICE, G. *The utilization of polyurethanes derived from castor oil in the prosthetics device: preliminary study*. *Rev. Fisioter. Univ. São Paulo*, v. 5, n. 1, p. 27-35, jan. / jun., 1998.

ABSTRACT: With a view to using it as lining material for below knee prosthesis, this research developed and tested the mechanical resistance of a new polyurethane derived from castor oil, using of tensile strength measurement, and compared to with two other materials. The silicone elastomer and synthetic rubber foam, both of current use for the same purpose. The castor oil polyurethane and the silicone elastomer were tested either in a care, summing up five types of materials investigated. The parameters taken into consideration for analysis were the maximal load supported, the maximal at rupture, the elongation at rupture and modulus of elasticity for each material. The results showed 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. However, the polyurethane was the materials more flexible than silicone elastomer and than rubber foam. It was concluded that, despite 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.

KEYWORDS: Artificial limbs. Polyurethanes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ARAUJO, L. C. R. *Caracterização química, termoquímica e mecânica de elastômeros poliuretanos baseados em materiais oleoquímicos*. São Carlos, 1991. Dissertação (mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos. Universidade de São Paulo.
2. BURGESS, E. M., FORSGREN, S. M. *Orthopedic rehabilitation*. In: VERMON, N., ed. Edinburg : Churchill Livingstone, 1982. Cap. 1, p. 1-15.
3. DANIEL, E. H. *Amputation prosthetics service*. Baltimore : Willians e Wilkins, 1950. Cap. 5, p. 53-67.
4. FOORT, J. *Inovation in prosthetics and orthotics*. *Prosthet. Orthot. Int.*, v. 10, n. 2, p. 61-71, 1986.
5. IGNÁCIO, H., MAZZER, N., BARBIERI, C. H., CHIERICE, G. *Estudos sobre a aplicabilidade médica da poliuretana derivada do óleo da mamona*. *Res. Ortopédica.*, v. 2, n. 6, p. 10-2, 1996.
6. LELAH, M. D., COOPER, S.L. *Polyurethanes in medicine*. Flórida : CRC Press, Roca Raton, 1986.
7. MICHAEL, J. W., GAILEY, R. S., BOWKER, J. H. *New development in recreational prostheses and adaptive devices for the amputee*. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, v. 256, p. 64-75, 1990.
8. NÄDER, M., BLOHMKE, B. *Otto bock prosthetic compendium lower extremity prostheses*. Berlim : Schiele e Schon, 1987.
9. OHARA, G. H., KOJIMA, K. E., ROSSI, J. C., TELLES, M. L., SOARES, T. V. C., SANDA, M., *Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero poliuretano da mamona implantada intra-óssea e intra-articular em coelhos*. *Acta. Ortop. Bras.*, v. 3, n. 2, p. 62-8, 1995.
10. 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.
11. QUIGLEY, M. J. *Prosthetic methods and materials*. In: *Atlas of limb prosthetics-surgical and prosthetic principles*. St. Louis : Mosby, 1981. Cap. 1, p. 1-13.

VIANNA, D.L., MAZZER, N., BARBIERI, C.H., CHIERICE, G. Utilização da poliuretana derivada do óleo da mamona em dispositivos protéticos: estudo preliminar. *Rev. Fisioter. Univ. São Paulo*, v. 5, n. 1, p. 27-35, jan. / jun., 1998.

12. SANDERS, J. F., DALAY, H. C., BURGESS, E. M. Interface shear stress during ambulation with a below-knee prosthetic limb. *J. Rehabil. Res. Dev.*, v. 29, n. 4, p. 1-18, 1992.
13. STAROS, A. & GORALNIK, B. Lower limb prosthetic systems. In: AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDICS SURGEONS. *Atlas of limb prosthetics*. St. Louis : Mosby, 1981. Cap. 20, p. 277-314.
14. SONCK, W. A., COCKRELL, J. L., KOEPKE, G. H. Effect of liner materials on interface pressures in below knee prostheses. *Arch. Med.Rehabil.*, v. 51, n. 11, p. 666-9, 1970.
15. THOMPSON, D. E. Dynamic properties of soft tissues and their interface with materials. *J. Hand Ther.*, n. 8, p. 85-90, 1995.
16. VITALI, M., ROBINSON, K. P., ANDREWS, B. G., HARRIS, E. E., ROLIM, G. *Amputation and prostheses*. 2. ed. London : Ballieri Tendall, 1986. p. 1-10;28-40.

Recebido para publicação: 10 de janeiro de 1998

Aceito para publicação: 10 de fevereiro de 1998