Marisa de Cássia Registro Fonseca

ENSAIO MECÂNICO DE TRAÇÃO DE UMA POLIURETANA ELASTOMÉRICA
DERIVADA DO ÓLEO DA MAMONA PARA USO COMO IMPLANTE
TENDINOSO

RIBEIRÃO PRETO

1997

MARISA DE CÁSSIA REGISTRO FONSECA

**ENSAIO MECÂNICO DE TRAÇÃO DE UMA POLIURETANA ELASTOMÉRICA
DERIVADA DO ÓLEO DA MAMONA PARA USO COMO IMPLANTE
TENDINOSO**

**Ribeirão Preto
1997**

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

**ENSAIO MECÂNICO DE TRAÇÃO DE UMA POLIURETANA
ELASTOMÉRICA DERIVADA DO ÓLEO DA MAMONA PARA USO
COMO IMPLANTE TENDINOSO**

MARISA DE CÁSSIA REGISTRO FONSECA

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

Orientadores:
Prof. Dr. Nilton Mazzer
Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri

Ribeirão Preto
1997

Class.	TC 58-0050
Cott.	2915
Tempo	T0218/97

st 969438

Ficha Catalográfica

FONSECA, Marisa de Cássia Registro. "Ensaio mecânico de tração de uma poliuretana elastomérica derivada do óleo da mamona para uso como implante tendinoso". Ribeirão Preto e São Carlos: USP, 1997. 84 p. 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 de mamona,
3- Elastômeros, 4- Ensaio mecânicos, 5- implante tendinoso.

Dedicatória

*Ao s meu s pai s pelo carinho e
ensinamentos recebidos*

*Ao meu esposo pelo amor, paciência e
compreensão*

*A Alice e Luísa pela alegria que trazem à
minha vida.*

AGRADECIMENTOS

- Agradeço ao Prof. Mazzer pela orientação, apoio e amizade em todos estes anos de convivência.

- Agradeço ao Prof. Barbieri pela revisão pacienciosa dos manuscritos

- Agradeço ao prof. Gilberto pela acolhida no Laboratório de Química Analítica e Tecnologia dos Polímeros- USP, São Carlos, possibilitando dar forma a este trabalho.

- Agradeço aos químicos Luis e Salvador pela grande ajuda na Química, quanto a fabricação e testes,

_ Agradeço ao engenheiro Shimano por dar um rumo aos resultados e apoio na Física

_ Agradeço aos colegas Denise, Célia, Jairo e Valdir pela companhia nas aulas, viagens, estudos e apuros passados juntos.

- Às amigas do dia-a-dia, que me apoiaram e incentivaram a continuar meu caminho, : Haruê, Amira, Adriana Barone, Elaine, Ana Regina, Rosangela, Adriana Gonçalves

_ Em especial à amiga para o der e vier, Valéria, que sem sua ajuda e apoio, este trabalho não seria possível

_ À minha mãe Jeni pelo incentivo, amizade, carinho e amor incondicional

_ às minhas irmãs Márcia e Tânia pelos ensinamentos na área de Informática e incentivo, além de me proporcionarem condições para eu pudesse preparar o trabalho, cuidando com todo amor de minhas filhas nas minhas ausências.

- ao meu pai Anivaldo pelo exemplo de dedicação à profissão, sempre procurando um aperfeiçoamento técnico sem perder de vista o lado humano e ético

- ao meu marido Aluisio por me incentivar ao crescimento profissional, dando-me retaguarda em casa com as crianças e entendendo meu momentos de distância e preocupação

- às minhas pequenas filhas Alice e Luísa, cujo amor a elas me deu forças para continuar e conseguir terminar esta etapa da minha vida.

SUMÁRIO

Página

RESUMO

SUMMARY

1-INTRODUÇÃO.....	2
2-REVISÃO DA LITERATURA.....	
2.1-Histórico.....	6
2.2-Biomateriais na Reconstrução Tendinosa.....	8
2.3-Tipos de Implante Tendinoso.....	9
2.4-Biomecânica.....	10
2.5-Polímero da mamona.....	12
3-MATERIAL E MÉTODO.....	
3.1-Material.....	16
3.2-Método.....	22
4-RESULTADOS.....	
4.1-Força de resistência.....	28
4.2-Tensão máxima.....	30
4.3-Deformação.....	34
4.4-Resiliência.....	36
4.5-Módulo de elasticidade.....	39
4.6-Análise estatística.....	41
5-DISCUSSÃO.....	45
6-CONCLUSÕES.....	53
7-ANEXOS.....	
7.1-Anexo A.....	55
7.2-Anexo B.....	64
8-REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	70
9-GLOSSÁRIO.....	78

RESUMO

Com vistas ao seu emprego na confecção de implantes de tendões flexores para a mão, foi realizado um estudo in vitro das propriedades mecânicas da poliuretana elastomérica derivada do óleo da mamona. Corpos de prova, de formato e dimensões adequados ao estudo, estabelecidos pela norma ASTM 638, foram recortados de placas de poliuretana, obtidas pela polimerização de seus componentes básicos, o poliol Q 160 e o pré-polímero FN 329, na forma pura e associada a fios de poliéster longitudinalmente colocados no seu interior, dispostos paralelamente entre si, ou trançados, em número variando de um a sete, com incrementos de dois, segundo o grupo experimental. Os corpos de prova foram submetidos a ensaios de tração em máquina universal de ensaios, tendo sido analisados os parâmetros força de 1) resistência à ruptura, 2) tensão máxima, 3) deformação (alongamento), 4) resiliência e 5) módulo de elasticidade. Para cada grupo foram testados três corpos de prova e, dos valores obtidos para cada parâmetro individualmente, foi obtida uma média para execução da análise estatística. Os resultados mostraram que a associação da poliuretana com os fios de poliéster faz diminuir a capacidade de deformação da poliuretana pura, aumentando sua força de resistência, a tensão máxima, a resiliência e o módulo de elasticidade, propriedades cujos valores numéricos aumentam com o incremento do número e com o trançar dos fios, tendo sido muito significativo com cinco e sete fios. Concluiu-se que, na forma associada, a poliuretana derivada do óleo da mamona constitui um material adequado para a confecção de implantes de tendão, passivos ou ativos.

SUMMARY

With a view to using it to make flexor tendon implants for hand surgery, an *in vitro* study on the mechanical properties of the elastomeric poliurethane derived from castor oil was carried out. Dumb bell shaped specimens, of appropriate dimensions, as established by ASTM 638 standard, were cut out from poliurethane plaques, obtained by the polimerisation of its basic components, the Q 160 poliol and FN 329 prepolymer, either plain and combined with parallel or embroidered polyester threads, which varied from one to seven, at increments of two, according to the group. The specimens were submitted to traction in a universal testing machine and tested for the parameters 1) resistance to rupture, 2) maximal tension, 3) deformation (elongation), 4) resilience and 5) modulus of elasticity. Three specimens were tested per group and an average was calculated so as to allow for statistical analysis. The results showed that the combination with the polyester threads decreases the capacity of deformation of the polyurethane, at the same time that increases its resistance, maximal tension, resilience and modulus of elasticity, the values of these properties increasing in direct proportion to the number of threads, being higher for five and seven threads and for the embroidered threads. Its was concluded that when combined with the polyester threads, the polyurethane derived from castor oil is an adequate material to make either passive or active flexor tendon implants for hand surgery.

1- INTRODUÇÃO

1- INTRODUÇÃO

A mão é formada por ossos, ligamentos, tendões, nervos e vasos, estruturas que trabalham sempre de maneira harmoniosa, conferindo-lhe motricidade e sensibilidade. É um órgão delicado e complexo, responsável por uma vasta gama de tarefas, que executa através de movimentos que vão desde a preensão de força até a pinça delicada, sendo capaz de realizar as mais diferentes atividades, que incluem o trabalho, o lazer e a comunicação. Lesão de uma ou mais estruturas produz um desequilíbrio que leva alterações funcionais em geral incapacitantes.

Os tendões são as estruturas responsáveis pela transmissão das contrações musculares ao esqueleto, produzindo os movimentos articulares. Para que funcionem adequadamente, deve estar preservada uma de suas principais características, que é a capacidade de deslizamento. Esta pode estar diminuída ou perdida pela presença de aderências cicatriciais (BUNNELL, 1951; HUNTER, 1965; URBANIAK et al., 1974; LANE, BLACK, BORA, 1976; MATHEWS & RICHARDS, 1976; WOO et al., 1981; GELBERMAN, 1983; LUNDBORG, RANK, HEINAU, 1985; GELBERMAN et al., 1986; POTENZA, 1986; SALDANA et al., 1987; DOVELLE et al., 1988; ABRAHAMSSON, LUNDBORG, LOHMANDER., 1989; HAGBERG, TENGBLAD, GERDIN, 1991; FRYKMAN, JACOBSSON, WIDENFALK, 1993; LIVERNEAUX, 1993).

Freqüentemente, lesões graves dos tendões flexores são impossíveis de serem corrigidas por meio de técnicas de sutura direta,

requerendo o uso de enxertos de tendão. Quando o leito tendinoso é de má qualidade, por formação excessiva de fibrose, resultante do traumatismo e de operações anteriores, torna-se necessária a chamada reconstrução do aparelho flexor digital em dois tempos. No primeiro tempo, o leito é preparado à custa da reconstrução das polias digitais anulares, deixando-se uma prótese passiva para manter o espaço entre estas e o leito; é o chamado espaçador de tendão. No segundo tempo, o espaçador é removido e substituído pelo enxerto de tendão, usualmente autólogo. Também tem sido investigadas as próteses ativas de tendões, que requerem apenas um tempo para sua realização, já que elas substituem os enxertos tendinosos.

Vários materiais tem sido utilizados para a confecção dos espaçadores e das próteses ativas de tendão, mas apenas a borracha de silicone, associada ou não a fios de poliéster texturizados no seu interior, permaneceu até a atualidade, tendo-se mostrado mais eficaz para a finalidade de reconstrução dos tendões, devido às suas características de resistência, flexibilidade, acabamento superficial extremamente liso e biocompatibilidade. Apesar de ser portador de várias vantagens em relação aos demais materiais já estudados, a borracha de silicone também apresentam alguns problemas, quando implantada nos organismos vivos, o que tem motivado a procura de sucedâneos melhores.

Em 1984, um novo polímero, derivado do óleo da mamona, foi desenvolvido pelo grupo de pesquisadores liderado pelo Prof. GILBERTO CHIERICI, do Laboratório de Química Analítica do Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo. Desde o início das pesquisas com esse polímero, suas características químicas e físicas apontaram para um grande potencial na aplicação como material de implantação. Ele seria, então, um biopolímero, que pode

ser preparado com diferentes formulações e consistências, que variam do rígido ao elástico, e que já foi testado em algumas situações experimentais e, mesmo, clínicas, que atestaram suas qualidades, entre outras a biocompatibilidade.

Foi, então, o objetivo deste trabalho, testar as propriedades mecânicas da poliuretana elastomérica do óleo da mamona associada a fios de poliéster, na forma de corpos de prova desenhados segundo normas padronizadas, com vistas à sua utilização para a confecção de espaçadores e, eventualmente, de próteses ativas de tendão.

2- REVISÃO DA LITERATURA

2.1- Histórico

2.2- Biomateriais na Reconstrução de Tendões

2.3- Tipos de Implante Tendinoso

2.4- Biomecânica

2.5- Polímero do óleo da mamona

2-REVISÃO DA LITERATURA

2.1- Histórico

O interesse nas lesões tendinosas data da antigüidade. Já no século 2, GALENO estabeleceu que os tendões eram compostos de ligamentos e nervos e que uma sutura dessas estruturas poderia gerar dor, contrações e até convulsões; portanto, não deveria ser feita. AVICENNA e outros cirurgiões árabes, no século 10, defendiam a sutura para o reparo das lacerações tendinosas, mas esse conceito não foi bem recebido, pois as idéias de GALENO prevaleceram até que VAN HALLER, em 1752, demonstrou a insensibilidade do tendão, deitando por terra o receio das respostas catastróficas à sutura tendinosa (FORSTER, 1984; MANSKE, 1988).

BIESALSKI (1910) apresentou um método para a reconstrução de tendões, utilizando tubos de celulóide como espaçadores em dedos cujos tendões flexores haviam sido lesados, para que a nova bainha se formasse. Os implantes eram removidos 4 a 6 semanas depois, sendo substituídos por enxertos de tendão.

HENZE & MAYER (1914) defenderam a idéia da substituição do tendão por outro material. Relataram o emprego experimental de cordões de seda como material de interposição tendinosa, fixado aos cotos dos tendões, e observaram o crescimento de tecido conjuntivo ao redor da seda.

MAYER & RANSOHOFF (1936) prosseguiram na mesma linha de BIESALSKI, introduzindo o conceito de pseudo-bainha. Abandonaram o método devido à impossibilidade de encontrarem um material flexível e inerte, não disponível na época.

CARROLL & BASSETT (1958) retomaram o conceito e utilizaram-se de barras flexíveis de silicone em 30 pacientes com lesão tendinosa, cuja indicação de tratamento era o enxerto livre de tendão, com o objetivo de estimular a formação da pseudo-bainha. Associaram ao tratamento a mobilização passiva, permitida pela barra flexível, para ganho de amplitude articular, realizando a enxertia tendinosa somente depois dessa fase. Acompanharam seus pacientes por um período de 6 meses a 6 anos após a reconstrução, observando que 26 obtiveram amplitude de movimento funcional (BASSETT & CARROLL, 1963).

Além da seda, que já havia sido proposta por LANGE (1900), tentativas de reconstrução dos tendões foram feitas com outros materiais. MILGRAM (1945) utilizou hastes de aço inoxidável, constatando que elas levavam à rigidez dos dedos. Outros materiais foram também empregados com sucesso limitado, sendo os mais conhecidos o nylon de pesca (SARKIN, 1956), a seda coberta com tubo de polietileno (GRAU, 1958), barras de teflon (WILLIAMS, 1960), fios trançados de nylon e tetron (IWAUCHI, SHOJI & OBIJ, 1961) e tecido arterial combinado com fios de nylon trançado (SAKATA, 1962).

Com base nesses estudos iniciais, HUNTER, desde 1960, estudou clinicamente vários modelos de tendões artificiais, compostos de borracha de silicone e fios de poliéster texturizados, em 29 pacientes com indicação de reconstrução tendinosa, e observou a presença de uma fina camada de células mesoteliais alinhadas na superfície do tecido em contato com o implante, formando uma bainha que continha líquido de aspecto sinovial. Concluiu que a enxertia tendinosa realizada após a formação dessa pseudo-bainha seria viável, pois propiciaria uma nutrição adequada ao tendão (HUNTER, 1965).

Atualmente, nas situações em que a o reparo primário dos tendões é problemático, tais como nas lesões complexas na zona 2 do canal flexor, associadas a fraturas, lesões de partes moles ou infecções, ou, ainda, nos casos de reimplantes de dedo, o recurso mais frequentemente utilizado é a reconstrução tendinosa em dois tempos. O primeiro tempo destina-se exclusivamente à reconstrução do canal digital, com a formação da pseudo-bainha, e o segundo ao transplante do enxerto (HUNTER & SALISBURY, 1970; HUNTER & SALISBURY, 1971; WEINSTEIN et al., 1976; LA SALLE & STRICKLAND, 1983; WEHBE et al., 1986; TONKIN et al., 1988; HUNTER et al., 1990; ALNOT, BISSON, MOUTON, 1993; HUNTER et al., 1995) .

2.2- Biomateriais na Reconstrução de Tendões

Biomateriais são materiais artificiais projetados especificamente para aplicações biomédicas. Necessariamente, devem ser biocompatíveis e integrar-se com o meio biológico, sem provocar efeitos sistêmicos. As principais propriedades de um biomaterial são suas características materiais, seu comportamento mecânico, processabilidade e sua interação com o meio biológico (LELAH & COOPER, 1987).

Dentre os vários materiais testados para a reconstrução de tendões flexores, a borracha de silicone foi o único que permaneceu sendo rotineiramente utilizado (HUNTER, 1965).

Vários pesquisadores desenvolveram e aplicaram experimentalmente diversos tipos de próteses ou implantes artificiais, compostos internamente por fios de sutura de poliéster trançados, envolvidos pelo silicone. Este modelo de implante artificial híbrido associava a resistência do poliéster com as características favoráveis da borracha de silicone, que são sua flexibilidade, acabamento liso de sua superfície e capacidade de se manter inerte ao organismo. À partir da

observação de que os fios de poliéster reforçavam o silicone, o uso dessa associação tornou-se rotineiro (BADER & CURTIN, 1968; FARKAS et al., 1973; HUNTER et al., 1974; KING, DUNN, BOLSTAD, 1975; WADE et al., 1975).

2.3- Tipos de Implante Tendinoso

Os modelos de implante tendinosos em uso na atualidade dividem-se em passivo e ativo. No primeiro caso, eles destinam-se somente ao uso como espaçadores, para manter o canal digital pérvio; no segundo, destinam-se a substituir o tendão em sua função, ou seja, são próteses funcionais. Nos dois casos, eles são compostos por um núcleo de fios de poliéster texturizados, os quais são moldados sob pressão dentro do envoltório de borracha de silicone radiopaca. Ambos possuem superfície lisa e secção transversa ovóide, que propiciam um ótimo desenvolvimento da pseudo-bainha tendinosa, e ambos destinam-se ao uso temporário, devendo ser substituídos por enxertos de tendão. No caso do implante passivo a fixação distal é feita no osso ou no coto tendinoso remanescente, enquanto que a extremidade proximal é deixada livre na palma da mão ou no antebraço, a movimentação do implante sendo realizada através da flexão passiva e extensão ativa do dedo acometido. Já o implante ativo, é fixado tanto distalmente, na falange distal, como proximalmente, no músculo motor do dedo acometido, em geral o Flexor Profundo do Dedo. Existem quatro tipos de implante ativo, que diferenciam-se pelos tipos de fixação proximal e distal. A pretensa vantagem do implante ativo é que, ao mesmo tempo que estimula o músculo motor, permite o desenvolvimento da pseudo-bainha e testa as polias digitais reconstruídas (HUNTER et al., 1995).

2.4- Biomecânica

SALISBURY e colaboradores (1974) desenvolveram um método para a fabricação de um tipo de tendão artificial, usando fios de poliéster trançados envoltos em silicone, que foi testado experimentalmente em animais. Concluíram que, apesar de a resistência do implante aumentar com a sua espessura, o problema era a pouca resistência à ruptura nas junções com o osso e o músculo; a resistência à ruptura necessária para a função estava entre 25 e 50 libras ($\pm$ 11,33 e 22,68 kg).

URBANIAK (1975) afirmou, em um estudo das forças atuantes nos tendões flexores digitais ao nível do punho que, sob uma grande resistência a flexão dos dedos os valores resultantes da força eram maiores que 5000 gramas(5Kg).

Segundo PARK (1979), o tendão é, em geral, a estrutura que possui menor extensibilidade (9,4%) entre os tecidos não mineralizados, mas é o tecido que possui maior força de tensão (53MPascal), que é pequena se comparada à força de tensão das fibras colágenas individuais, que é de 300MPascal. Apesar das fibras colágenas do tendão serem altamente orientadas, o autor explica que a força relativamente baixa apresentada é causada pela imperfeição da organização das fibras e pelas extremidades das fibrilas individuais, as quais podem agir como regiões de defeito, como nas fibras texturizadas, portanto reduzindo consideravelmente a força de tensão do tendão.

KOLARIK e colaboradores (1981) investigaram o comportamento mecânico de um modelo de tendão sintético cilíndrico, composto por uma matriz em hidrogel poli-2-hidroxietil metacrilato (composto acrílico), associada a 20% do volume de fibras texturizadas de polietileno, e obtiveram resultados satisfatórios: módulo de elasticida-

de (E) de $1,5 \pm 0,1$ GPascal, tensão de ruptura de 85 ± 10 MPascal e força de ruptura aumentando linearmente em relação ao diâmetro do tendão, com valores de 960 Newtons para um tendão de 4 milímetros de diâmetro. Concluiu que, variando a fração de volume das fibras internas do implante, é possível ajustar suas propriedades mecânicas, tornando-os mais ou menos resistentes.

KOLARIK, VANICEK, MIGLIARESI (1984) em um estudo posterior, desenvolveram e testaram um modelo modificado de feixes de fibras de polietileno texturizado para uso em tendões sintéticos, baseando-se no argumento de que a força de resistência do material composto é caracterizada pelas fibras, e obtiveram módulo de elasticidade entre 7 e 9 GPascal, tensão de ruptura entre 0,55 e 0,63 GPascal e deformação na ruptura entre 16 e 19 %.

FORSTER (1984), em sua análise sobre a resistência à tensão das fibras colágenas, afirmou que a força individual de cada fibra é aproximadamente a mesma; a diferença está no alinhamento e não no tipo e fibras. Comparou a pele e o tendão, e concluiu que este é menos elástico e mais resistente porque suas fibras estão dispostas predominantemente no sentido longitudinal, sendo que a resistência ao estiramento se dá nas ligações cruzadas.

PRING, AMIS, COOMBS (1985) demonstraram as propriedades mecânicas dos tendões flexores dos dedos de cadáveres humanos frescos, com o objetivo de servir de base comparativa para o desenvolvimento de tendões artificiais. Realizaram ensaios de tração com uma velocidade média de extensão de 100 milímetros por minuto e demonstraram que uma prótese de tendão flexor, de 200 mm de comprimento e secção oval de 3 x 5 mm, deve ter força de tensão final de pelo menos 1500 N e respectiva deformação de 13%. Apesar dis-

so, cita que para a realização de uma preensão manual funcional são necessários apenas 400 N.

IANNACE e associados (1995) realizaram uma análise comparativa das forças mecânicas de tensão de tendões e ligamentos naturais e protéticos. As próteses eram compostas por uma matriz de polímero, reforçado com feixes de fibras de polietileno. Concluíram que as curvas de tensão-deformação produzidas pelos materiais compostos foram equivalentes às dos tendões e ligamentos naturais, e que quanto maior o ângulo de inclinação das fibras do material sintético maior foi a deformação.

2.5- Polímero do óleo da mamona

Em 1984, um grupo liderado pelo Prof. GILBERTO CHIERICI, do Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo, iniciou as pesquisas para o desenvolvimento de polióis e pré-polímeros derivados do óleo da mamona, ou óleo de rícino, extraído da mamona (*Ricinus communis*). O óleo da mamona 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 polimerização por meio das ligações uretana. Os grupos hidroxila livres reagem com os grupos isocianato (-NCO) contidos no pré-polímero Difenilmetanodiiisocianato (DPMDI), formando, então, poliuretanas. As características químicas e físicas dessas poliuretanas podem ser alteradas pela combinação, em proporções diferentes, do poliol e do pré-polímero, ou alterando-se o seu tipo, de modo que é possível obter-se desde compostos rígidos até elásticos, ou elastômeros.

Os elastômeros são um tipo de polímero que se caracteriza por manter-se macio à temperatura ambiente, como é o caso, p. e., da borracha de silicone e das poliuretanas (CHAO, 1986).

As poliuretanas elastoméricas, por sua vez, são polímeros do tipo híbrido, pois possuem mais de um segmento em sua estrutura. A porção uretana constitui o segmento rígido, pois engloba os isocianatos, enquanto que o segmento flexível é representado pelos chamados polióis (LELAH & COOPER, 1987).

A poliuretana do óleo da mamona é um composto que tem comportamento visco-elástico, com grandes potencialidades de aplicação como um produto alternativo na fabricação de materiais como a borracha, tintas, adesivos, revestimentos, espuma, elastômeros, entre outros (PLEPIS, 1991).

ARAUJO (1992), em seu estudo sobre o desenvolvimento de quatro tipos diferentes de poliuretanas derivadas do óleo da mamona, concluiu que elas apresentam alta resistência mecânica, além de elevado grau de estiramento antes da ruptura. Descreveu, ainda, que os polióis são substâncias poli-hidroxiladas, do grupo dos éteres ou ésteres, que constituem o segmento flexível do elastômero, ao passo que o pré-polímero, que é o outro reagente da reação de polimerização das poliuretanas, constitui o segmento rígido das mesmas.

Um material para ser implantado no interior de um organismo, além de possuir características biomecânicas de resistência e visco-elasticidade, deve ser biocompatível. OHARA et al. (1995), em estudos preliminares à respeito da biocompatibilidade da poliuretana derivada do óleo da mamona, implantada no músculo e no tecido celular subcutâneo de coelhos, demonstraram a 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 preencher 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 propriedades químicas e físicas do elastômero do óleo da mamona evidenciaram um potencial de aplicação na cirurgia e reabilitação da mão, particularmente no que se refere ao desenvolvimento de próteses, dentre as quais os implantes passivos e ativos de tendão, no mínimo como uma opção nacional acessível, de baixo custo e fácil obtenção, por tratar-se de recurso renovável na natureza.

3- MATERIAL E MÉTODO

3.1- Material

3.2- Métodos

3- MATERIAL E MÉTODO

3.1- Material

O presente trabalho foi realizado no Laboratório de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros do Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo, no período de 1993 a 1995.

Para a confecção dos corpos de prova, foi desenvolvida uma poliuretana elastomérica. O elastômero foi obtido pela polimerização das seguintes substâncias: o **poliól A**, derivado do óleo da mamona e denominado **Q 160**, e o **pré-polímero**, derivado de isocianatos e denominado **FN 329** (Figura 1).

Figura 1 - Poliól e pré-polímero usados na fabricação da poliuretana elastomérica.

Foram confeccionados corpos de prova, usando-se peça especial, confeccionada em aço no formato (“gravata borboleta”, ou dumb-bell) e com as dimensões escolhidos, com as bordas cortantes, denominada de faca (Figura 2).

Figura 2 – Formato e dimensões dos corpos de prova, tipo “gravata-borboleta”.

Os corpos de prova foram distribuídos em nove grupos, com três amostras cada, conforme as associações feitas(Figura 3). Num grupo, os corpos de prova eram constituídos apenas de poliuretana elastomérica; nos oito grupos restantes, foram acrescentados fi-

os multifilamentados de poliéster, variando de 1 a 7 fios, com incrementos de dois a cada grupo. As associações foram feitas com os fios trançados ou sem trançar, conforme o grupo, e, em todos eles, os fios se situavam no centro do corpo de prova (Tabela 1). O trançado dos fios foi realizado pelo encadeamento sucessivo de semi-elos, por meio de uma agulha de crochê nº 2, 1.5 mm.

Os fios de poliéster¹ empregados são os mesmos utilizados na confecção de ligamentos artificiais de joelho comercialmente disponíveis, apresentando resistência a ruptura de 1,2 Kgf por fio e alongamento de 8,7%. O objetivo de sua associação foi aumentar a resistência do elastômero, funcionando como a alma do material e simulando a estrutura interna dos tendões, em que o elastômero representa a matriz conjuntiva e os fios representam as fibras colágenas (HUKINS & ASPDEN, 1985; PRADAS & CALLEJA, 1990; JOZSA, 1991; O'BRIEN, 1992; CRIBB & SCOTT, 1995; STOLINSKI, 1995).

Tabela 1 – Composição dos corpos de prova, segundo o grupo.

Grupos	Composição
PU	poliuretana sem fio
1Fs/T	poliuretana com um fio sem trançar
1FT	poliuretana com um fio trançado
3Fs/T	poliuretana com três fios sem trançar
3FT	poliuretana com três fios trançados
5Fs/T	poliuretana com cinco fios sem trançar
5FT	poliuretana com cinco fios trançados
7Fs/T	poliuretana com sete fios sem trançar
7FT	poliuretana com sete fios trançados

Figura 3- Dois corpos de prova antes de serem submetidos aos teste, sendo à esquerda um do grupo da poliuretana pura e o outro do grupo com sete fios trançados.

Para a realização dos ensaios mecânicos de tração até a ruptura dos corpos de prova, foi utilizada a máquina universal de

testes **SINTECH 6**² (Figura 4), inteiramente automatizada, dotada de garras hidráulicas, com célula de carga com precisão até 1000 libras, capacidade de força de 25 KNewtons , pressão máxima de 21 MPascal /3000 psi, carga limite máxima de 8890 Newtons, extensibilidade de -1 a 508 mm e confiabilidade de 75% na ruptura. Tal máquina aplica uma tensão crescente, dada em Kg.força ou MPascal, e os dados são armazenados até a ruptura.

Figura 4- Máquina Universal de Ensaios SINTECH- 6.

² SINTECH 6 (*Computerized systems for material testing*, MTS System Corporation, USA)

3.2- Métodos

O método utilizado para a produção do biopolímero foi o seguinte: o **poliól A (Q 160)** foi colocado no rota-vapor para o pré-tratamento de retirada de eventuais bolhas de gases que pudessem ter sido gerados com o aquecimento até aproximadamente 40°C, que é a temperatura para o início da reação (Figura 5).

Figura 5- Rota-vapor

Fez-se então a mistura do **poliól A (Q 160)** com o **pré-polímero (FN 329)** e colocou-se em uma câmara de vácuo, para a retirada dos gases da mistura. Esta câmara consta de um dessecador de vidro tipo *Pirex*, com capacidade de 10 litros, ligado a uma bomba de vácuo de duplo estágio(Figura 6). Após 3 a 4 minutos no dessecador, o produto tornou-se límpido e foi então injetado em uma bandeja de acrílico de 20cm x 40cm x 5mm, com suportes em ambos os extremos, para a fixação dos fios que iriam constituir a alma dos corpos de prova.

Figura 6 - Câmara de vácuo, composta pelo dessecador e bomba de vácuo.

A poliuretana foi injetada de modo a cobrir completamente os fios, que permaneciam na altura da metade da espessura final (5mm) dos corpos de prova. A polimerização iniciou-se já na câmara de vácuo e terminou no molde, 60 minutos após o início do processo de mistura. Neste período ocorre o chamado ponto de gel (*"pot life"*). A cura total da poliuretana somente ocorreu com 48 horas, quando, então, ela foi retirada da bandeja e os corpos de prova foram recortados, para início dos testes. Cada corpo de prova obtido foi fixado verticalmente na máquina universal de testes, presos pelas extremidades às garras pneumáticas, após calibração da célula de carga.

O método escolhido para os testes foi o de tração longitudinal, visto ser este o que oferece dados mais confiáveis para caracterização mecânica do material, segundo a Associação Brasileira de Polímeros (1991). A velocidade de estiramento dos ensaios para cada corpo de prova foi de 5,08 mm/minuto. A norma usada nos ensaios foi a ASTM³ (D-638), estabelecida pela ISO⁴ (Normalizacion delas materiales plasticas en los paises en desarrollo, 1969).

Foram analisados os seguintes parâmetros :

1. resistência à ruptura (carga-pico), que é a força crescente a que o material foi submetido até romper, medida em Newtons (N).
2. tensão máxima de ruptura, que é a tensão (força/área) máxima que o material suportou, antes de sofrer a ruptura, medida em quilo-Pascal (KPa).
3. deformação, que é a diferença entre o comprimento inicial e o comprimento final do corpo de prova, quando o material já

³ American Society for Testing Materials

⁴ International Standard Organization

deformado (no caso, alongado) se rompeu, dado em porcentagem (%).

4. resiliência, ou energia absorvida pelo material, que é a propriedade pela qual a energia armazenada, em um corpo deformado, é devolvida quando cessa a tensão causadora da deformação elástica, calculada em J/m^3 . A análise deste item foi realizada após a confecção das curvas dos ensaios de cada corpo de prova; através dessas curvas, encontravam-se os pontos da abcissa (x, ou variável *deformação*) e da ordenada (y, ou variável *tensão*) representativos dos *limites de proporcionalidade*, ou seja, os limites da passagem da fase elástica para a fase plástica. A partir daí, foram calculadas as áreas dos triângulos retângulos representativos da fase elástica nos gráficos, pela equação matemática (LELAH & COOPER, 1986):

$$\frac{\text{base} \times \text{altura}}{2}$$

$$2$$

A determinação da fase elástica é um parâmetro muito útil, pois é neste período que, após cessada a tensão, o material tem as suas características mecânicas preservadas, não havendo ainda a deformação plástica, com alterações irreversíveis de suas propriedades. É a fase em que ocorre a chamada "Lei de Hooke", na qual as tensões são proporcionais às deformações, definida pela equação:

$$\sigma = E \times \varepsilon,$$

em que: σ é a tensão, ε é a deformação e E é o módulo de elasticidade.

5. módulo de elasticidade, também chamado módulo de Young (E), denominado puro, para a poliuretana pura, e denominado equivalente, para o conjunto poliuretana + fios de poliéster. Esse mó-

dulo é o quociente entre a tensão de tração aplicada a um corpo e a deformação de tração que ela provoca. É descrito como:

$$E = \sigma / \varepsilon.$$

Dentro dos critérios pré-estabelecidos para os ensaios, os valores do módulo de elasticidade caracterizam um material quanto a sua ductilidade ou fragilidade.

A máquina universal de ensaios usada para os ensaios está acoplada a um computador, cujo *software* elaborou as curvas de tensão (KPa) x deformação (%), para cada corpo de prova testado. Através dessas curvas, pode-se realizar os cálculos da energia absorvida (resiliência) e do módulo de elasticidade. Além disso, foram fornecidos também os valores máximos e mínimos, bem como as médias e desvios-padrão, dos parâmetros força de resistência, tensão máxima e deformação. Para análise dos resultados, levou-se em consideração apenas a média e o desvio-padrão de cada parâmetro estudado.

Todos os dados coletados foram submetidos à análise estatística, com um intervalo de confiança de 95%, ou seja, 5% de significância, pelos métodos da análise da variância (ANOVA – one –way analysis of variance), que compara as médias de todos os grupos, assumem que os dados são representativos da população e seguem a distribuição Gaussiana (curva de Gauss) e os desvios –padrão são iguais; do teste de Tukey-Kramer de comparações múltiplas de grupos 2 a 2 , que é realizado se o teste de ANOVA é significativo, para verificar-se quais colunas são significantes; por meio do *software* adequado.

4- RESULTADOS

4.1- Resistência à ruptura

4.2- Tensão máxima

4.3- Deformação

4.4- Resiliência

4.5- Módulo de elasticidade

4.6- Análise Estatística

4- RESULTADOS

Foram analisados os resultados obtidos para cada parâmetro estudado (resistência, tensão máxima, deformação, resiliência e módulo de elasticidade), individualmente para cada grupo, e estabelecidas comparações entre eles .

As curvas obtidas para cada corpo de prova, utilizados para cálculo da resiliência e do módulo de elasticidade, encontram-se no Anexo A.

4.1- Resistência à ruptura

Os dados referentes à resistência a ruptura encontram-se na Tabela 2 e Figura 7. A análise desse parâmetro mostrou que os menores valores foram os dos grupos 1Fs/T (18 N) e 1FT (18 N). Os maiores valores obtidos foram os dos grupos com 5 e 7 fios trançados (5FT e 7FT), respectivamente com 82 N e 106 N, respectivamente. A poliuretana pura (PU) suportou uma carga média de 29 N, valor maior do que os obtidos nos grupos com apenas um fio, trançado ou não (1Fs/T e 1FT). A diferença entre o grupo da poliuretana pura e o grupo com sete fios trançados (7FT) foi de 77 N; já a diferença entre os grupos 1Fs/T e 7FT foi 88 N.

Comparando-se os grupos com igual quantidade de fios trançados e não trançados (1Fs/T x 1FT; 3Fs/T x 3FT; 5Fs/T x 5FT; e 7Fs/T x 7FT), somente observou-se diferença na força de resistência para os grupos com 5 e 7 fios. Essa diferença foi, respectivamente, de 27 N e 35 N, a favor dos grupos com fios trançados, o que equivale a dizer que o trançamento aumenta a resistência dos fios.

Entre os grupos não trançados, houve um aumento na força de resistência com o aumento da quantidade de fios. No grupo com apenas um fio (1Fs/T), a ruptura ocorreu com a carga de 18 N. No grupo com três fios (3Fs/T), a ruptura requereu força 2,05 vezes maior (37 N). Com cinco fios (5Fs/T), a carga foi 3,05 vezes maior (55 N), e com sete fios (7Fs/T), 3,94 vezes maior (71 N).

Nos grupos com fios trançados também ocorreu aumento na força de resistência proporcional ao aumento do número de fios. O valor obtido para o grupo com um fio (1FT) a carga necessária para produzir ruptura dos corpos de prova foi 18 N. Para o grupo com três fios (3FT), a carga foi duas vezes maior (37 N), com cinco fios (5FT) foi 4,5 vezes (82 N), e com sete fios (7FT), 5,8 vezes maior (106 N).

Tabela 2 - Valores da resistência (Newtons)

Grupos	Média	Desvio-padrão
PU	29	2
1Fs/T	18	0
1FT	18	1
3Fs/T	37	0
3FT	37	23
5Fs/T	55	1
5FT	82	2
7Fs/T	71	5
7FT	106	8

Figura 7- Gráfico da variação dos valores da resistência à ruptura entre os grupos.

4.2- Tensão máxima

Os dados referentes a esse parâmetro estão demonstrados na Tabela 3 e Figura 8. O grupo com o menor valor de tensão máxima foi o com um fio sem trançar (1Fs/T), com 586,67 KPa. Já o maior valor foi o do grupo com sete fios trançados (7FT), com 3521,70 KPa, de modo que a diferença entre esses extremos foi de 2935,03 KPa. A tensão máxima da poliuretana pura (PU) antes da ruptura do material foi 990,67 KPa, maior, portanto, que o grupo com um fio sem trançar (1Fs/T).

De modo geral, a tensão máxima aumentou com o aumento do número de fios. Entre os grupos com igual quantidade de fios, trançados e sem trançar, os maiores valores foram obtidos para os grupos com os fios trançados. A diferença foi de 29 KPa entre os grupos com um fio (1FT x 1Fs/T), de 374,70 KPa entre os de três fios (3FT x 3Fs/T), de 864,20 KPa entre os de cinco fios (5FT x 5Fs/T) e de 1102 KPa para os grupos com sete fios (7FT x 7Fs/T).

Comparando-se os grupos com fios não trançados, observou-se que o valor para o grupo 1Fs/T foi 586,67 KPa, enquanto que para o grupo 3Fs/T o valor da tensão máxima foi 2,1 vezes maior (1238,00 KPa), para o grupo 5Fs/T foi 3,2 vezes maior (1869,50 KPa) e para o grupo 7Fs/T foi 4,1 vezes maior (2419,70 KPa).

Entre os grupos com fios trançados, para o grupo 1FT a tensão máxima foi de 615,67 KPa, e o seu incremento nos grupos sucessivos foi, respectivamente, 2,6 vezes para o grupo 3FT (1612,70 KPa), 4,4 vezes para o grupo 5FT (2733,70 KPa) e 5,6 vezes para o grupo 7FT (3521,70 KPa).

Tabela 3 - Valores da tensão máxima (KPa)

Grupos	Média	Desvio-padrão
PU	990.67	75.59
1Fs/T	586.67	16.74
1FT	615.67	34.95
3Fs/T	1238.00	11.27
3FT	1612.70	86.80
5Fs/T	1869.50	86.97
5FT	2733.70	64.86
7Fs/T	2419.70	150.28
7FT	3521.70	282.77

Figura 8- Gráfico da variação dos valores da tensão máxima entre os grupos.

4.3- Deformação

Os dados referentes ao parâmetro deformação estão demonstrados na Tabela 4 e Figura 9. O grupo da poliuretana pura (PU) foi o que demonstrou a maior capacidade de se deformar, antes de se romper, com 50,4% de aumento do comprimento, em relação ao seu comprimento inicial, no momento da ruptura.

Em todos os grupos em que a poliuretana foi associada aos fios, a deformação em geral foi menor do que a observada para a poliuretana pura. A menor deformação ocorreu com o grupo de um fio trançado (1FT), em que atingiu apenas 14,27%. A maior deformação foi a do grupo com sete fios trançados (7FT), que chegou a 25,77%, ainda bem aquém da deformação observada para a poliuretana pura.

Entre os grupos com igual quantidade de fios, trançados e sem trançar, os maiores valores foram obtidos para os grupos com os fios trançados, com diferenças muito pequenas em comparação com os fios sem trançar. Para os grupos com um fio, trançado (1Fs/T) e sem trançar (1FT), a diferença foi de apenas 0,03% (de 14,30% para 14,27%, respectivamente). Entre os grupos com três fios (3Fs/T e 3FT), a diferença foi de 4,27% (de 14,50% para 18,77%, respectivamente). Com cinco fios (5Fs/T e 5FT), a diferença foi 4% (de 17,40% para 21,40%, respectivamente). Para os grupos com sete fios (7Fs/T e 7FT), a diferença foi um pouco maior, chegando a 7,84% (de 17,93% para 25,77%, respectivamente).

Considerando apenas os grupos com fios sem trançar, não houve diferença importante entre os grupos com um, três e cinco fios. Entre os grupos com um e com sete fios (1Fs/T e 7Fs/T), a diferença chegou a 3,63% (de 14,30% para 17,93%, respectivamente).

Entre os grupos com fios trançados, a diferença foi importante apenas entre os grupos com um (1FT) e com cinco fios (5FT), atingindo 7,2% (de 14,27% para 21,40%, respectivamente), e entre os grupos com um (1FT) e com sete fios (7FT), 11,5% (de 14,27% para 25,77%, respectivamente).

Tabela 4 - Valores da deformação(%)

Grupos	Média	Desvio-padrão
PU	50.40	1.30
1Fs/T	14.30	0.46
1FT	14.27	4.15
3Fs/T	14.50	0.40
3FT	18.77	1.16
5Fs/T	17.40	0.85
5FT	21.40	0.69
7Fs/T	17.93	2.67
7FT	25.77	0.85

Figura 9- Gráfico da variação dos valores da deformação entre os grupos.

4.4- Resiliência

Os dados referentes à resiliência (energia absorvida pelo material na fase elástica da deformação) são exibidos na Tabela 5 e Figura 10.

A menor resiliência observada foi a da poliuretana pura (PU), com $2220,96 \text{ J/m}^3$, a maior tendo sido a do grupo com sete fios trançados (7FT), com $40594,87 \text{ J/m}^3$. A diferença entre esses grupos foi $38374,87$.

Considerando o agrupamento conforme o número de fios associados à poliuretana, observou-se que os grupos com fios trançados tiveram sempre maiores valores que os grupos com fios sem trançar. A diferença entre os grupos com fios trançados e fios sem trançar aumentou consideravelmente com o aumento do número de fios. Para os grupos com apenas um fio (1Fs/T e 1FT), a diferença foi de $189,08 \text{ J/m}^3$ (de $3201,68 \text{ J/m}^3$ para $3390,76 \text{ J/m}^3$, respectivamente).

Entre os grupos com três fios (3Fs/T e 3FT), essa diferença atingiu 3902,09 J/m³ (de 7903,53 J/m³ para 11805,62 J/m³, respectivamente). No caso dos grupos com cinco fios (5Fs/T e 5FT), a diferença foi de 14458,01 J/m³ (de 14784,92 J/m³ para 29242,93 J/m³, respectivamente). Finalmente, entre os grupos com sete fios (7Fs/T e 7FT), a diferença foi de 21283,53 J/m³ (de 19311,34 J/m³ para 40594,87 J/m³, respectivamente)

À análise em separado dos grupos com fios sem trançar, observou-se que houve uma proporção ascendente entre os valores da resiliência à partir do grupo com somente um fio (1Fs/T) e os demais grupos: o grupo com três fios (3Fs/T) obteve um valor 2,5 vezes maior; o grupo com cinco fios (5Fs/T) obteve um valor 4,6 vezes maior; e o grupo com sete fios (7Fs/T) foi 6 vezes maior que aquele obtido para o grupo com somente um fio (1Fs/T).

Já entre os grupos com fios trançados, a proporção ascendente, em relação ao grupo 1FT foi a seguinte: para o grupo com três fios (3FT), 3,5 vezes maior; para o grupo com cinco fios (5FT), 8,6 vezes maior; e para o grupo com sete fios (7FT), 11,9 vezes maior.

Tabela 5 - Valores da resiliência(J/m³)

Grupos	Média	Desvio-padrão
PU	2220.96	190.68
1Fs/T	3201.68	508.02
1FT	3390.76	1544.30
3Fs/T	7903.53	595.44
3FT	11805.62	6168.00
5Fs/T	14784.92	568.90
5FT	29242.93	214.31
7Fs/T	19311.34	2792.70
7FT	40594.87	3663.00

Figura 10- Gráfico dos valores da resiliência, conforme o grupo.

4.5- Módulo de elasticidade

Os valores dos módulo de elasticidade calculados para cada grupo estão demonstrados na Tabela 6 e Figura 11. O menor módulo obtido foi o do grupo da poliuretana pura (PU), que chegou a 24,38 KPa, e o maior dentre todos foi o do grupo com sete fios (7FT), que atingiu 137,65 KPa. A diferença entre esses extremos foi 113,27 KPa, o que significa que o módulo de elasticidade para o grupo 7FT foi 5,64 vezes maior que para o grupo PU.

Comparando os valores obtidos para os grupos com igual quantidade de fios, observou-se que a diferença foi sempre muito pequena. Assim, para os grupos com um fio (1Fs/T e 1FT), a diferença foi de 5,09 KPa a mais para o grupo 1Fs/T (52,91 KPa para 47,82 KPa, respectivamente). A diferença foi muito pequena tanto entre os grupos com três fios (3Fs/T e 3FT), chegando a somente 0,03 KPa (de 87,13 KPa para 87,16 KPa, respectivamente), como entre os grupos com sete fios (7Fs/T e 7FT), quando chegou a somente 0,04 KPa (de 137,61 KPa para 137,65 KPa, respectivamente). Já para os grupos com cinco fios (5Fs/T e 5FT), a diferença foi bem maior, chegando a 18,67 KPa (de 109,50 KPa para 128,17 KPa, respectivamente).

Analisando-se apenas os grupos de fios sem trançar em separado, a proporção ascendente em relação ao grupo com apenas um fio (1Fs/T) não foi acentuada, como se seguem: para o grupo com três fios (3Fs/T), foi de 1,64 vezes; para o de cinco fios (5Fs/T) foi de 2,06 vezes; e para o grupo de sete fios (7Fs/T) foi de 2,6 vezes.

Entre os grupos trançados, a proporção ascendente foi ligeiramente maior: 1,82 vezes para o grupo com três fios (3FT); 2,68 vezes para o grupo com cinco fios (5FT); e 2,87 vezes para o grupo com sete fios (7FT).

Tabela 7 - Valores do módulo de elasticidade(KPa)

Grupos	Média	Desvio-padrão
PU	24.38	3.06
1Fs/T	52.91	4.11
1FT	47.82	10.66
3Fs/T	87.13	0.48
3FT	87.16	2.77
5Fs/T	109.50	2.66
5FT	128.17	7.18
7Fs/T	137.61	11.38
7FT	137,65	9.43

Figura 11- Gráfico demonstrativo dos valores do módulo de elasticidade para cada grupo.

4.6- Análise Estatística

.1- Força de Resistência

Pela teste da ANOVA, o valor de P foi menor que 0,0001, um valor considerado extremamente significativo. Pelo teste de Turkey-Kramer (Anexo B), os valores variaram entre significantes e extremamente significantes; só foram considerados não-significantes as comparações entre os grupos: PU x 3Fs/T, 1Fs/T x 1FT, 3FT x 5Fs/T e 5FT x 7Fs/T.

.2-Tensão Máxima

Pela teste da ANOVA, o valor de P foi menor que 0,0001, considerado extremamente significativo. Pelo teste Turkey-Kramer (Anexo B), os valores obtidos para P foram em geral baixos, considerados de significantes a extremamente significantes. Apenas a análise entre os pares PU x 3Fs/T, 1Fs/t x 1FT, 3FT x 5Fs/T e 5FT x 7Fs/T foram considerados não significantes

.3- Deformação

Na análise ANOVA, o valor P encontrado foi 0,0001, considerado extremamente significativo. Pelo teste Turkey-Kramer (Anexo B), os resultados variaram entre extremamente significantes a muito significantes. Foram considerados não significantes os seguintes pares: 1Fs/t x 1FT, 1Fs/T x 3Fs/T, 1Fs/T x 3FT, 1Fs/T x 5Fs/T, 1Fs/T x 7Fs/T, 1FT x 3Fs/T, 1FT x 3FT, 1FT x 5Fs/T, 1FT x 7Fs/T, 3Fs/T x 3FT, 3Fs/T x 5Fs/T, 3Fs/T x 7Fs/T, 3FT x 5Fs/T, 3FT x 5FT, 3FT x 7Fs/T, 5Fs/T x 5FT, 5Fs/T x 7Fs/T, 5FT x 7Fs/T, 5FT x 7FT.

.4- Resiliência

Pela análise estatística de ANOVA, o valor P encontrado foi menor que 0,0001, considerado extremamente significativo. Pela análise através do teste de comparações múltiplas de Turkey-Kramer (Anexo B), os valores ficaram entre significantes e extremamente significantes, exceto entre: PU x 1Fs/T, PU x 1FT, PU x 3Fs/T, 1Fs/T x 1FT, 1Fs/T x 3Fs/T, 1FT x 3Fs/T, 3Fs/T x 3FT, 3Fs/T x 5Fs/T, 3FT x 5Fs/T, 3FT x 7Fs/T e 5Fs/T x 7Fs/T, cujos valores de P foram não-significantes.

.5- Módulo de elasticidade

Pela análise de ANOVA, o valor P foi menor que 0,0001, considerado extremamente significativo. O teste de comparações múltiplas Turkey-Kramer (Anexo B), mostrou serem não significantes as seguintes comparações: 1Fs/T x 1FT, 3Fs/T x 3FT, 3Fs/T x 5Fs/T, 3FT x 5Fs/T, 5Fs/T x 5FT, 5FT x 7Fs/T, 5FT x 7FT, 7Fs/T x 7FT.

5- DISCUSSÃO

5- DISCUSSÃO

O uso de materiais para a substituição tendinosa tem sido defendido por vários autores, desde o início do século. HENZE & MAYER (1914), BIELSALSKI (1910) e MAYER & RANSOHOFF, (1936) usaram a seda com algum sucesso (BASSETT & CARROLL, 1963; HUNTER, 1965; HUNTER & SALISBURY, 1971; URBANIAK, 1974). MILGRAM (1945) tentou o uso do aço-inoxidável, mas abandonou o método, pois levava a rigidez dos dedos (URBANIAK, 1974). BASSETT & CARROLL (1963) e HUNTER (1965) usaram o silicone com ótimos resultados funcionais, tanto que este tem sido o único material usado até a atualidade.

Apesar da dominância do silicone, em nível mundial, a pesquisa de novos materiais para a confecção de implantes ativos e passivos de tendão deve prosseguir, visando obter materiais que pudessem ser obtidos com tecnologia nacional, que sejam acessíveis, de baixo custo e, de preferência, usando matéria-prima renovável. Assim é que, pesquisadores como CHIERICE (1984), ARAUJO (1992), PLEPIS (1991), OHARA et al. (1995) e IGNÁCIO et al., (1996) desenvolveram e aplicaram experimentalmente um novo biopolímero, que é uma poliuretana derivada do óleo da mamona, a qual, dependendo de sua formulação, apresenta características elastoméricas. Em seus estudos, analisaram o comportamento térmico e mecânico do novo biopolímero e sua aplicabilidade, criando uma nova linha de pesquisa.

No presente estudo, objetivou-se caracterizar mecanicamente, através de ensaios de tração de corpos de prova, a poliuretana derivada do óleo da mamona, em sua forma elastomérica, associ-

ando-a a fios de poliéster, à guisa de reforço. Os fios de poliéster empregados variaram na quantidade e na forma geométrica, podendo ser trançados ou não, com o intuito de verificar a influência dessas variações sobre a força de resistência à ruptura, a tensão máxima, a deformação, a resiliência e o módulo de elasticidade.

O modelo experimental escolhido foi similar aos tendões artificiais comercialmente disponíveis, compostos de uma alma de fios trançados. Essa geometria equivale, a grosso modo, à micro-estrutura tendinosa, que apresenta fibras de colágeno entrelaçadas em tripla hélice, envoltas em uma matriz de tecido conjuntivo de preenchimento (HUKINS & APDEN, 1985; PRADAS & CALLEJA, 1990; JOZSA et al., 1991; O'BRIEN, 1992; STOLINSKI, 1995; CRIBB & SCOTT, 1995).

Todos os corpos de prova foram confeccionados de modo a terem área constante de 30 mm^2 , na superfície de corte transversal central, e neles foi aplicada uma tensão crescente até a ruptura do material, pela máquina de ensaios. Os parâmetros escolhidos para análise (resistência à ruptura, tensão máxima, deformação, resiliência e módulo de elasticidade) foram considerados necessários e suficientes para a caracterização das propriedades mecânicas da poliuretana, podendo ser tomadas como base para comparações com outros materiais.

Os resultados obtidos mostraram que, a força de resistência à ruptura foi pequena para a poliuretana pura (PU). Como era esperado, acrescentando-se fios no seu interior, que funcionavam como uma alma do material, a resistência aumentou. A exceção ocorreu nos grupos com apenas um fio, trançado ou sem trançar (1FT e 1Fs/T), possivelmente devido ao efeito mecânico de deslizamento lateral ocorrido durante a tração longitudinal, que levou à quebra ou rasga-

mento interno da poliuretana, que culminou com a ruptura mais precoce dos corpos de prova.

Nos grupos com fios sem trançar, cada acréscimo de dois fios produziu um aumento equivalente a uma vez o valor da força verificada para o grupo com um fio apenas. Já entre os grupos com fios trançados, a cada acréscimo de dois fios ocorreu um aumento equivalente a duas vezes o valor obtido para o grupo com um fio trançado apenas. Isto equivale a dizer que o simples trançar dos fios duplicou a força resultante de resistência à ruptura.

Os maiores valores encontrados para a resistência à ruptura (82 e 106 N, respectivamente nos grupos 5FT e 7FT), foram menores do que aqueles preconizados por PRING (1985), que defendeu o valor de 1500 N, para a força de resistência final, apesar de afirmar que, para resistir à preensão funcional da mão, era suficiente uma força de resistência de 400N. Por outro lado, convertendo-se o maior valor encontrado no presente estudo para quilogramas (Kg), tem-se que 106 N equivalem a 10,81 Kg, uma força considerável para um único dedo da mão.

Estudos anteriores de URBANIAK, CAHILL, MORTENSON (1975), entretanto, apontaram para o fato que a força gerada pela flexão dos dedos contra pequena resistência é de 800 g, contra moderada resistência é de 1500 g, e contra grande resistência é de 5000 g ou mais, equivalentes, respectivamente, a 7,84 N, 14,7 N e 49 N, valores estes pequenos se comparados àqueles obtidos no grupo 7FT (106 N).

Os maiores valores encontrados para os fios trançados, que significam um melhor desempenho, vêm de encontro à afirmação de FORSTER (1984), de que a resistência ao estiramento do tendão está relacionada ao arranjo das fibras colágenas. Segundo este mes-

mo autor, a principal função do tendão é o deslizamento e, portanto, a resistência final não é tão importante.

SALISBURY et al. (1974) determinaram que a força de ruptura de um tendão artificial, necessária para a função da mão, situa-se entre 25 e 50 libras, ou seja, entre 11,33 e 22,68 Kg, e que a resistência aumenta com o aumento da área de secção transversa da prótese. Como neste estudo a área foi constante, o aumento da resistência se deu às custas do aumento do número dos fios e do fato de estarem trançados.

O menor valor da tensão máxima verificado também ocorreu nos grupos com apenas um fio (1Fs/T e 1FT), e não no grupo com a poliuretana pura (PU) como seria de se esperar. Tal fenômeno possivelmente deveu-se ao já citado efeito mecânico de deslizamento lateral do fio, dentro do corpo de prova, rasgando-o e provocando a quebra precoce da poliuretana. Entre os grupos com iguais quantidades de fios, trançados ou sem trançar, houve uma pequena diferença favorável aos grupos com fios trançados, a analisar pelos maiores valores de tensão máxima.

Nos grupos com fios não trançados, a cada acréscimo de dois fios, ocorreu um aumento de uma vez o valor obtido no grupo de um fio sem trançar (1Fs/T), relação que foi válida para os grupos 3Fs/T e 5Fs/T. Já para o grupo 7Fs/T, os valores obtidos na tensão máxima equivaleram a 4 vezes aqueles do grupo 1Fs/T.

Para os grupos de fios trançados, cada acréscimo de dois fios gerou um aumento equivalente a duas vezes o valor da tensão máxima obtido no grupo 1FT. Esse fato vem mostrar, do mesmo modo como ocorreu na análise da força de resistência à ruptura, que os fios estando trançados, há um ganho maior na tensão máxima do material testado.

Os valores de tensão máxima encontrados neste estudo chegaram a 3521,70 KPa, que pode ser considerado pequeno se comparado aos valores descritos por PARK (1979), que referiu 53000KPa para tendões humanos em geral.

A deformação, como era esperado, foi maior para o grupo da poliuretana pura, pois, sendo um material do tipo elastomérico, apresenta como uma de suas características, alto grau de capacidade de deformação. Nos ensaios realizados, foi obtido o aumento de metade do seu comprimento inicial. Com o acréscimo de fios sem trançar, a deformação observada foi pequena, enquanto que, no caso dos fios trançados, a cada acréscimo de dois fios, houve um aumento aproximado de 4%. Isto equivale a dizer que os fios sem trançar conferiram rigidez aos corpos de prova, enquanto que os fios trançados deram-lhe certo grau de extensibilidade.

A área de secção transversal e o comprimento inicial dos corpos de prova eram constantes e o desempenho isolado da poliuretana foi avaliado no grupo PU, sem a influência de qualquer tipo de fio. O acréscimo de fios trançados não implicou em menor deformação, mas, ao contrário, os fios trançados em maior quantidade levaram, provavelmente, a que maior quantidade de elos trançados estivessem disponíveis para sofrerem estiramento durante a tração, somando no final, uma maior deformação.

A resiliência foi pequena para a poliuretana pura, mas aumentou consideravelmente com o aumento na quantidade de fios, tendo sido sempre maior nos grupos de fios trançados. A capacidade de uma poliuretana elastomérica absorver energia, na fase elástica da deformação, é menor, pois ela é um material que se deforma facilmente, evoluindo rapidamente para a fase plástica, com menores valores de tensão. A presença dos fios no seu interior provoca menor

deformação, mas resulta em maior capacidade de absorção de energia na fase elástica, o que significa que eles tornam o material mais resistente.

O módulo de elasticidade, propriedade que caracteriza um determinado material, sendo uma constante sob determinados critérios, foi pequeno para a poliuretana pura, visto que ela é um elastômero, que sempre têm módulos de elasticidade baixos. Todavia, ele aumentou proporcionalmente com o acréscimo de fios, indiferentemente de eles estarem trançados ou sem trançar.

A literatura tem comprovado, até o momento, o uso de fios trançados ou texturizados para a fabricação de ligamentos e tendões artificiais (FARKAS et al., 1973; KING et al., 1973; HUNTER et al., 1974; WADE et al., 1975), vindo de encontro aos resultados obtidos neste estudo mecânico.

Um problema inerente ao material, observado durante a elaboração das misturas de seus componentes, foram as bolhas de gases, liberadas no processo de polimerização. Essas bolhas representaram uma dificuldade na confecção dos corpos de prova, pois com freqüência elas permaneciam, representando um defeito mecânico que interferia nos resultados, provocando a ruptura precoce e levando à necessidade de novos ensaios.

Outro problema técnico ocorreu com relação à textura do fio escolhido. Por ser multifilamentado, composto por vários filamentos dispostos paralelamente, ao ser manuseado, ele desfiava facilmente. Foi feita uma tentativa de caracterizá-lo mecanicamente, através do ensaio de tração isolado do mesmo, mas o cálculo preciso da sua área de secção transversa não foi possível com os instrumentos disponíveis, além do que a adequada fixação nas garras da máquina de ensaios foi impossível.

Somando-se às suas características mecânicas, convém ressaltar que a poliuretana elastomérica do óleo da mamona tem ainda a característica de, quando curada, possuir superfície lisa, o que é uma característica adequada para um implante tendinoso, além de ser um material cuja matéria-prima é renovável, sendo uma opção nacional de baixo custo e fácil obtenção, além de ser biocompatível(OHARA et al.,1995), o que portanto já a eleje como adequado a confecção de tendões.

Finalmente, este material poderia ser utilizado no mínimo como implante passivo, situação em que ele não é submetido à tração muscular e, conseqüentemente, não necessita suportar carga, sendo, ainda, de uso apenas provisório.

6- CONCLUSÕES

6- CONCLUSÕES

.1- A poliuretana elastomérica derivada do óleo da mamona na sua forma pura apresenta características mecânicas incompatíveis com os requisitos básicos de um material destinado à confecção de implantes de tendões.

.2- A associação de fios no interior da poliuretana, de modo geral, levou a uma diminuição da capacidade de deformação do material, ao mesmo tempo que causou aumento na força de resistência à ruptura, na tensão máxima, na resiliência e no módulo de elasticidade.

.3- A presença de apenas um fio, simples ou trançado, no interior da poliuretana, interferiu negativamente nas suas características mecânicas.

.4- Os fios trançados conferiram à poliuretana um desempenho superior àquele conferido pelos fios sem trançar, considerando todos os parâmetros analisados, exceto o módulo de elasticidade.

.5- O melhor desempenho conferido pelos fios no interior da poliuretana foi diretamente proporcional ao número de fios, independentemente de serem trançados ou sem trançar, considerando todos os parâmetros analisados.

.6- Considerando o desempenho em todos os parâmetros analisados, a poliuretana do óleo da mamona associada aos fios de poliéster no seu interior é um material adequado para a confecção de implantes de tendões, adequação diretamente dependente do número de fios e desde que seja na forma trançado.

7- ANEXOS

7.1-ANEXO A

7.2-ANEXO B

7.1- ANEXO A

Sample MARISA U # 1 Ref : <None>

Sample MARISA U # 3 Ref : <None>

Sample MARISA U # 4 Ref : <None>

Gráficos das curvas obtidas dos corpos de prova do grupo PU (poliuretana pura)

Sample MARISA 1FS/T # 1 Ref : <None>

Sample MARISA 1FS/T # 2 Ref : <None>

Sample MARISA 1FS/T # 3 Ref : <None>

Gráficos das curvas obtidas dos corpos de prova do grupo 1Fs/T (um fio sem trançar)

Sample MARISA IFT # 1 Ref : <None>

Sample MARISA IFT # 2 Ref : <None>

Sample MARISA IFT # 3 Ref : <None>

Gráficos das curvas obtidas dos corpos de prova do grupo 1FT (um fio trançado)

Sample MARISA 3FS/T # 1 Ref : <None>

Sample MARISA 3FS/T # 2 Ref : <None>

Sample MARISA 3FS/T # 3 Ref : <None>

Gráficos das curvas obtidas dos corpos de prova do grupo 3Fs/T (três fios sem trançar)

Sample MARISA 3FT # 1 Ref : <None>

Sample MARISA 3FT # 3 Ref : <None>

Sample MARISA 3FT # 4 Ref : <None>

Gráficos das curvas obtidas dos corpos de prova do grupo 3FT (três fios trançados)

Sample MARISA 5FS/T # 1 Ref : <None>

Sample MARISA 5FS/T # 2 Ref : <None>

Gráficos das curvas obtidas dos corpos de prova do grupo **5Fs/T** (cinco fios sem trançar)

Sample MORISA 5FT # 1 Ref : <None>

Sample MORISA 5FT # 2 Ref : <None>

Sample MORISA 5FT # 3 Ref : <None>

Gráficos das curvas obtidas dos corpos de prova do grupo **5FT** (cinco fios trançados)

Sample MORISA 7FS/T # 1 Ref : <None>

Sample MORISA 7FS/T # 3 Ref : <None>

Sample MORISA 7FS/T # 4 Ref : <None>

Gráficos das curvas obtidas dos corpos de prova do grupo 7Fs/T (sete fios sem trançar)

Sample MARISA 7FT # 1 Ref : <None>

Sample MARISA 7FT # 2 Ref : <None>

Sample MARISA 7FT # 3 Ref : <None>

Gráficos das curvas obtidas dos corpos de prova do grupo 7FT (sete fios trançados)

7.2-ANEXO B

Tab.1 - Teste Turkey-Kramer : força de resistência

GRUPOS	P	SIGNIFICÂNCIA
PUx1Fs/T	P<0,05	S
PUx1FT	P<0,05	S
PUx3Fs/T	P>0,05	NS
PUx3FT	P<0,001	ES
PUx5Fs/T	P<0,001	ES
PUx5FT	P<0,001	ES
PUx7Fs/T	P<0,001	ES
PUx7FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx1FT	P>0,05	NS
1Fs/Tx3Fs/T	P<0,001	ES
1Fs/Tx3FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx5Fs/T	P<0,001	ES
1Fs/Tx5FT	P<0,01	MS
1Fs/Tx7Fs/T	P<0,01	MS
1Fs/Tx7FT	P<0,01	MS
1FTx3Fs/T	P<0,01	MS
1FTx3FT	P<0,01	MS
1FTx5Fs/T	P<0,01	MS
1FTx5FT	P<0,001	ES
1FTx7Fs/T	P<0,001	ES
1FTx7FT	P<0,001	ES
3Fs/Tx3FT	P<0,05	S
3Fs/Tx5Fs/T	P<0,01	MS
3Fs/Tx5FT	P<0,001	ES
3Fs/Tx7Fs/T	P<0,001	ES
3Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
3FTx5Fs/T	P>0,05	NS
3FTx5FT	P<0,001	ES
3FTx7Fs/T	P<0,001	ES
3FTx7FT	P<0,001	ES
5Fs/Tx5FT	P<0,001	ES
5Fs/Tx7Fs/T	P<0,01	MS
5Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
5FTx7Fs/T	P>0,05	NS
5FTx7FT	P<0,001	ES
7Fs/Tx7FT	P<0,001	ES

Legenda para valores P :

P>0,10	NS (não significante)
P<0,10	NMS (não muito significante)
P<0,05	S (significante)
P<0,01	MS (muito significante)
P<0,001	ES (extremamente significante)

Tab.2 - Teste Turkey-Kramer : tensão máxima

GRUPOS	P	SIGNIFICÂNCIA
PUx1Fs/T	P<0,05	S
PUx1FT	P<0,05	S
PUx3Fs/T	P>0,05	NS
PUx3FT	P<0,001	ES
PUx5Fs/T	P<0,001	ES
PUx5FT	P<0,001	ES
PUx7Fs/T	P<0,001	ES
PUx7FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx1FT	P>0,05	NS
1Fs/Tx3Fs/T	P<0,001	ES
1Fs/Tx3FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx5Fs/T	P<0,001	ES
1Fs/Tx5FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx7Fs/T	P<0,001	ES
1Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
1FTx3Fs/T	P<0,001	ES
1FTx3FT	P<0,001	ES
1FTx5Fs/T	P<0,001	ES
1FTx5FT	P<0,001	ES
1FTx7Fs/T	P<0,001	ES
1FTx7FT	P<0,001	ES
3Fs/Tx3FT	P<0,05	S
3Fs/Tx5Fs/T	P<0,001	ES
3Fs/Tx5FT	P<0,001	ES
3Fs/Tx7Fs/T	P<0,001	ES
3Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
3FTx5Fs/T	P>0,05	NS
3FTx5FT	P<0,001	ES
3FTx7Fs/T	P<0,001	ES
3FTx7FT	P<0,001	ES
5Fs/Tx5FT	P<0,001	ES
5Fs/Tx7Fs/T	P<0,01	MS
5Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
5FTx7Fs/T	P>0,05	NS
5FTx7FT	P<0,001	ES
7Fs/Tx7FT	P<0,001	ES

Legenda para valores P :

P>0,10	NS (não significante)
P<0,10	NMS (não muito significante)
P<0,05	S (significante)
P<0,01	MS (muito significante)
P<0,001	ES (extremamente significante)

Tab.3 - Teste Turkey-Kramer : deformação

GRUPOS	P	SIGNIFICÂNCIA
PUx1Fs/T	P<0,001	ES
PUx1FT	P<0,001	ES
PUx3Fs/T	P<0,001	ES
PUx3FT	P<0,001	ES
PUx5Fs/T	P<0,001	ES
PUx5FT	P<0,001	ES
PUx7Fs/T	P<0,001	ES
PUx7FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx1FT	P>0,05	NS
1Fs/Tx3Fs/T	P>0,05	NS
1Fs/Tx3FT	P>0,05	NS
1Fs/Tx5Fs/T	P>0,05	NS
1Fs/Tx5FT	P<0,01	MS
1Fs/Tx7Fs/T	P>0,05	EN
1Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
1FTx3Fs/T	P>0,05	NS
1FTx3FT	P>0,05	NS
1FTx5Fs/T	P>0,05	NS
1FTx5FT	P<0,01	MS
1FTx7Fs/T	P>0,05	NS
1FTx7FT	P<0,001	ES
3Fs/Tx3FT	P>0,05	NS
3Fs/Tx5Fs/T	P>0,05	NS
3Fs/Tx5FT	P<0,01	MS
3Fs/Tx7Fs/T	P>0,05	NS
3Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
3FTx5Fs/T	P>0,05	NS
3FTx5FT	P>0,05	NS
3FTx7Fs/T	P>0,05	NS
3FTx7FT	P<0,01	MS
5Fs/Tx5FT	P>0,05	NS
5Fs/Tx7Fs/T	P>0,05	NS
5Fs/Tx7FT	P<0,01	MS
5FTx7Fs/T	P>0,05	NS
5FTx7FT	P>0,05	NS
7Fs/Tx7FT	P<0,01	MS

Legenda para valores P :

P>0,10	NS (não significante)
P<0,10	NMS (não muito significante)
P<0,05	S (significante)
P<0,01	MS (muito significante)
P<0,001	ES (extremamente significante)

Tab.4 - Teste Turkey-Kramer : resiliência

GRUPOS	P	SIGNIFICÂNCIA
PUx1Fs/T	P>0,05	NS
PUx1FT	P>0,05	NS
PUx3Fs/T	P>0,05	NS
PUx3FT	P<0,05	S
PUx5Fs/T	P<0,01	MS
PUx5FT	P<0,001	ES
PUx7Fs/T	P<0,001	ES
PUx7FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx1FT	P>0,05	NS
1Fs/Tx3Fs/T	P>0,05	NS
1Fs/Tx3FT	P>0,05	NS
1Fs/Tx5Fs/T	P<0,01	MS
1Fs/Tx5FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx7Fs/T	P<0,001	ES
1Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
1FTx3Fs/T	P>0,05	NS
1FTx3FT	P<0,05	S
1FTx5Fs/T	P<0,01	MS
1FTx5FT	P<0,001	ES
1FTx7Fs/T	P<0,001	ES
1FTx7FT	P<0,001	ES
3Fs/Tx3FT	P>0,05	NS
3Fs/Tx5Fs/T	P>0,05	NS
3Fs/Tx5FT	P<0,001	ES
3Fs/Tx7Fs/T	P<0,01	MS
3Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
3FTx5Fs/T	P>0,05	NS
3FTx5FT	P<0,001	ES
3FTx7Fs/T	P>0,05	NS
3FTx7FT	P<0,001	ES
5Fs/Tx5FT	P<0,001	ES
5Fs/Tx7Fs/T	P>0,05	NS
5Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
5FTx7Fs/T	P<0,01	MS
5FTx7FT	P<0,01	MS
7Fs/Tx7FT	P<0,001	ES

Legenda para valores P :

P>0,10	NS (não significante)
P<0,10	NMS (não muito significante)
P<0,05	S (significante)
P<0,01	MS (muito significante)
P<0,001	ES (extremamente significante)

Tab.5 - Teste Turkey-Kramer : módulo de elasticidade

GRUPOS	P	SIGNIFICÂNCIA
PUx1Fs/T	P<0,01	MS
PUx1FT	P<0,05	S
PUx3Fs/T	P<0,001	ES
PUx3FT	P<0,001	ES
PUx5Fs/T	P<0,001	ES
PUx5FT	P<0,001	ES
PUx7Fs/T	P<0,001	ES
PUx7FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx1FT	P>0,05	NS
1Fs/Tx3Fs/T	P<0,001	ES
1Fs/Tx3FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx5Fs/T	P<0,001	ES
1Fs/Tx5FT	P<0,001	ES
1Fs/Tx7Fs/T	P<0,001	ES
1Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
1FTx3Fs/T	P<0,001	ES
1FTx3FT	P<0,001	ES
1FTx5Fs/T	P<0,001	ES
1FTx5FT	P<0,001	ES
1FTx7Fs/T	P<0,001	ES
1FTx7FT	P<0,001	ES
3Fs/Tx3FT	P>0,05	NS
3Fs/Tx5Fs/T	P>0,05	NS
3Fs/Tx5FT	P<0,001	ES
3Fs/Tx7Fs/T	P<0,001	ES
3Fs/Tx7FT	P<0,001	ES
3FTx5Fs/T	P>0,05	NS
3FTx5FT	P<0,001	ES
3FTx7Fs/T	P<0,001	ES
3FTx7FT	P<0,001	ES
5Fs/Tx5FT	P>0,05	NS
5Fs/Tx7Fs/T	P<0,01	MS
5Fs/Tx7FT	P<0,01	MS
5FTx7Fs/T	P>0,05	NS
5FTx7FT	P>0,05	NS
7Fs/Tx7FT	P>0,05	NS

Legenda para valores P :

P>0,10	NS (não significante)
P<0,10	NMS (não muito significante)
P<0,05	S (significante)
P<0,01	MS (muito significante)
P<0,001	ES (extremamente significante)

8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS⁵

- ABRAHAMSSON, S-O; LUNDBORG, G.; LOHMANDER, S. Tendon healing in vivo: a experimental model, **Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery**, nº 23, p. 199-205, 1989.
- ALNOT, J.Y. et al. Les lésions anciennes des tendons fléchisseurs: Les griffes tendineuses, **Kinésithérapie Scientifique**, nº 327, oct. 1993.
- ARAUJO, L. C. R. "Caracterização química, térmica e mecânica de poliuretanas elastoméricas baseadas em materiais oleo-químicos. São Carlos, SP, 1992. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos - Departamento de Química e Física Molecular da Universidade de São Paulo.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE POLÍMEROS (ABPol). Caracterização de materiais poliméricos. Parte I- Ensaio mecânicos sob tração. **Manual de Instrução**, São Carlos, 1991.
- BADER, K. F.; CURTIN, J. W. A successful silicone tendon prosthesis. **Archives of Surgery**. v. 97, SEP. p. 406-11, 1968.
- BASSET, C. A . L.; CARROLL, R.E. Formation of tendon sheath by silicone-rod implants. In: THE EIGHTEENTH ANNUAL MEETING OF THE AMERICAN SOCIETY OF SURGERY OF THE HAND, Miami, Florida, USA. **Proceedings. The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 45-A, nº 4, p.884-885, 1963.
- BUNNELL, S. **Cirurgia de La Mano**, 2ª ed. Traduzida, Barcelona, 1951.

⁵ - ABNT-SIBi/USP-1996.

- CHAO, E. Y. S. Biomechanical and biomaterial aspects of bone and joint implant failure . In: Lin O . C., Chao E. Y. S. (ed) **Perspectives on Biomaterials**. Materials Science Monographs. El Sevier, 1986, p. 137.
- CRIBB, A .M.; SCOTT, J. E. Tendon response to tensile stress: a ultrastructural investigation of collagen, proteoglycan interactions in stressed tendon. **Journal of Anatomy**, v. 187, p. 423-428, 1995.
- DOVELLE, S. et al. Early controlled motion following flexor tendon graft, **The American Journal of Occupational Therapy**, v. 42, n° 7, p. 457-463, 1988.
- FARKAS, L. G. et al. A experimental study of the changes following silastic rod preparation of a new tendon sheath and subsequent tendon grafting. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 55-A, n° 6, p.1149-1158, 1973.
- FORSTER, I. W. Structural Aspects of Tendons and Ligaments. *In* : Hastings, G. W., Ducheyne, P. **Natural and Living Biomaterials**, Florida, USA, CRC Press, 1984, p.119-149.
- FRYKMAN, E.; JACOBSSON,S.; WIDENFALK,B. Fibrin sealant in prevention of flexor tendon adhesions: a experimental study in the rabbit , **The Journal of Hand Surgery**, v. 18-A, JAN., p. 68-75, 1993.
- GRAU, H. R. The artificial tendon: a experimental study. **Plastic & Reconstructive Surgery**, v. 22, n ° 562, p. 115-120, 1958.
- GELBERMAN et al. Flexor tendon healing and restoration of the gliding surface, **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 65-A, n° 1, JAN., p.70 - 80, 1983.

GELBERMAN, R.H. et al. The excursion and deformation of repaired flexor tendon treated with protected early motion, **The Journal of Hand Surgery**, 11-A, n°1, JAN., p. 106-110, 1986.

HAGBERG, L.; TENGBLAD, A. ; GERDIN, B. Hyaluronic acid in flexor tendon sheath fluid after sheath reconstruction in rabbits, **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Hand Surgery**, v. 25, p. 103-107, 1991.

HENZE, W. C.; MAYER, L. An experimental study of silk-tendon plastics with particular reference to the post-operative adhesions. **Surgery, Gynecology and Obstetrics**, v. 21, p. 10-24, 1914.

HUKINS, D. W. L; ASPDEN, R. M. Composition and properties of connective tissues. **Trends of Biochemical Science**, v. 10, p. 260-264, 1985.

HUNTER, J. M. Artificial tendons. Early development and application. **American Journal of Surgery**, v.109, MAR. p. 325-338, 1965.

_____ & SALISBURY, R. E. Use of gliding artificial implants to produce tendon sheaths: techniques and results in children. **Plastic & Reconstructive Surgery**, v. 45, n ° 6, JUNE, p. 564-572, 1970.

_____ & SALISBURY, R. E. Flexor tendon reconstruction in severely damaged hands: A two-stage procedure using a silicone-Dacron reinforced gliding prosthesis prior to tendon grafting. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 53-A, n°5, JULY, p. 829- 858, 1971.

_____ et al. Study of early sheath development using static nongliding implants. **Journal of Biomedical Materials Research- Symposium**. n° 5, p. 155-164, 1974.

_____ et al. Staged flexor tendon reconstruction using passive and active tendon implants. In: Hunter, J.M.; Mackin, E.J.; Callahan, A . D. **Rehabilitation of the Hand: Surgery and Therapy** . The C. V. Mosby Comp. (ed.), Pennsylvania, USA, 1990, cap. 34, p. 427-457.

_____ et al. Staged flexor tendon reconstruction using passive and active tendon implants. In: Hunter; J.M., Mackin, E.J.; Callahan, A .D. **Rehabilitation of the Hand: Surgery and Therapy**, The C.V. Mosby Comp.(ed.), Pennsylvania, USA, 1995, cap. 29, p.477-514.

IANNACE, S. et al. Mechanical behaviour of composite artificial tendons and ligaments. **Biomaterials** , v. 16, nº 9, p. 675-680, 1995.

IGNÁCIO, H. , et al . Estudos sobre a aplicabilidade médica da poliuretana derivada da mamona. **Resenha Ortopédica**, nº 6, ano 2, p. 10-12, 1996.

IWAUCHI, S.; SHOJI, N.; OBIJ,I., 4th ANNUAL MEETING OF THE JAPANESE SOCIETY OF SURGERY OF THE HAND. **Proceeding. Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 43-A, nº 152, p. 252,1961.

JOZSA, L. et al. Three dimensional ultrastructure of human tendons. **Acta of Anatomy**, v. 412, p. 306-312, 1991.

KING, R. N. et al. A single unit digital flexor tendon prosthesis. **Journal of Biomedical Materials Research- Symposium**_. nº 6, p. 157-165, 1975.

KOLARICK, et al. Mechanical properties of model synthetic tendons. **Journal of Biomedical Materials Reserch**, v.15, p. 147-157, 1981.

_____, J.; VANICEK, J.; MIGLIARESI, C. Preparation and strength of poly(ethylene terephthalate) fiber bundles for bundles for model synthetic tendons. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 18, p. 115-121, 1984.

LANE, J. M.; BLACK, J.; BORA, W. Gliding function following flexor-tendon injury. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 52-A, n° 7, OCT., p. 985-990, 1976.

LA SALLE, W. B.; STRICKLAND, J. W. A evaluation of the two-stage flexor tendon reconstruction technique. **The Journal of Hand Surgery**, v. 8, n° 3, p. 263-7, 1983.

LELAH, M.D.; COOPER, S.L. **Poliurethanes in Medicine**, 2ª ed. Boca Raton, Florida, EUA, CRC Press Inc., 1986. Cap. 1.

LIVERNEAUX, P. Les lésions récents des tendons fléchisseurs des doigts, **Kinesithérapie Scientifique**, n° 327, oct., p. 61-64, 1993.

LUNDBORG, G.; RANK, F.; HEINAU, B.. Intrinsic tendon healing: a new experimental model. **Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery**, v. 19, p. 113-117, 1985.

MANSKE, P. R. Flexor tendon healing. **The Journal of Hand Surgery**, v. 13-B, n° 3, AUG., p. 237-245, 1988.

MATTHEWS, P., RICHARDS, H. Factors in the adherence of flexor tendon after repair: A experimental study in the rabbit, **The Journal of Bone and Joint Surgery**, 58-B, n° 2, MAY, p. 230-236, 1976.

NORMALIZACION DE LAS MATERIAS PLASTICAS EN LOS PAISES EN DESARROLLO. **Série: "Industria Petroquímica"**. Monografía n° 5. Naciones Unidas, Nueva York, 1969.

- O'BRIEN, M. Functional anatomy and physiology of tendons. **Clinics in Sports Medicine**, v. 11, nº 3, JULY, p. 505-520, 1992.
- OHARA, G. H. et al. Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero da mamona implantada intraóssea e intraarticular em coelhos. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.3, Nº2, p. 62-68, 1995.
- PARK, J. B. Structure - Property Relationships of Biological Materials. In: **Biomaterials**. New York, Plenum Press, 1979, p. 97-146.
- PLEPIS, A. M. G. "**Caracterização térmica e viscoelástica de resinas poliuretanas derivadas de óleo de mamona**". São Carlos-SP, 1991, Tese (Doutorado) - Instituto de Física e Química de São Carlos - Departamento de Química e Física Molecular da Universidade de São Paulo - São Carlos.
- POTENZA, A. D. Philosophy of flexor tendon surgery, **Orthopedic Clinics of North America**, v.17, nº3, JULY, p.349-352, 1986.
- PRADAS, S. M. M.; CALLEJA, R. D. Nonlinear viscoelastic behaviour of the flexor tendon of the human hand. **Journal of Biomechanics**, v. 23, nº8, NOV. p. 773-781, 1990.
- PRING, D. J.; AMIS, A. A.; COOMBS, R. R. H. The mechanical properties of human flexor tendons in relation to artificial tendons. **The Journal of Hand Surgery**, v. 10-B, nº 3, OCT., p. 331-336, 1985.
- SAKATA, Y. Experimental study on the combined use of arterial tissues with nylon thread in artificial tendon formation. **Journal of Japanese Orthopaedic**, nº36, p. 1021, 1962.
- SALDANA, M. J. et al. Flexor tendon repair and rehabilitation in Zone 2: open sheath technique versus closed sheath technique, **The Journal of Hand Surgery**, v. 12-A, nº 6, NOV., p. 1110-1113, 1987.

- SALISBURY, R.E. et al. Artificial tendons: design, application, and results. **The Journal of Trauma**, v.14, n° 7, JULY, p. 580-586, 1974.
- SARKIN, T. L. The plastic replacement of severed flexor tendons of the fingers. **British Journal of Surgery**, v. 44, n° 232, p. 258-264, 1956.
- STOLINSKI, C. Disposition of collagen fibrils in human tendon. **Journal of Anatomy**, v. 186, p. 577-583, 1995.
- STRICKLAND, J.W. Flexor tendon surgery. Part 2: Free tendon grafts and tenolysis. **The Journal of Hand Surgery**, v. 14, n° 4, NOV., p. 368-382, 1989.
- TONKIN, M., et al. Post-operative management of flexor tendon grafting. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 13-B, n° 3, p. 277-281, 1988.
- URBANIAK, J. R. et al. Vascularization and the gliding mechanism of free silicone-rod method. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 56-A, n° 3, APR., p. 473-482, 1974.
- URBANIAK, J.R.; CAHILL, J.D.; MORTENSON, R.A Tendon suturing methods: analysis of tensile strengths. In: American Academy of Orthopaedic Surgeons. **Symposium on tendon surgery in the hand**. St. Louis, C. V. Mosby, p. 70-80, 1975 *apud* STRICKLAND, J.W. Flexor tendon surgery: Part 2- free tendon grafts and tenolysis, **The Journal of Hand Surgery**, v. 14-B, n° 4, NOV., 1989.
- WADE, C. W. R., et al. Design and fabrication of two types of artificial tendons for evaluation of surgical techniques. **Journal of Biomedical Materials Research- Symposium**, n° 6, p. 149-155, 1975.

WEHBÉ, M. A ., et al. Two-stage tendon reconstruction.Ten year experience. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 68-A, nº 5, p.752-763, 1986.

WEINSTEIN, S. L. et al. Evaluation of the two-stage flexor tendon reconstruction in severely damaged digits. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. V. 58-A, nº 6, p. 786-791, 1976.

WILLIAMS, R. D. Teflon as a tendon substitute. **Surgery Forum**, v. 11, nº 39, p.134, 1960.

WOO, S.L-Y et al. The importance of controlled passive mobilization on flexor tendon healing, **Acta Orthopedic Scandinavie**, 52, p. 615-622, 1981.

GLOSSÁRIO

Celulóide- substância fabricada com uma mistura de cânfora e algodão-pólvora. É sólida, transparente, elástica, torna-se maleável pelo aquecimento, e usa-se para fins industriais.

Deformação- é a deformação fracional resultante de uma tensão. Ela é medida pela razão entre a variação em alguma dimensão do corpo e a dimensão inicial. Não tem unidade por ser uma razão entre grandezas semelhantes.

Enxerto autólogo- estrutura retirada de um organismo, para ser reinserido em outro local do mesmo organismo.

GPascal- (GPa), unidade de tensão, gigaPascal, Pascal x 10^9 .

Kg- unidade de massa, quilograma.

Kgf- unidade de força, quilograma-força.

KPascal- (KPa), unidade de tensão, KiloPascal, Pascal x 10^3 .

Knewtons- (KN), Newtons x 10^3 .

Lei de Hooke- (Física), quando um sistema obedece a essa lei, então a intensidade da força restauradora é proporcional à intensidade do deslocamento. Em termos de tensão e deformação, significa que a tensão é proporcional à deformação. Define-se então uma constante chamada módulo de elasticidade. O módulo tem as mesmas unidades da tensão. Um módulo grande significa que uma grande tensão é necessária para produzir uma dada deformação.

Libra- (lb.), unidade de massa, 1 libra=0,45359 gramas.

Limite de elasticidade ou proporcionalidade- é o menor valor da tensão necessária para produzir uma deformação permanente em um corpo. Quando uma tensão excede este limite, o corpo

não voltará exatamente ao seu estado inicial, depois que a tensão for suprimida.

mm- milímetros.

Modulo de Young- ou módulo de alongamento, descreve a elasticidade no comprimento do material. Seu valor depende apenas do material e não de suas dimensões, N/m^2 , Pa, KPa, etc.

MPascal- (MPa), unidade de tensão, megaPascal, Pascal $\times 10^6$.

Newtons- (N), unidade de força, $1 \text{ Kg}=9,8\text{N}$.

Pascal- unidade de tensão (força / área), N/m^2 ou Pa.

Pérvio- que dá passagem, transitável, franco, patente.

Tensão- é a medida da intensidade do agente que causa a deformação. Precisamente, se a força F é aplicada a uma superfície de área A , $\text{tensão}=F/A$, N/m^2 , N/cm^2 , Kgf/m^2 , etc.