

Propriedades da poliuretana derivada do óleo da mamona associada a fios de poliéster para uso em implante de tendões flexores da mão

Properties of castor-oil derived polyurethane associated to polyester threads in view of its use as hand flexor tendon implants

título condensado: Poliuretana com fios de poliéster para implantes de tendão

Marisa de Cássia Registro Fonseca¹, Nilton Mazzer², Cláudio Henrique Barbieri³, Gilberto Orivaldo Chierice⁴, Valéria Meirelles Carril Elui⁵

1 Fisioterapeuta; Profa. Dra. do Curso de Fisioterapia do Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor (RAL) da FMRP/USP (Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo)

2 Médico; Prof. livre docente do RAL da FMRP/USP

3 Médico; Prof. titular do RAL da FMRP/USP

4 Químico; Prof. titular do Instituto de Química Analítica da Escola de Engenharia de São Carlos/USP

5 Terapeuta ocupacional; Profa. Dra. do Curso de Terapia Ocupacional da FMRP/USP

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Marisa de Cássia R. Fonseca
Depto. de Biomecânica, Medicina e RAL
FMRP/USP Campus Monte Alegre
Av. Bandeirantes 3900
14049-900 Ribeirão Preto SP
e-mail: marisa@fmrp.usp.br

Apresentação: jun. 2005

Aceito para publicação: jan. 2006

Versão resumida da dissertação de mestrado de M.C.R. Fonseca apresentada à FMRP/USP em 1997

RESUMO

Com vistas a seu emprego na confecção de implantes de tendões flexores para a mão, foi realizado um estudo das propriedades mecânicas da poliuretana elastomérica derivada do óleo da mamona, associada a fios de poliéster. Corpos de prova foram recortados de placas de poliuretana, obtidas pela polimerização do poliol Q160 com o pré-polímero FN329; um grupo de corpos de prova foi de poliuretana pura; nos demais, esta foi associada a fios de poliéster dispostos longitudinalmente em seu interior, paralelamente ou trançados, em número variando de um a sete fios, com incrementos de dois a dois. Os corpos de prova foram submetidos a ensaios de tração em máquina universal de ensaios. Foram analisados os parâmetros força de resistência à ruptura, tensão máxima, deformação, resiliência e módulo de elasticidade. Para cada grupo foram testados três corpos de prova e, dos valores obtidos para cada parâmetro individualmente, foi obtida a média para análise estatística. Os resultados demonstraram que a associação da poliuretana com os fios fez diminuir a capacidade de deformação da poliuretana pura, aumentando sua força de resistência, tensão máxima, resiliência e módulo de elasticidade, propriedades cujos valores aumentaram com o incremento do número e com o trançar dos fios, tendo sido significativo com cinco e sete fios. Concluiu-se que, na forma associada, essa poliuretana constitui um material adequado para a confecção de implantes de tendão.

Descritores: Implante de prótese/ poliuretana; Traumatismos dos tendões/ mão/ reabilitação

ABSTRACT

In view of its use in implants of hand flexor tendons, this study evaluated the mechanical properties of elastomeric polyurethane derived from castor oil associated to polyester threads. Dumb-bell shaped specimens were cut out from polyurethane plaques obtained by polymerization of Q160 poliol and FN329 prepolymer, either plain or combined to polyester threads inside. disposed either parallel to each other or interwoven, ranging from one to seven, and added in increments of two to two. The specimens were submitted to traction in a universal testing machine and tested for the following parameters: rupture strength, ultimate tensile strength, deformation (elongation), resilience and modulus of elasticity. Three specimens *per* group were tested and, from the values obtained for each parameter, an average was calculated for statistical analysis. Results showed that the association with polyester threads decreased the polyurethane deformation ability, while increased its rupture strength, ultimate tensile strength, resilience and modulus of elasticity. Such increase was directly proportional to the increment in the number and interweaving of threads, being statistically significant for five and seven threads. In conclusion, when combined to polyester threads, the castor oil-derived elastomeric polyurethane proved an adequate material for manufacturing of hand flexor tendon implants.

Key words: Prosthesis implantation/ castor oil; Tendon injuries; Hand/ rehabilitation

INTRODUÇÃO

A mão é composta por ossos, ligamentos, tendões, nervos e vasos que funcionam de maneira harmônica proporcionando movimentos e funções como a preensão e a pinça digital. Os tendões são as estruturas responsáveis pela transmissão das contrações musculares ao esqueleto, produzindo movimentos articulares. Urbaniak¹ afirmou que os valores resultantes das forças atuantes nos tendões flexores digitais no nível do punho, sob grande resistência à flexão dos dedos, eram maiores do que 5000 gramas (5 Kg). Segundo Park², o tendão é a estrutura que possui menor extensibilidade (9,4%) entre os tecidos não mineralizados e, no entanto, é o tecido que possui maior força de tensão (53 MPascal).

Os tendões são com freqüência sede de lesões por ferimento corto-contuso, levando à diminuição ou perda da capacidade de deslizamento, por presença de aderências cicatriciais^{1,3-12}. Frequentemente, lesões graves dos tendões flexores da mão não podem ser corrigidas por meio de técnicas de sutura primária, requerendo o uso de enxertos. Quando o leito tendinoso é de má qualidade, por formação de fibrose extensa local, resultante de traumatismos extensos com perda de substância ou operações prévias, é indicada a reconstrução em dois tempos. O primeiro tempo destina-se exclusivamente à reconstrução do canal digital, com a formação de pseudobainha ao redor do tendão artificial implantado ou implante passivo. Nessa fase, a reabilitação pela movimentação passiva precoce tem papel fundamental na manutenção da amplitude articular do dedo acometido, promovendo a estimulação da produção do fluido sinovial pela neobainha, responsável pela nutrição tendinosa. Para que isso seja possível, é imprescindível um implante flexível e biocompatível. No segundo tempo, geralmente após três meses, é realizado o transplante do enxerto tendinoso autólogo¹³⁻¹⁵. Nessa segunda etapa é realizada a movimentação passiva precoce controlada, baseada em diversos protocolos^{10,16,17}, durante três a quatro semanas. Após esse período, o novo enxerto poderá ser então solicitado ativamente, com um sistema de deslizamento tendinoso viável^{10,18}.

Vários materiais já foram utilizados para a confecção dos implantes tendinosos, mas apenas a borracha de silicone, associada ou não a fios de poliéster texturizados no seu interior, permaneceu até a atualidade para a fabricação de implantes passivos ou ativos. Os ativos têm a desvantagem de sofrerem ruptura na junção miotendínea com mais freqüência. Apesar de o silicone ser portador de várias vantagens em relação aos demais materiais já estudados, por suas características de resistência, flexibilidade e biocompatibilidade, outros materiais com a mesma maleabilidade têm sido estudados como opção mais acessível e barata, permitindo também a movimentação passiva precoce^{9,10,18-21}.

Em 1984, um biopolímero derivado do óleo da mamona foi desenvolvido pelo grupo do Prof. Gilberto O. Chierice no Instituto de Química de São Carlos, USP²². Desde o início das pesquisas, suas características químicas e físicas apontaram para um grande potencial na aplicação como material de implante. O biopolímero pode ser preparado por diferentes formulações e consistências, variando do rígido ao elástico. Esse invento, que já tinha sido aprovado pelo Ministério da Saúde em 1999, recebeu em junho de 2003 a aprovação da Food and Drug Administration (FDA), agência do governo estadunidense responsável pela liberação de novos alimentos e

medicamentos²³. Essa poliuretana apresenta características mecânicas e de biocompatibilidade comprovadas experimentalmente²⁴⁻²⁷, tendo sido testada em inúmeros estudos clínicos, inclusive sobre reconstrução do osso em casos de tumores ósseos^{22,28}. Por outro lado, a literatura tem comprovado o uso de fios trançados ou texturizados para a fabricação de ligamentos e tendões artificiais^{10,14}.

Com vistas à sua utilização para a confecção de espaçadores passivos e, eventualmente, de próteses ativas de tendão da mão, este trabalho teve como objetivo testar as propriedades mecânicas da poliuretana elastomérica do óleo da mamona associada a fios de poliéster no seu interior, na forma de corpos de prova desenhados segundo normas padronizadas.

METODOLOGIA

Para a realização dos ensaios mecânicos, foi desenvolvida uma poliuretana elastomérica, com características estabelecidas pela norma ASTM 638, obtida pela polimerização do poliól A, derivado do óleo da mamona, denominado Q160, e o pré-polímero derivado de isocianatos, denominado FN329.

Foram confeccionados corpos de prova em formato de “gravata borboleta” (ou *dumb-bell*), distribuídos em nove grupos, com três amostras cada, conforme as associações feitas. Num grupo, os corpos de prova eram constituídos apenas de poliuretana elastomérica; nos oito grupos restantes, foram acrescentados fios multifilamentados de poliéster, usados em reconstrução ligamentar (Engimplan®), variando de um a sete fios, com incrementos de dois a cada grupo. As associações foram feitas com os fios trançados (FT) ou sem trançar (Fs/T) conforme o grupo e, em todos eles, os fios se situavam no centro do corpo de prova. O objetivo de sua associação foi aumentar a resistência do elastômero, funcionando como “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^{17,29-32}.

Para a realização dos ensaios mecânicos de tração até a ruptura dos corpos de prova foi utilizada a máquina universal de ensaios Sintech 6 (Computerized Systems for Material Testing, MTS System Corporation, USA) inteiramente automatizada.

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 Polímeros³³. A velocidade de estiramento dos ensaios para cada corpo de prova foi de 5,08 mm/minuto. A norma usada nos ensaios foi a ASTM (American Society for Testing Materials D-638), estabelecida pela ISO (Normalización de las materias plásticas en los países en desarrollo, 1969)³³.

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 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 ³⁴. A fase elástica, em que ocorre a chamada lei de Hooke, é um parâmetro muito útil, pois é nesse período que, depois de cessada a tensão, o material tem suas características mecânicas preservadas, não havendo ainda a deformação plástica, com alterações irreversíveis de suas propriedades;

- 5 módulo de elasticidade (E), denominado "puro" para a poliuretana pura e denominado "equivalente" para o conjunto poliuretana + fios de poliéster. Esse módulo é o quociente entre a tensão de tração aplicada a um corpo e a deformação de tração que ela provoca, caracterizando o material quanto à ductilidade ou fragilidade.

Todos os dados coletados foram submetidos à análise estatística, com um intervalo de confiança de 95%, ou seja, 5% de significância, pela análise da variância (Anova, *one-way analysis of variance*) e pelo teste de Tukey-Kramer de comparações múltiplas de grupos dois a dois.

RESULTADOS

Conforme demonstrado na Tabela 1, os menores resultados obtidos para a força de resistência à ruptura foram os dos grupos com 1 fio sem trançar (1Fs/T) e 1 fio trançado (1FT) (18 Newtons). Os maiores valores obtidos foram os dos grupos com 5 e 7 fios trançados (5FT e 7FT), respectivamente com $82 \pm 2\text{N}$ e $106 \pm 8\text{N}$. A poliuretana pura (PU) suportou uma carga média de $29 \pm 2\text{N}$ (Gráfico 1). Comparando-se os grupos com igual quantidade de fios trançados e não-trançados, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os grupos de 3, 5 e 7 fios. Não houve diferença estatística entre os grupos Poliuretana Pura (PU) e 3 fios sem trançar (3Fs/T), 3 fios trançados (3FT) e 5 fios sem trançar (5Fs/T), e 5 fios trançados (5FT) e 7 fios sem trançar (7Fs/T).

Tabela 1 Valores médios da resistência à ruptura, tensão máxima, deformação, resiliência e módulo de elasticidade analisados nos ensaios de tração para cada grupo de corpos de prova com ou sem fio, trançado ou não

Grupos *	Resistência à ruptura (N)	Tensão máxima (KPa)	Deformação (%)	Resiliência (J/m^3)	Módulo de elasticidade (KPa)
PU	29(± 2)	990,67($\pm 75,59$)	50,40($\pm 1,30$)	2220,96($\pm 190,68$)	24,38($\pm 3,06$)
1Fs/T	18(± 0)	586,67($\pm 16,74$)	14,30($\pm 0,46$)	3201,68($\pm 508,02$)	52,9($\pm 4,11$)
1FT	18(± 1)	615,67($\pm 34,95$)	14,27($\pm 4,15$)	3390,76($\pm 1544,30$)	47,82($\pm 10,66$)
3Fs/T	37(± 0)	1238,00($\pm 11,27$)	14,50($\pm 0,40$)	7903,53($\pm 595,44$)	87,13($\pm 0,48$)
3FT	37(± 23)	1612,70($\pm 86,80$)	18,77($\pm 1,16$)	11805,62($\pm 6168,00$)	87,16($\pm 2,77$)
5Fs/T	55(± 1)	1869,50($\pm 86,97$)	17,40($\pm 0,85$)	14784,92 $\pm 568,90$	109,50($\pm 2,66$)
5FT	82(± 2)	2733,70($\pm 64,86$)	21,40($\pm 0,69$)	29242,93 $\pm 214,31$	128,17($\pm 7,18$)
7Fs/T	71(± 5)	2419,70($\pm 150,28$)	17,93($\pm 2,67$)	19311,34 $\pm 2792,70$	137,61($\pm 11,38$)
7FT	106(± 8)	3521,70($\pm 282,77$)	25,77($\pm 0,85$)	40594,87 $\pm 3663,00$	137,65($\pm 9,43$)

* PU = poliuretana pura; Fs/T = fios sem trançar; FT = fios trançados

Nos dados referentes à tensão máxima (Gráfico 2), o grupo que apresentou menor valor foi o de 1 fio sem trançar (1Fs/T), com $586,67 \pm 16,74\text{KPa}$. Já o maior valor foi o do grupo de 7 fios trançados (7FT), com $3521,70 \pm 282,77\text{ KPa}$ (Figura 2). A tensão máxima da poliuretana pura (PU) antes da ruptura do material foi $990,67 \pm 75,59\text{KPa}$, maior portanto que a do grupo de 1 fio sem trançar. Os valores não foram significantes ($p > 0,05$) apenas na comparação entre os grupos PU e 3Fs/T, 1Fs/T e 1FT, 3FT e 5Fs/T, e 5FT e 7Fs/T.

inserir Gráficos 1 e 2

Gráfico 1 Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a força de resistência à ruptura (N)

Gráfico 2 Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a tensão máxima (KPa)

Com relação ao parâmetro deformação, o grupo da poliuretana pura (PU) foi o que demonstrou maior capacidade de se deformar antes de romper, com $50,4 \pm 1,3\%$ de aumento do comprimento em relação a seu comprimento inicial, no momento da ruptura (Gráfico 3). Em todos os grupos em que a poliuretana foi associada aos fios, a deformação em geral foi menor. A menor deformação ocorreu com o grupo de 1 fio trançado (1FT), $14,27 \pm 4,15\%$ e a maior foi a do grupo com 7 fios trançados (7FT), que chegou a $25,77 \pm 0,85\%$, ainda bem aquém da deformação observada para a poliuretana pura. Não houve diferença estatisticamente significativa comparando-se os grupos com 1 e 3 fios sem trançar (1Fs/T e 3Fs/T) e o restante dos grupos, trançados ou não, exceto para os grupos com 5 e 7 fios trançados (5FT e 7FT), onde houve uma diferença significativa ($p < 0,01$ e $p < 0,001$ respectivamente).

inserir Gráficos 3 e 4

Gráfico 3 Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a deformação (%)

Gráfico 4 Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para o módulo de elasticidade (KPa)

A resiliência foi pequena para a poliuretana pura, $2220,96 \pm 190,68 \text{ KPa}$, mas aumentou consideravelmente com o aumento na quantidade de fios, tendo sido sempre maior nos grupos de fios trançados. Os grupos PU e 1Fs/T em relação aos grupos 1FT e 3Fs/T não apresentaram valores significantes ($p > 0,05$), assim como 3Fs/T e 5Fs/T, 3FT e 5Fs/T, 3FT e 7Fs/T, 5Fs/T e 7Fs/T.

Os maiores valores encontrados no módulo de elasticidade foram dos grupos de 7 fios, trançados e sem trançar, respectivamente $137 \pm 65 \text{ J/m}^3$ e $137,61 \pm 11,38 \text{ J/m}^3$. O menor foi para a poliuretana pura, $24,38 \pm 3,06 \text{ J/m}^3$ (Gráfico 4). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos 1Fs/T e 1FT; 3Fs/T em relação aos grupos 3FT e 5Fs/T; 5FT e os grupos 5Fs/T, 7Fs/T e 7FT; nem entre os grupos de 7 fios trançados e sem trançar.

DISCUSSÃO

O uso de materiais para a substituição tendinosa tem sido defendido por vários autores e o silicone tem sido o mais utilizado^{10,16,18}. Apesar da dominância do silicone, novos materiais têm sido desenvolvidos, como o biopolímero, poliuretana derivada do óleo da mamona, obtida com tecnologia nacional e com matéria-prima renovável. Dependendo de sua formulação, pode apresentar características elastoméricas³⁵.

Os resultados obtidos neste estudo mecânico corroboram o que a literatura tem comprovado quanto ao uso de fios trançados ou texturizados para a fabricação de ligamentos e tendões artificiais^{10,14}.

A resistência à ruptura foi pequena para a poliuretana pura (PU). Como era esperado, acrescentando-se fios em seu interior, que funcionavam como uma alma do material, a resistência aumentou, com exceção dos grupos com 1 fio, trançado ou não, quando houve rasgamento interno da poliuretana, que culminou com a ruptura mais

precoce dos corpos de prova. Nos grupos com fios trançados, a cada aumento de fios, havia duas vezes o aumento da força de resistência.

Pring *et al.*³⁶ demonstraram as propriedades mecânicas dos tendões flexores dos dedos de cadáveres humanos frescos para servir de base comparativa no desenvolvimento de tendões artificiais. Realizaram ensaios de tração e observaram valores de força de tensão final de 1550 N e deformação de 13%. Apesar desses valores, afirmaram que, para a realização da preensão manual funcional, são necessários apenas 400 N.

Os maiores valores encontrados no presente estudo para a resistência à ruptura (82 e 106 N) foram menores do que aqueles preconizados por Pring *et al.*³⁶. Por outro lado, convertendo-se o maior valor encontrado neste estudo para quilogramas (Kg), tem-se que 106 N equivalem a 10,81 Kg, uma força considerável para um único dedo. Outro estudo¹ apontou para o fato de que a força gerada pela flexão dos dedos contra pequena resistência é de 800g, contra moderada resistência é de 1500g, e contra grande resistência é de 5000g ou mais, equivalentes, respectivamente a 7,84N, 14,7N, 49N, valores estes pequenos se comparados àqueles obtidos no grupo com 7 fios trançados.

Os maiores valores encontrados para os fios trançados, que significam um melhor desempenho, estão de acordo com a afirmação de Foster³⁷, de que a resistência ao estiramento do tendão está relacionada ao arranjo das fibras colágenas. Esse autor lembra ainda que a principal função do tendão é o deslizamento e, portanto, a resistência final não é tão importante.

Quanto à tensão máxima, houve pequena diferença favorável aos grupos com fios trançados. Os valores encontrados chegaram a 3521,70 KPa, o que pode ser considerado pequeno se comparado aos valores descritos por Park², que referiu 53000 KPa para tendões humanos normais.

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 o 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, no caso dos fios trançados, a cada acréscimo de dois fios houve um aumento aproximado de 4%. Isso equivale a dizer que os fios sem trançar conferiram rigidez aos corpos de prova, enquanto os fios trançados deram-lhe extensibilidade, provavelmente por apresentar uma maior quantidade de elos trançados disponíveis para sofrerem estiramento durante a tração, somando ao final uma maior deformação.

A capacidade da poliuretana elastomérica absorver energia (resiliência) na fase elástica da deformação foi 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 em seu interior provocou menor deformação, mas resultou em maior capacidade de absorção de energia na fase elástica, o que significa que eles tornaram o material mais resistente.

O módulo de elasticidade, propriedade que caracteriza um determinado material, constante sob determinados critérios, foi pequeno para a poliuretana pura,

visto que ela é um elastômero, que sempre tem módulos de elasticidade baixos. Todavia, ele aumentou proporcionalmente com o acréscimo de fios, indiferentemente de estes estarem trançados ou não.

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 frequência 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 quanto 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 de sua área de secção transversa não foi possível com os instrumentos disponíveis, nem sua adequada fixação nas garras da máquina de ensaios.

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 biocompatível³⁸, o que, portanto já a elege como adequada à confecção de tendões.

Finalmente, este material poderia ser utilizado no mínimo como implante passivo, situação em que não é submetido à tração muscular e, conseqüentemente, não necessita suportar carga, sendo, ainda, de uso apenas provisório. Novos estudos *in vivo* são necessários para comprovação da sua eficácia.

CONCLUSÕES

- A poliuretana elastomérica derivada do óleo da mamona, em sua forma pura, apresentou características mecânicas incompatíveis com os quesitos básicos de um material destinado à confecção de implantes de tendões.
- A associação de fios no interior da poliuretana, de modo geral, levou à 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.
- A presença de apenas um fio, simples ou trançado, no interior da poliuretana, interferiu negativamente em suas características mecânicas.
- 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.
- Considerando o desempenho em todos os parâmetros analisados, a poliuretana do óleo da mamona associada aos fios de poliéster em seu interior mostrou ser um material adequado para a confecção de implantes de tendões, adequação diretamente dependente do número de fios e desde que seja na forma trançada.

REFERÊNCIAS

- 1 Urbaniak JR, Cahill JD, Mortenson RA. Vascularization and the gliding mechanism of free silicone rod method. *J Bone Joint Surg(Br)*. 1974;56-A:473-82.
- 2 Park JB. Biomaterials: an introduction. New York: Plenum Press; 1979. Chap. Structure-property relationship of biological materials, p.97-146.
- 3 Boyer MI, Goldfarb CA, Gelberman, RH. Recent progress in flexor tendon healing: the modulation of tendon healing with rehabilitation variables. *J Hand Ther*. 2005;18:80-5.
- 4 Strickland JW. The scientific basis for advances in flexor tendon surgery. *J Hand Ther*. 2005;18:94-110.
- 5 Finsen V. Two-stage grafting of digital flexor tendons: a review of 43 patients after 3 to 15 years. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*. 2003;37:159-62.
- 6 Frykman E, Jacobsson S, Widenfalk B. Fibrin sealant in prevention of flexor tendon adhesions: an experimental study in the rabbit. *J Hand S*. 1993;18-A:68-75.
- 7 Gelberman RH, Vande Berg JS, Lundborg GN, Akeson WH. Flexor tendon healing and restoration of the gliding surface; an ultrastructural study in dogs. *J Bone Joint Surg*. 1983;65-A:70-80.
- 8 Hagberg L, Tengblad A, Gerdin B. Hyaluronic acid in flexor tendon sheath fluid after sheath reconstruction in rabbits. *Scand J Plast Reconst Hand Surg*. 1991;25:103-7.
- 9 Hunter JM. Artificial tendons: early development and application. *Am J Surg*. 1965; 109:325-38.
- 10 Hunter JM, Mackin EJ. Staged flexor tendon reconstruction. In: Hunter JM, Mackin EJ, Callahan AD (editors). *Rehabilitation of the hand and upper extremity*. Pennsylvania: Mosby; 2002. v.1 p.469-97.
- 11 Smith P, Jones M, Grobbelaar A. Two-stage grafting of flexor tendon: results after mobilization by controlled early active movement. *Scan J Plast Reconstr Surg Hand Surg*. 2004;38:220-7.
- 12 Beris AE, Darlis NA, Korompilias AV, Vekris MD, Mitsionis GI, Soucacos PN. Two-stage flexor tendon reconstruction in zone II using a silicone rod and a pedicled intrasynovial graft. *J Hand Surg*. 2003;28(A):652-60.
- 13 Alnot JY, Bisson P, Mouton P. Les lésions anciennes des tendons fléchisseurs: les griffes tendineuses. *Kinésithérapie Scient*. 1993;327:34-7.
- 14 Hunter JM, Mackin EJ, Callahan AD. Staged flexor tendon reconstruction using passive and active tendon implants. In: Hunter JM, Mackin EJ, Callahan AD (editors). *Rehabilitation of the hand: surgery and therapy*. Pennsylvania: Mosby; 1995. p.477-514.
- 15 Vucekovich K, Gallardo G, Fiala K. Rehabilitation after tendon repair, reconstruction, and tenolysis. *Hand Clin*. 2005; 21:257-65.
- 16 Groth GN. Current practice patterns of flexor tendon rehabilitation. *J Hand Ther*. 2005; 18:169-74.
- 17 Pettengill KM. The evolution of early mobilization of the repaired flexor tendon. *J Hand Ther*. 2005;18:157-68.
- 18 Freitas PP. Reconstrução tendinosa e lesões tardias dos tendões flexores. São Paulo: Atheneu; 2005. Cap 12 Reabilitação da mão, p.179-84.
- 19 Azze RJ, Ferreira MC, Zumioti AV. Emprego de tubo de polietileno no preparo de enxertia de tendão flexor de dedo. *Rev Paul Med* 1983;101:20-1.
- 20 Manske PR. History of flexor tendon repair. *Hand Clin*. 2005;21:123-7.
- 21 Salisbury RE, Mason AD Jr, Levine NS, Pruitt BA Jr, Wade CW. Artificial tendons: design, application, and results. *J Trauma*. 1974;14:580-6.
- 22 Chierice GO. Mamona em vez de silicone. *Jornal da Usp*. 1991Nov. 1.
- 23 Ereno D. Próteses de mamona: polímero derivado de óleo vegetal, sintetizado por químico de São Carlos, ganha mercado internacional. *Pesquisa Fapesp* 2003; 91:66-71.

- 24 Cavaliieri I, Lima JRS, Gomes MF. Estudo do processo de reparação óssea entre os implantes de polímero da mamona, resina acrílica termicamente ativada e cimento ósseo em tíbias de coelhos. BCI. 2001;8:64-70.
- 25 Garcia J, Rangel I. Utilização dos implantes de polímero de polietileno-mrfpor, poliuretana de mamona e matriz óssea bovina em defeitos ósseos maxilares: análise histológica e histométrica em macacos. Araçatuba [SP]: s.e.; 2000.
- 26 Kfourir Júnior M, Paccola CJ, Chierice GO, Shimano AC. Comparação entre pinos absorvíveis de poliparadiioxanona e de poliuretana da mamona na fixação de segmentos osteocondrais do fêmur distal de coelhos. Rev Bras Ortop. 2001;36:125-31.
- 27 Tavano O, Pavan AJ, Silva MJA, Guimarães SAC. Estudo da densidade radiográfica digital do tecido ósseo face ao implante do polímero de mamona em coelhos. Rev Fac Odontol Bauru. 1999;7:53-8.
- 28 Souza AM, Brandt CT, Lima JA. Biopolímero da mamona na reconstrução de falhas ósseas após tumores no esqueleto apendicular. An Fac Med Univ Fed Pernamb. 2002;47:116-23.
- 29 Cribb AM, Scott JE. Tendon response to tensile stress: a ultrastructural investigation of collagen, proteoglycan interactions in stressed tendon. J Anat. 1995;187:423-8.
- 30 Jozsa L, Kannus P, Balint JB, Reffy A. Three-dimensional ultrastructure of human tendons. Acta Anat. 1991;142(4):306-12.
- 31 Stolinski C. Disposition of collagen fibrils in human tendon. J Anat. 1995;186:577-83.
- 32 Pradas SMM, Calleja RD. Nonlinear viscoelastic behaviour of the flexor tendon of the human hand. J Biomech. 1990;23:773-81.
- 33 Associação Brasileira de Biopolímeros (ABPol). Caracterização de materiais poliméricos parte I: ensaios mecânicos sob tração; manual de instrução. São Carlos; 1991.
- 34 Lelah MD, Cooper SL. Poliurethanes in Medicine. 2nd.ed. Florida: CRC Press; 1986.
- 35 Vianna DL, Mazzer N, Barbieri CH, Chierice GO. Utilização da poliuretana derivada do óleo da mamona em dispositivos protéticos: estudo preliminar. Rev Fisioter Univ. São Paulo. 1998;5(1):27-35, 1998.
- 36 Pring DJ, Amis AA, Coombs RRH. The mechanical properties of human flexor tendons in relation to artificial tendons. J Hand Surg. 1985;10-B:331-6.
- 37 Foster IW. Structural aspects of tendon and ligaments. In: Hasting GW, Ducheyne P (editors). Natural and living biomaterials. Florida: CRC Press; 1984. p.119-49.
- 38 Ohara GH, Kojima KE, Rossi JC, Telles M, Soares TVC, Salomão C et al. Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero da mamona implantada intraóssea e intraarticular em coelhos. Acta Ortop Bras. 1995;3:62-8.

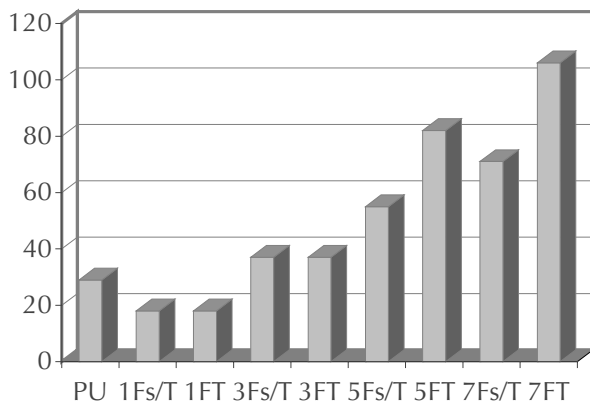


Gráfico 1 Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a força de resistência à ruptura (N)

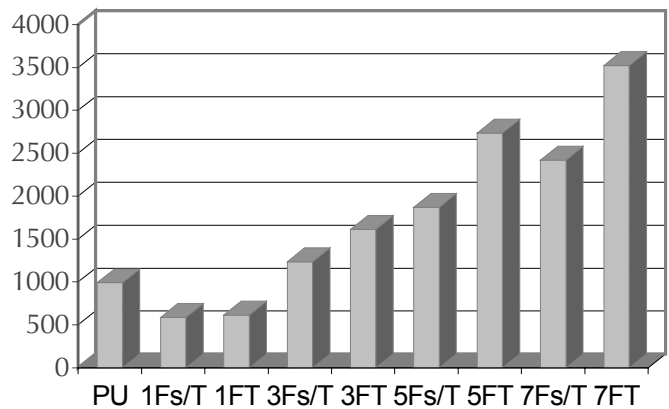


Gráfico 2 Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a tensão máxima (KPa)

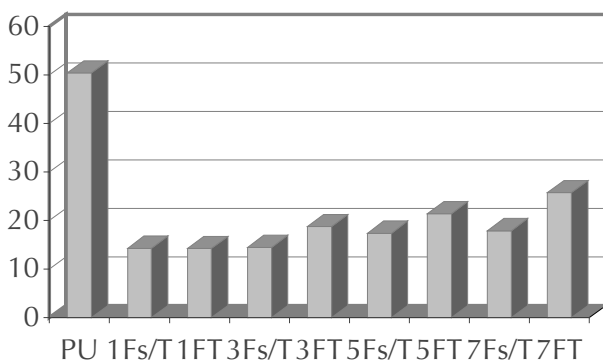


Gráfico 3 Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a deformação (%)

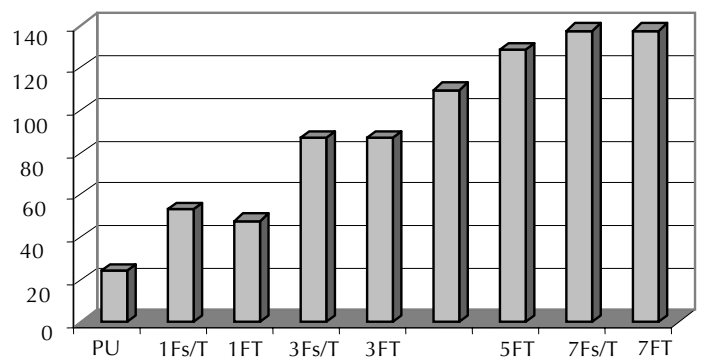


Gráfico 4 Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para o módulo de elasticidade (KPa) *

* Curioso: este gráfico tornou a ser enviado como objeto, colado na planilha do excel, não permitindo a formatação de seus elementos separadamente. Alô, diagramação?