

Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science (2003) 40:443-451
ISSN printed: 1413-9596
ISSN on-line: 1678-4456

Propriedades mecânicas de três fios de sutura no reparo do tendão do músculo flexor profundo do dedo de cães

Mechanical properties of three threads of suture in the repair of the tendon of the muscle deep digital flexor of dogs

Julieta Rodini Engrácia de MORAES¹;
Andresa Fabiana FÁVARO²;
Antônio Carlos SHIMANO³;
Gisela Cristiane FERRARO¹;
Flávio Ruas de MORAES¹

1- Departamento de Patologia Veterinária da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias da Unesp, Jaboticabal – SP
2- Médica Veterinária autônoma
3- Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP, Riberão Preto – SP

Correspondência para:

JULIETA RODINI ENGRÁCIA DE MORAES
Departamento de Patologia Veterinária
Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias da UNESP
Campus de Jaboticabal
Via de Acesso Prof. Paulo Donato Castellane, s/n
14884-900 – Jaboticabal – SP
e.mail: jrmoraes@fcav.unesp.br

Recebido para publicação: 26/11/2002
Aprovado para publicação: 17/09/2003

Resumo

Considerando a complexidade da cicatrização tendínea e os fatores que interferem no fenômeno, o escopo desse trabalho foi o de avaliar comparativamente as diferenças nas propriedades biomecânicas dos materiais usualmente utilizados em tenorrafia. Para tanto tendões dos músculos flexores profundo dos dedos de cães (TMFPD) foram colhidos de nove cães mestiços adultos que vieram à óbito sem diagnóstico de lesões no aparelho locomotor. Os 18 TMFPD dos membros torácicos foram aleatoriamente selecionados em três grupos e submetidos à tenotomia e tenorrafia utilizando fios Prolene®, Nylon® e Vicryl®. Para a sutura do epitendão utilizou-se fios de diâmetro 6.0 e para o endotendão 4.0. Os tendões foram suturados com um desses materiais de sutura utilizando a técnica de Kessler modificada. O estudo foi dividido em dois ensaios: Ensaio1: Os tendões ensaiados foram testados na máquina universal de ensaios biomecânicos e as propriedades avaliadas foram: Limite Máximo (LM), Limite de Elasticidade (LE), Rigidez (RG) e Resiliência (RS). Ensaio2: os fios de mononylon, ácido poliglicólico e polipropileno nos diâmetros 6.0 e 4.0 foram testados isoladamente quanto às propriedades Limite Máximo (LM), Rigidez (RG) e Resiliência (RS). Nas condições em que foi realizado o presente estudo os resultados permitem inferir que embora o Vicryl® tenha apresentado a maior rigidez, mostrou-se o mais apropriado para tenorrafias experimentais em cães, uma vez que em todas as outras propriedades biomecânicas apontou o melhor desempenho nos testes empregados.

Palavras-chave

Propriedades mecânicas.
Tendões.
Fios de sutura.
Cães.

Introdução

A cicatrização tendínea é um fenômeno complexo e pode ser modulada por vários fatores como o

tipo de tendão lesado, o tempo decorrido da lesão até o reparo, a técnica e o tipo de fio empregados na cirurgia e o regime de reabilitação realizado no período pós-operatório.

Em geral, a força de tração de um padrão de sutura em tendões de cães é determinado pela resistência do material de sutura, número de fios empregados, quantidade de laçadas, estabilidade entre os fios e localização do nó^{1,2}. O padrão de sutura^{3,4,5} assim como a justaposição dos cotos tendíneos são essenciais para a boa cicatrização^{6,7} pois a estabilidade da sutura está condicionada à existência de espaço mínimo entre eles⁸.

Em tendões de eqüinos o fio de fibra de carbono tem menor resistência à tração que o náilon mas induz reação granulomatosa prejudicando a recuperação sendo o fio de náilon o mais indicado para reparação tendínea nessa espécie⁹. Por outro lado, em coelhos e ovelhas, o fio de fibra de carbono tem alta força tensil e elasticidade, além de boa compatibilidade tissular, sendo material de boa aceitação na reconstituição tendínea dessas espécies⁸.

Estudos biomecânicos em tendão de Aquiles de ratos demonstraram que a tenacidade e a força de tração do tendão na terceira semana após o reparo tendíneo foi de aproximadamente 50,00% da normal. Demonstraram também que o retorno destas características estaria relacionado à fibroplasia e a organização das fibras colágenas¹⁰. Por outro lado, estudos desta natureza em cães, sugerem que a força tendínea de tração está diretamente correlacionada com o método cirúrgico de reparação¹¹.

O estudo comparado de quatro propriedades mecânicas em três padrões de sutura utilizados na tenorrafia de eqüinos, em ensaios mecânicos de tração, mostra que o padrão Kessler modificado com sutura do epitendíneo é superior aos padrões Becker modificado e dupla laçada, cujas propriedades mecânicas foram equivalentes. A sutura epitendínea de reforço é responsável, pelo menos em parte, pela maior estabilidade da sutura, maior resistência e menor

deformação¹².

Do ponto de vista da biomecânica considera-se que a utilização de mais de um fio de sutura e a localização do nó, são dois fatores que tendem a aumentar a força de tração do tendão^{2,13}.

A forma confiável para determinação das propriedades mecânicas de materiais biológicos é a realizada mediante ensaios padronizados que proporcionem resultados comparáveis e reprodutíveis, denominados de ensaios mecânicos. Geralmente os músculos, ligamentos ou tendões são solicitados nos esforços de tração, portanto os ensaios mais adequados a serem realizados são os mecânicos de tração, que podem ser classificados em destrutivos e estáticos¹⁴.

Para ensaio mecânico estático utiliza-se a máquina universal de ensaios. Para materiais biológicos a dificuldade deve-se a sua falta de homogeneidade e anisotropia. Normalmente, confecciona-se um acessório para cada material a ser ensaiado. Os parâmetros importantes que devem ser considerados na avaliação são a velocidade de aplicação da carga, pré-carga e tempo de acomodação¹⁴.

No ensaio mecânico de tração, o material é submetido à ação de duas forças opostas, aplicadas em pontos diferentes e sentidos contrários, provocando alongamento no sentido longitudinal e encurtamento no sentido transversal. Deste obtém-se uma curva (deformação x carga), que para forças suficientemente pequenas, é uma reta (fase elástica), correspondente às deformações proporcionais às forças, seguida de uma parte nitidamente curva (fase plástica), na qual deixou de haver proporcionalidade das deformações para com as forças¹⁵.

As principais propriedades mecânicas dos materiais são: Limite Máximo – é a tensão máxima que o material pode suportar antes da ruptura. Pode ser determinado a partir

da deformação e carga máximas registradas em cada ensaio; Limite de Elasticidade – é a máxima tensão onde cessada a aplicação dos esforços o material ensaiado volta às condições iniciais. As cargas e deformações podem ser determinadas como sendo o último ponto do segmento reto da curva; Rigidez – é uma propriedade particular de cada material e, numericamente igual ao módulo da elasticidade, o qual relaciona a tensão e deformação, na fase elástica do material. Pode ser determinada pela tangente da inclinação da reta na fase linear do material; Resiliência – é a capacidade do material absorver energia de deformação na fase elástica. Pode ser determinada pela área do triângulo retângulo formado abaixo da reta na fase elástica do material e Tenacidade – é a capacidade do material resistir a altas cargas juntamente com grande deformação sem se romper. Pode ser determinada pela área total abaixo da curva até a ruptura do material¹⁴.

Quanto maior o número de características mecânicas agrupadas em dado material biológico em ensaios de tração, mais conclusivo é o ensaio, uma vez que se acredita estar mais próximo das condições reais de funcionamento¹⁶.

Neste trabalho foram comparadas quatro propriedades mecânicas de tendões suturados com três diferentes fios pela mesma técnica (ensaio I) sendo também as mesmas propriedades avaliadas nos fios isoladamente (ensaio II).

Material e Método

Ensaio I

Foram utilizados 18 membros torácicos de cadáveres de cães adultos, de diferentes raças, sem lesões tendíneas diagnosticadas. Estes foram removidos na região do terço médio do rádio, sendo os tecidos moles e ossos retirados

na região proximal aos ossos sesamóides, preservando-se os tendões dos músculos flexores profundos dos dedos (TMFPD).

Os TMFPD dos 2º e 5º (repetição) dedos, na região final da falange proximal, sofreram secção transversal parcial, para a passagem dos fios, quando então, realizou-se a secção total. A tensão foi estabelecida pela aproximação dos cotos e a sutura finalizada. Em todas tenorrafias foram utilizados fios com diâmetro 4-0 para o endotendão e 6-0 para o epitendão e a técnica de Kessler modificada. Os membros identificados foram devidamente acondicionados e mantidos a -20º C. Na semana da realização dos ensaios de tração, estes foram dissecados, os TMFPD suturados e, juntamente com as garras do membro (utilizadas para melhor fixação da amostra ao acessório da máquina), foram imersos em solução salina e mantidos a -10º C.

Foram constituídos três grupos de seis segmentos padronizados de tendões suturados com os fios Prolene®, Nylon® e Vicryl® medindo 40mm de comprimento.

Os ensaios mecânicos foram realizados em máquina universal de ensaio (MUE). Foi utilizada uma célula de carga (Kratos), com capacidade de 200Kgf; uma ponte de extensimetria (Sodomex) acoplada a MUE para realização das leituras das cargas. A velocidade de aplicação da carga foi de 4,0 mm/min. Foi conectado um relógio comparador (Mitutoyo), com precisão de 0,01mm, para a medida das deformações, sendo a carga registrada a cada 0,5mm. Uma pré-carga de 200 g foi utilizada para todos os ensaios, com tempo de acomodação de um minuto. A pré-carga é utilizada para evitar as possíveis folgas no sistema máquina, acessório e modelo ensaiado.

As seguintes propriedades mecânicas foram avaliadas a partir das curvas (Deformação x Carga), obtidas

para cada grupo experimental em cada ensaio mecânico de tração: Limite Máximo (LM); Limite de Elasticidade (LE); Rigidez (RG) e Resiliência (RS).

Os resultados foram analisados segundo o delineamento inteiramente casualizado (DIC), com número de repetições iguais, seguindo-se com comparações dos valores médios dois-a-dois pelo teste *t* de Student. O nível de significância foi fixado em 5.00%.

Ensaio II

Foram utilizadas 10 amostras dos fios de sutura Prolene®, Nylon® e Vicryl®, com 80mm de comprimento, sendo cinco para os fios de diâmetro 4-0 e cinco para os de diâmetro 6-0. Estas foram amarradas na MUE com nó de cirurgia em uma das extremidades e com dois nós simples na outra.

Os ensaios mecânicos foram realizados com velocidade de aplicação da carga de 4,0 mm/min e uma pré-carga de 100g. As mesmas propriedades mecânicas do ensaio I foram avaliadas, exceto o LE.

Os resultados foram analisados segundo o delineamento inteiramente casualizado (DIC). Uma análise de variância segundo o esquema fatorial 3x2 foi realizada e o nível de significância foi fixado em 5.00%.

Resultados

Ensaio I

Os resultados da análise de variância indicaram que para a carga tanto no LM como no LE houve diferença significativa ao nível de 1,00% de probabilidade entre os fios utilizados. Por outro lado, a deformação no LM e LE dos três fios não apresentou diferença ao nível de 1,00% de probabilidade. Para a propriedade RG observou-se que os três fios apresentaram diferença significativa

($P < 0,01$) e, para a propriedade RS estes não apresentaram diferença significativa ao nível de 1,00% de probabilidade - (Tabela 1).

Observou-se que no LE o fio de sutura que obteve, em média, a maior carga ($26,85 \pm 5,01 \times 9,8N$) em função da menor deformação ($0,003 \pm 0,001 \times 10^{-3}m$) foi o Vicryl®. As cargas médias foram coincidentes nos fio Prolene® e Nylon® ($P > 0,05$), sendo significativamente diferente para o fio Vicryl® ($P < 0,05$) - (Tabela 2).

Quanto ao LM, também o fio Vicryl® suportou, em média, maior carga máxima ($32,29 \pm 4,40 \times 9,8N$), em função da menor deformação ($0,010 \pm 0,002 \times 10^{-3}m$). As cargas médias máximas também foram coincidentes nos fio Prolene® e Nylon® ($P > 0,05$), sendo significativamente diferente para o fio Vicryl® ($P < 0,05$) - (Tabela 2).

Na RG, o fio de sutura Vicryl® apresentou, em média, o melhor resultado ($8710,72 \pm 2240,92 N/m$ - maior carga em função de uma menor deformação) em relação aos outros dois fios e, estatisticamente diferente ($P < 0,05$). Não se observou diferença significativa entre os fios Prolene® e Nylon® ($P > 0,05$) - (Tabela 2).

Para a propriedade RS, o fio Prolene® foi superior, em função de sua menor média em relação aos outros dois ($0,0311 \pm 0,0144J$ - absorção, em média de menor energia na fase elástica) - (Tabela 2).

Nos ensaios de tração dos grupos experimentais o Vicryl® foi o que apresentou a menor taxa de ruptura conferindo-se com 8,30%, quando comparado com o Prolene® e o Nylon®, ambos com 25.00% de ruptura.

Ensaio II

Os resultados da análise de variância indicaram que somente para carga no LM nas interações fios e fios x diâmetro e para RG não houve diferença significativa ($P > 0,05$). Para RG na interação

fios x diâmetro houve diferença significativa ao nível de 5.00% e para as demais variáveis houve diferença significativa ao nível de 1,00% (Tabela 3).

Os maiores valores médios da carga no LM foram os do fio Vicryl®, tanto para o diâmetro 4-0 (13,52 ± 1,46 x 9,8N), como para o diâmetro 6-0 (4,36 ± 0,38 x 9,8N) – (Tabela 4).

Em relação aos diâmetros, os valores médios da deformação no LM, para os fios Prolene® e Nylon®, diferiram entre si (P<0,05), sendo os maiores valores em média para os fios de diâmetro 4-0 (15,77 ± 9,53 x 10⁻³m). Não houve diferença significativa (P>0,05) entre os valores médios para deformação no LM dos fios de sutura Nylon® e Vicryl®, para o diâmetro 6-0 e a maior média considerando os dois diâmetros foi a do fio Prolene® (Tabela 4).

Os valores médios da RG não diferiram entre si (P>0,05) em relação aos diâmetros dos fios de sutura utilizados,

sendo os maiores valores em média para os fios de diâmetro 6-0 (19,51 ± 431,22 N/m). Houve diferença significativa (P<0,05) entre os valores médios para RG dos fios de sutura Nylon® e Vicryl® com diâmetro 4-0 sendo a maior média a do fio Vicryl® (2823,00 ± 558,61 N/m) - (Tabela 5).

Os valores médios da RS diferiram entre si (P<0,05) em relação aos diâmetros dos fios de sutura utilizados, sendo os maiores valores em média para os fios de diâmetro 4-0 (0,0868 ± 0,0304 J). Houve diferença significativa (P<0,05) entre os valores médios para RS dos fios de sutura com diâmetro 4-0 e, a maior média geral foi a do fio Nylon® (0,063 ± 0,079 J). Foram superiores os fios Vicryl® e Nylon®, para o diâmetro 4-0 e 6-0 respectivamente, em função de suas menores médias em relação aos outros dois (0,0586 ± 0,0104 J) e (0,007 ± 0,002 J), respectivamente - absorção, em média de menor energia na fase elástica) - (Tabela 5).

Tabela 1
Nível mínimo de significância (P) das quatro propriedades mecânicas avaliadas segundo o DIC. Jaboticabal - SP, 1999

PROPRIEDADES MECÂNICAS		C.V. %	P
Limite de Elasticidade	Carga (x 9,8 N)	19,12	0,0001 **
	Deformação (x 10 ⁻³ m)	27,21	0,15 NS
Limite Máximo	Carga (x 9,8 N)	16,70	0,0001 **
	Deformação (x 10 ⁻³ m)	87,27	0,3521 NS
Rigidez (N/m)		25,01	0,001 **
Resiliência (J)		44,12	0,15 NS

C.V. – Coeficiente de Variação; NS não significativo ao nível de 5.00%; ** significativo ao nível de 1,00%.

Tabela 2
Média e desvio padrão das quatro propriedades mecânicas avaliadas para os três fios de sutura. Jaboticabal - SP, 1999

Fios de Sutura	Limite de elasticidade		Limite Máximo		Rigidez (N/m)	Resistência (J)
	Deformação (x 10 ⁻³ m)	Carga (x 9,8 N)	Deformação (x 10 ⁻³ m)*	Carga (x 9,8 N)		
Prolene®	0,004 ± 0,001	18,31 ± 3,98 (a)	0,011 ± 0,002	24,24 ± 5,01 (a)	5296,56 ± 1022,68 (a)	0,0311 ± 0,0144
Nylon®	0,004 ± 0,001	20,12 ± 3,31 (a)	0,016 ± 0,019 (a)	24,37 ± 4,04 (a)	5155,67 ± 1262,290 (a)	0,0396 ± 0,0123
Vicryl®	0,003 ± 0,001	26,85 ± 5,01 (b)	0,010 ± 0,002 (b)	32,29 ± 4,40 (b)	8710,72 ± 2240,920 (b)	0,0445 ± 0,0235

Média com letras iguais na mesma coluna não diferem entre si pelo teste t de Student, ao nível de 5.00% de significância.
* Transformação logarítmica dos dados.

Tabela 3

Nível mínimo de significância (P) das três propriedades mecânicas avaliadas para os três fios de sutura, segundo o esquema fatorial 3x2. Jaboticabal - SP, 1999

Fatores	Limite Máximo		Rigidez(N/m)	Resiliência(J)
	Carga(x 9,8 N)	Deformação(x 10 ⁻³ m)		
Fios	0,482 ^{NS}	0,0001 **	0,0001 **	0,0004 **
Diâmetro	0,003 **	0,0001 **	0,6615 ^{NS}	0,0001 **
Fios x Diâmetro	0,449 ^{NS}	0,0001 **	0,024 *	0,0001 **
C.V.	61,760	12,500	30,739	24,398
R ²	0,328	0,928	0,657	0,9312

C.V. – Coeficiente de Variação; R² Coeficiente de determinação,

^{NS} não significativo ao nível de 5.00%; * significativo ao nível de 5.00%.; ** significativo ao nível de 1,00%.

Tabela 4

Média e desvio padrão da interação fios x diâmetro das variáveis Carga e Deformação no Limite Máximo. Jaboticabal, SP, 1999

FIOS DE SUTURA	LIMITE MÁXIMO					
	Carga (x 9,8 N)			Deformação (x 10 ⁻³ m)		
	Diâmetro 4-0	Diâmetro 6-0	Média	Diâmetro 4-0	Diâmetro 6-0	Média
<i>Prolen</i> ^Ø	10,52 ± 0,82	3,56 ± 0,38	7,04 ± 4,92	16,80 ± 1,64 (Aa)	13,10 ± 2,66 (Ba)	14,95 ± 2,62
<i>Nylon</i> ^Ø	11,46 ± 1,76	3,36 ± 1,63	7,41 ± 5,73	21,40 ± 1,43 (Ab)	7,20 ± 0,67 (Bb)	14,30 ± 10,04
<i>Vicry</i> ^Ø	13,52 ± 1,46	4,36 ± 0,38	8,94 ± 6,48	9,10 ± 1,56 (Ac)	8,30 ± 0,57 (Ab)	8,70 ± 0,57
<i>Média</i>	11,83 ± 1,53	3,76 ± 0,53	—	15,77 ± 9,53	6,21 ± 3,14	—

Médias com letras minúsculas iguais na mesma coluna não diferem entre si Pelo teste Tukey (P > 0,05). Médias com letras maiúsculas iguais na mesma linha não diferem entre si pelo teste de Tukey (P > 0,05).

Tabela 5

Média e desvio padrão da interação fios x diâmetro das propriedades Rigidez e Resiliência. Jaboticabal - SP, 1999

FIOS DE SUTURA	RIGIDEZ (N/m)			RESILIÊNCIA (J)		
	Diâmetro 4-0	Diâmetro 6-0	Média	Diâmetro 4-0	Diâmetro 6-0	Média
<i>Prolen</i> ^Ø	1197,33 ± 561,91 (Aa)	1840,00 ± 488,06 (Aa)	1518,67 ± 454,44	0,0828 ± 0,0111 (Aa)	0,020 ± 0,006 (Ba)	0,051 ± 0,044
<i>Nylon</i> ^Ø	1156,00 ± 159,15 (Aa)	1587,60 ± 482,10 (Aa)	1371,80 ± 305,19	0,1190 ± 0,0250 (Ab)	0,007 ± 0,002 (Ba)	0,063 ± 0,079
<i>Vicry</i> ^Ø	3218,00 ± 1076,21 (Ab)	2428,00 ± 294,14 (Aa)	2823,00 ± 558,61	0,0586 ± 0,0104 (Ac)	0,015 ± 0,003 (Ba)	0,030 ± 0,040
<i>Média</i>	1857,11 ± 1178,75	1951,87 ± 431,22	—	0,0868 ± 0,0304	0,0095 ± 0,0095	—

Médias com letras minúsculas iguais na mesma coluna não diferem entre si Pelo teste Tukey (P > 0,05). Médias com letras maiúsculas iguais na mesma linha não diferem entre si pelo teste de Tukey (P > 0,05).

Discussão

A cicatrização tendínea é fenômeno complexo e sua compreensão requer conhecimentos de morfofisiologia e dos fatores externos que condicionam sua recuperação. Cargas extremas de força-peso às quais os tendões são submetidos e a limitação dos movimentos do membro, são fatores que interferem na cicatrização tendínea pós-trauma. Em cães, bem como no homem, a primeira meta no tratamento das lesões tendíneas é restabelecer a integridade física, o deslizamento e a resistência à tração da estrutura original. O tratamento adequado para estas injúrias requer a compreensão básica dos mecanismos envolvidos na recuperação tendínea e na aplicação destes no ambiente da biomecânica específica do tendão lesado¹⁶.

Métodos de sutura para tendões, que provêm maior resistência à tensão de tração, foram testados para uso no homem, cães¹³ e também eqüinos^{9,17} utilizando-se ensaios mecânicos de tração. Todavia, na literatura que foi possível compilar são raros os artigos que tratam da temática em tela impedindo o confronto dos resultados aqui relatados.

A análise da carga no LM para os ensaios de tração dos fios isoladamente indicou que não houve diferença significativa ($P > 0,05$) na interação fios x diâmetro entre os três fios estudados. Em relação à análise dos grupos experimentais (fios+TMFPD) não houve diferença significativa ($P > 0,05$) para variável carga no LM entre os fios Prolene® e Nylon®, observando-se as maiores médias para o fio Vicryl®.

Quanto a deformação no LM houve diferença significativa ($P < 0,01$) para a interação fio x diâmetro nos ensaios de tração dos fios isoladamente, sendo o Prolene® o fio que obteve a maior média. Por outro lado, as médias dos três fios

apresentaram diferença ao nível de 5.00% de probabilidade para o diâmetro 4-0 e, para o diâmetro 6-0, apenas a do fio Prolene® mostrou-se estatisticamente diferente ($P < 0,05$),

Assim, na análise dos grupos (fios+TMFPD) para as variáveis carga e deformação no LM, o fio Vicryl® foi o que suportou maior carga e o Nylon® o que sofreu a maior deformação quando utilizados na tenorrafia.

Para a propriedade RG houve diferença significativa nos ensaios de tração dos fios isolados para a interação fios x diâmetro ($P < 0,05$) e dos grupos ($P < 0,01$). Em ambos os testes, o Vicryl® apresentou-se com a maior média, seguido do Prolene® e do Nylon®, cujos valores não diferiram ($P > 0,05$).

Em relação a RS houve diferença significativa ($P < 0,01$) para a interação fio x diâmetro nos ensaios de tração dos fios isolados, sendo as maiores médias para os fios de diâmetro 4-0. Por outro lado, os três fios comportaram-se igualmente ($P > 0,05$) nos ensaios de tração dos grupos, sendo a maior média para o fio Vicryl®.

A força tênsil de uma incisão cirúrgica é inteiramente dependente da integridade do material de sutura e do tecido suturado. Sendo assim a análise das propriedades mecânicas do material de sutura a ser utilizado é relevante. A capacidade de deformação do material é outra propriedade importante para reflexão, visto que materiais de sutura devem ter certo grau de deformação pois os tecidos, após cirurgia, ficam edemaciados e inflamados. Por outro lado a alta capacidade de deformação é prejudicial, pois permite abertura da ferida cirúrgica.

É válido lembrar que as propriedades mecânicas de dado material podem sofrer modificações de origem extrínseca. Segundo SOUZA¹⁸, a elasticidade de um

material é modificada por influências térmicas, assim como a velocidade do ensaio afeta o limite de proporcionalidade.

Diante da análise dos resultados obtidos neste trabalho o Vicryl® apresentou os maiores valores para suportar a maior carga, a menor deformidade, a menor resiliência, a maior rigidez e a menor taxa de ruptura.

A rigidez foi a única propriedade mecânica desfavorável do Vicryl®, pois mostrou-se menos eficaz que os outros fios testados Nylon® e Vicryl®. Para tenorrafia do TFDP é necessário que o material de sutura tenha flexibilidade considerável. Assim embora o Vicryl® tenha sido o

material de sutura mais rígido, este revelou ser o fio mais apropriado para a tenorrafia experimental em cães, pois dentre todas as outras propriedades mecânicas avaliadas foi o que obteve os melhores resultados, sendo assim o que deve ser indicado para a tenorrafia experimental.

Agradecimentos

Maria Inês Yamazaki de Campos e Francisca de Assis Ardisson (auxiliares técnicos de histologia), Edgard Homen e Narciso Baptista Tel (auxiliares de necropsia), do Departamento de Patologia Veterinária - FCAVJ/Unesp.

Laboratório de Bioengenharia – FMRP/USP.

FAPESP, pelo suporte financeiro.

Summary

Regarding the complexity of healing tendon and the factors that interfere with this, the aim of this study was to evaluate the comparison between the suture materials. Canine flexor digitorum profundus (FDP) tendons were collected from nine healthy mongrel adult dogs. The 18 thoracic FDP were randomly selected in three groups of tendons submitted of tenotomy and tenorrhaphy using Prolene®, Nylon® e Vicryl®. The diameter 6.0 for epitendon and 4.0 for endotendon. The tendons were then repaired using one of suture material with the modified Kessler technique. The study was divided in two essays. Ensay1: The tendons repaired were tested in Assay Universal Machine and were evaluate the biomechanical properties referring to Maximum Limit (ML), Elasticity Limit (EL), Rigidity (RG) and Resilience (RS). Ensay2: Prolene®, Nylon® e Vicryl® 6.0 and 4.0 size were tested alone. Although Vicryl® it has been the more rigid suture material, this revealed to be the most appropriate thread for the experimental tenorrhaphy in dogs, because among all the other appraised mechanical properties it was what obtained the best results.

Key-words

Mechanical properties.
Tendon.
Suture wires.
Dog.

Referências

- 1- LIN, G. T.; NA, K. N.; AMADIO, P. C.; COONEY III, W. P. Biomechanical studies of running suture for flexor tendon repair in dogs. **Journal of Hand Surgery (Am)**, v. 13, n. 4, p. 553-558, 1988.
- 2- MORAES, J. R. E.; HATAKA, A.; PAURA, D.; MORAES, F. R. Effect of different suture knot placements on functional recover of the flexor digitorum profundus tendon (FDPT) of the thoracic member of the dog after experimental tenorrhaphy. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 37, n. 1, 2000. Disponível em: <www.scielo.br>.
- 3- MASON, M. L.; ALLEN, H. S. The rate of healing of tendons: an experimental study of tensile strength. **Annals of Hand Surgery**, v. 113, p. 424-456, 1941.
- 4- URBANIAK, J. R.; CABIL, J. O.; MORTENSON, R. A. Tendon suturing methods: analysis of tensile strength. In: AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEDIC SURGICAL SYMPOSIUM ON TENDON SURGERY OF THE HAND, número do evento, 1975, St Louis. **Proceedings...** St Louis: CV Mosby, 1975. p. 70.
- 5- PEACOCK, E. E. **Wound repair**. 3. ed. Philadelphia: WB Saunders, 1984. p. 263-278.
- 6- FACKELMAN, G. E. **Tendon surgery**. **The**

- Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**. Philadelphia: WB Saunders Co, v. 5, p. 382. 1983.
- 7- BLOOMBERG, M. Muscles and tendons. In: SLATTER, D. E. **Textbook of small animal surgery**. Philadelphia: WB Saunders, 1985, p.2342-2353.
- 8- SPURLOCK, G. H. Management of traumatic tendon lacerations. **The Veterinary Clinics of North America: Equine Practice**, v. 5, n. 3, p. 575-591, 1989.
- 9- NIXON, A. J.; STASHAK, T. S.; SMITH, F. W.; NORRIN, R. W. Comparison of carbon fiber and nylon suture for repair of transected flexor tendons in the horse. **Equine Veterinary Journal**, v. 16, n. 2, p. 93-102, 1984.
- 10- STEINER, M. Biomechanics of tendon healing. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 15, n. 12, p. 951-958, 1982.
- 11- WINTERS, S. C.; SEILER, J. G.; WOO, S. L.; GELBERMAN, R. H. Suture methods for flexor tendon repair. A biomechanical analysis during the first six weeks following repair. **Annales de Chirurgie de la Main et du Membre Supérieur**, v. 16, n. 3, p. 229-234, 1997.
- 12- MORAES, J. R. E.; FERRARO, G. C.; SHIMANO, A. C.; BUENO DE CAMARGO, M. H.; MORAES, F. R. Propriedades mecânicas de três padrões de sutura no reparo de tendão do músculo flexor profundo do dedo em equinos. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 39, n. 2, 2002. Disponível em: <www.scielo.br>.
- 13- AOKI, M.; PRUITT, D. L.; KUBOTA, H.; MANSKE, P. R. Effect of suture knots on tensile strength of repaired canine flexor tendons. **Journal of Hand Surgery (Br)**, London, v. 20, n. B-1, p. 72-75, 1995.
- 14- SHIMANO, A. C.; SHIMANO, M. M. Ensaio tecnológico de materiais biológicos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 17., 2000, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis: s. e., 2000. p.15-21.
- 15- BRUHAT, G.; FOECK, A. **Curso de física geral: mecânica II**. 6. ed. São Paulo: Difusão Européia do Livro, 1964. p.371-373.
- 16- MORAES, J. R. E. **Estudo comparado dos aspectos morfofuncionais de tendões na constituição normal e na evolução do processo cicatricial**, 2001. 172 f. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Universidade Estadual Paulista, Jaboticabal, 2001.
- 17- EASLEY, K. J.; STASHAK, T. S.; SMITH, F. W.; SLYKE, G.VAN. Mechanical properties of four suture patterns for transected equine tendon repair. **Equine Practice**, v. 13, n. 3, p.30-35, 1991.
- 18- SOUZA, S. A. **Ensaio mecânico de materiais metálicos**. São Paulo: Edgar Blucher, 1974. p.10-21.