

*Braz. J. vet. Res. anim. Sci.,
São Paulo, v. 39, n. 2, p. 97-102, 2002.*

Propriedades mecânicas de três padrões de sutura no reparo de tendão do músculo flexor profundo do dedo em eqüinos

Mechanical properties of three patterns of suture in the repair of tendon of the muscle deep digital flexor equine

**Julieta Rodini Engrácia de MORAES¹, Gisela Cristiane FERRARO¹,
Antônio Carlos SHIMANO², Mauro Henrique BUENO DE CAMARGO¹,
Flávio Ruas de MORAES¹.**

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

1-Departamento de Patologia Veterinária da
Faculdade de Ciências Agrárias e
Veterinárias da UNESP, Jaboticabal – SP
2-Laboratório de Bioengenharia da Faculdade
de Medicina de Ribeirão Preto da USP,
Ribeirão Preto – SP

RESUMO

Quatro propriedades mecânicas: Limite Máximo (LM), Limite de Elasticidade (LE), Rigidez (RG) e Resiliência (RS) de três padrões de sutura foram avaliadas por ensaios mecânicos de tração. Trinta tendões dos músculos flexores profundos dos dedos de cadáveres de eqüinos foram separados em três grupos de igual número, aproximados com as suturas de Kessler modificada com sutura no epitendão (KM), Becker modificada (BM) e dupla laçada (DL). A resistência à formação de espaço e a perda de tensão também foram avaliadas. Para a carga no LM, somente o padrão de sutura KM mostrou-se significativamente diferente ($P < 0,05$ – $KM > DL > BM$), enquanto no LE, os três padrões de sutura comportaram-se igualmente ($P > 0,05$ – $KM > DL > BM$). Quanto à deformação, tanto no LM quanto no LE, os três padrões de sutura apresentaram diferenças significativas entre si ($P < 0,05$ – $DL > BM > KM$). Na RG somente KM comportou-se diferente ($P < 0,05$ – $KM > BM > DL$). Na RS, os três padrões de sutura apresentaram diferenças significativas entre si ($P < 0,05$ – $DL > BM > KM$). Quanto à perda de resistência, o padrão KM falhou por distensão e perda da função da sutura, enquanto os padrões de sutura BM e DL falharam por ruptura do fio. O padrão de sutura KM mostrou-se superior aos outros dois, cujas propriedades mecânicas foram equivalentes.

PALAVRAS-CHAVE: Sutura em animais. Propriedades mecânicas. Tendões. Eqüinos.

INTRODUÇÃO

O tratamento de lesões tendíneas recebeu atenção considerável nas últimas décadas¹. Embora a maioria dos trabalhos tenha explorado o uso de materiais diferentes para o reparo de tendões lesionados, as técnicas de sutura para tendões dos músculos flexores de eqüinos foram pouco contempladas. Os padrões de sutura ideais devem prover a junção de tendão mais resistente à tensão de tração, após tenorrafias, com formação mínima de espaço; apresentar adesões reduzidas e não interferir na cicatrização; preservar a irrigação sanguínea intrínseca do tendão e resistir aos rigores do movimento precoce^{5,6,8}. O objetivo principal do reparo de tendões dos músculos flexores dilacerados no homem é preservar a integridade morfológica do tendão e a função de deslizamento^{6,10}. Considerando que tendões de eqüino apresentam pequenas amplitudes de movimento, o objetivo primário no restabelecimento morfofuncional é que suportem uma forte unidade de força-peso tão depressa quanto possível⁷.

Para a tenorrafia de tendões de eqüinos é recomendado o fio monofilamentado de diâmetro maior, não absorvível, material de sutura inerte e de fácil aplicação que pode ser

utilizado em reparos de tendões com bons resultados². Dificuldade em obter o náilon ou polipropileno para sutura em tamanhos maiores que cinco milímetros, incitou alguns ao uso de métodos de sutura que aumentam o número total de suturas que cruzam o espaço do tendão, como tentativa de aumentar a resistência da tenorrafia⁵.

O tendão do músculo flexor superficial do dedo é freqüentemente injuriado em eqüinos. Estas lesões acontecem com maior freqüência na região metacarpiana. A avaliação da carga e tensão de tração até a ruptura foram avaliadas em lesões induzidas cirurgicamente em tendões dos músculos flexores superficiais dos dedos⁹, considerando-se que não foram investigadas as conseqüências mecânicas de danos espontâneos⁴.

A forma confiável para determinação das propriedades mecânicas em materiais biológicos é mediante ensaios padronizados que proporcionam resultados comparáveis e reprodutíveis, denominados ensaios mecânicos. Geralmente, os músculos, ligamentos ou tendões são solicitados a esforços de tração; portanto, os ensaios a serem realizados são os mecânicos de tração, que podem ser classificados em ensaios destrutivos e estáticos¹¹.

Para ensaio mecânico estático utiliza-se a Máquina Universal de Ensaio. Para materiais biológicos a dificuldade deve-se à não homogeneidade e anisotropia dos mesmos. Normalmente, confecciona-se um acessório para cada material a ser ensaiado. Os parâmetros importantes que devem ser considerados para avaliação são: velocidade de aplicação da carga, pré-carga e tempo de acomodação ¹¹.

No ensaio mecânico de tração, o material é submetido à ação de duas forças opostas, aplicadas em pontos diferentes e em 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 forças ³.

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 em que 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 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 material ¹¹.

Quanto maior o número de características mecânicas agrupadas em dado material biológico em ensaios de tração, mais conclusivo é o ensaio, uma vez que acredita-se estar mais próximo das condições reais de funcionamento ⁸.

Objetivou-se comparar quatro propriedades mecânicas de três padrões de sutura utilizados na tenorrafia de eqüinos, por meio de ensaios mecânicos de tração. A resistência à formação de espaço e a perda de tensão também foram avaliadas.

MATERIAL E MÉTODO

Foram utilizados 30 membros torácicos e pélvicos de cadáveres de eqüinos adultos, de diferentes raças, sem lesões tendíneas macroscópicas, para remoção dos tendões dos músculos flexores profundos dos dedos (TMFPD), da região do carpo ou tarso até a região da falange média. Os

tendões foram fixados em molde de madeira e uma porção tendínea de 14 cm foi determinada para a região teste, onde foram executados três diferentes padrões de sutura. Na região central do segmento tendíneo, após padronização das distâncias dos pontos de inserção do fio - (Fig. 1), foi realizada secção transversal até $\frac{2}{3}$ para a passagem do mesmo, quando, então, realizou-se a secção total. A tensão foi estabelecida pela aproximação dos cotos e a sutura finalizada.

Foram constituídos três grupos de dez segmentos padronizados de tendões suturados com as técnicas Kessler modificada com sutura no epitendão (KM), Becker modificada (BM) e dupla laçada (DL) - (Fig. 1). Os segmentos tendíneos suturados foram envolvidos em gaze e congelados em solução salina. Em todos os grupos foram utilizados, para tenorrafia, agulhas curvas cilíndricas, cortantes convencionais e fio de náilon monofilamentado com diâmetro de 0,35 mm para o endotendão e 0,25 mm para o epitendão.

Os ensaios mecânicos foram realizados em Máquina

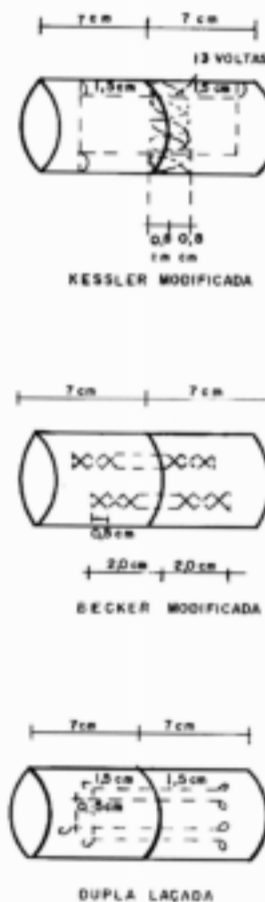


Figura 1

Representação esquemática das três suturas utilizadas, indicando a padronização dos segmentos tendíneos (14cm), local da secção e a distância (cm) entre a área de secção e o local de inserção dos pontos.

Universal de Ensaio (MUE). Foi utilizada uma célula de carga, com capacidade de 200 Kgf; e uma ponte de extensimetria acoplada à MUE para realização das leituras das cargas. A velocidade de aplicação da carga foi de 4 mm/min. Foi conectado um relógio comparador, com precisão de 0,01 mm, para a medida das deformações, sendo a carga registrada a cada 0,5 mm. Uma pré-carga de 1 kgf foi utilizada para todos os ensaios, com tempo de acomodação de 1 min. 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).

Para análise dos resultados foi utilizado o teste t de Student, não pareado de variâncias diferentes. O nível de significância foi fixado em 5%.

RESULTADOS

Observou-se que no LE o padrão de sutura que obteve, em média, a maior carga ($18,74 \pm 4,29 \times 9,8N$) em função da menor deformação ($11,40 \pm 2,92 \times 10^{-3}m$) foi o KM - (Fig. 2a). As cargas médias para os três padrões de sutura não demonstraram diferença significativa ($P>0,05$), enquanto para as deformações médias houve diferenças significativas ($P<0,05$) nas comparações entre elas - (Tabela 1).

Quanto ao LM, o padrão KM suportou, em média, maior carga ($21,34 \pm 3,20 \times 9,8N$), em função da menor deformação ($14,00 \pm 2,03 \times 10^{-3}m$) - (Fig. 2b). As cargas médias máximas foram coincidentes nos padrões de sutura BM e DL ($P>0,05$), sendo, significativamente, diferente para KM ($P<0,05$). Nas deformações médias máximas, observou-se diferença significativa entre as três comparações ($P<0,05$) - (Tabela 1). Observou-se que o crescimento da carga ocorreu de forma mais acentuada para KM do que para os padrões BM e DL, que apresentaram maiores acomodações e os valores dos LM e LE foram coincidentes nos padrões BM e DL.

Na RG, o padrão de sutura KM apresentou os melhores resultados ($20217,13 \pm 3431,20 N/m$ - maior carga em função de uma menor deformação), em relação aos outros dois padrões - (Fig. 2c) e estatisticamente diferente ($P<0,05$) - (Tab. 1).

Para a propriedade RS, os três padrões de sutura mostraram diferenças estatisticamente significativas entre si ($P<0,05$) - (Tab. 1). O padrão KM foi superior, em função de sua menor média em relação aos outros dois ($1,05 \pm 0,46 J$ - absorção, em média de menor energia na fase elástica). (Fig. 2d).

Após a pré-carga, o afastamento dos cotos tendíneos, para o padrão de sutura KM, foi considerado zero por não

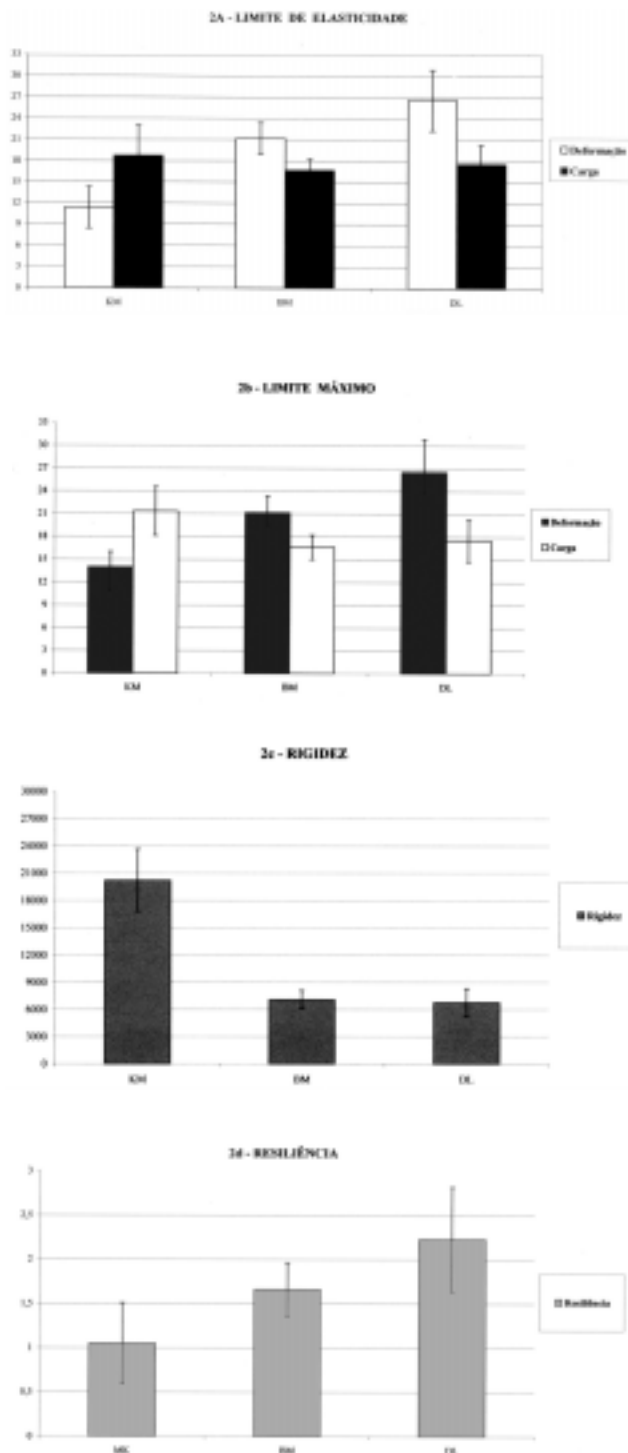


Figura 2

Varição da média e desvio padrão das quatro propriedades mecânicas avaliadas para os três padrões de sutura: KM (Kessler modificada), BM (Becker modificada), DL (dupla laçada). 2a - Deformação ($\times 10^{-3} m$) e carga ($\times 9,8 N$) no Limite de Elasticidade. 2b - Deformação ($\times 10^{-3} m$) e carga ($\times 9,8 N$) no Limite Máximo. 2c - Rigidez (N/m). 2d - Resiliência (J).

ser possível sua mensuração, enquanto que, para os padrões BM e DL, a ausência de sutura no epitendão, permitiu tal mensuração ($3,40 \pm 0,52$ mm e $2,15 \pm 0,53$ mm, respectivamente) - (Tab. 3). Foi considerada abertura inicial do padrão KM o espaço visível, mas não mensurável, entre os cotos tendíneos

Tabela 1

Nível mínimo de significância do teste t de Student a 5%, entre os três padrões de sutura, para as quatro propriedades mecânicas avaliadas. Jaboticabal - SP, 1999.

| PADRÃO DE SUTURA | LIMITE DE ELASTICIDADE | | LIMITE MÁXIMO | | RIGIDEZ (N/m) | ESILIÊNCIA (J) |
|------------------|----------------------------------|-------------------------|----------------------------------|-------------------------|------------------|----------------|
| | Deformação ($\times 10^{-3}$ m) | Carga ($\times 9,8$ N) | Deformação ($\times 10^{-3}$ m) | Carga ($\times 9,8$ N) | | |
| KM x BM | $1,89.10^{-7}$ * | $0,17^{ns}$ | $5,93.10^{-7}$ | $0,0011$ * | $3,91.10^{-7}$ * | $0,003$ * |
| KM x DL | $8,91.10^{-8}$ * | $0,47^{ns}$ | $1,47.10^{-6}$ * | $0,01$ * | $9,29.10^{-8}$ * | $0,0001$ * |
| BM x DL | $0,004$ * | $0,39^{ns}$ | $0,004$ * | $0,39^{ns}$ | $0,59^{ns}$ | $0,02$ * |

KM: Kessler Modificada / BM: Becker Modificada / DL: Dupla Laçada
(*) houve diferença significativa / (ns) não houve diferença significativa

Tabela 2

Média e desvio padrão da deformação e carga na abertura inicial da sutura, durante o ensaio mecânico de tração; abertura final da sutura, após o ensaio mecânico de tração, para o padrão de sutura Kessler Modificada. Jaboticabal – SP, 1999.

| PADRÃO DE SUTURA | ABERTURA INICIAL | | ABERTURA FINAL | | | |
|------------------|----------------------------------|-------------------------|----------------------------------|-------------------------|------------------|------------------|
| | Deformação ($\times 10^{-3}$ m) | Carga ($\times 9,8$ N) | Deformação ($\times 10^{-3}$ m) | Carga ($\times 9,8$ N) | (mm) | |
| | n | Média \pm DP | Média \pm DP | Média \pm DP | Média \pm DP | |
| KM | 10 | $7,90 \pm 1,07$ | $12,96 \pm 1,92$ | $14,00 \pm 2,03$ | $21,34 \pm 3,20$ | $10,90 \pm 0,83$ |

KM: Kessler Modificada / DP = desvio padrão

Tabela 3

Média e desvio padrão da abertura da sutura após a pré-carga, da deformação e carga aos 10 mm e 20 mm de abertura da sutura, para os padrões de sutura Becker Modificada e Dupla Laçada. Jaboticabal – SP, 1999.

| Padrão de sutura | Abertura após pré-carga (mm) | Abertura aos 10 mm | | Abertura aos 20 mm | | |
|------------------|------------------------------|----------------------------------|-------------------------|----------------------------------|-------------------------|------------------|
| | | Deformação ($\times 10^{-3}$ m) | Carga ($\times 9,8$ N) | Deformação ($\times 10^{-3}$ m) | Carga ($\times 9,8$ N) | |
| | n | Média \pm DP | Média \pm DP | Média \pm DP | Média \pm DP | |
| BM | 10 | $3,40 \pm 0,52$ | $9,40 \pm 1,33$ | $6,17 \pm 0,92$ | $17,19 \pm 1,26$ | $15,81 \pm 1,30$ |
| DL | 10 | $2,15 \pm 0,53$ | $9,90 \pm 1,39$ | $5,25 \pm 0,59$ | $21,55 \pm 3,17$ | $13,60 \pm 2,10$ |

BM: Becker Modificada / DL: Dupla Laçada / DP= desvio padrão

Tabela 4

Nível mínimo de significância do teste t de Student a 5%, entre os padrões de sutura Becker Modificada e Dupla Laçada, para abertura da sutura após a pré-carga e, para a deformação e carga aos 10 mm e 20 mm de abertura da sutura. Jaboticabal – SP, 1999.

| Padrão de estrutura | Abertura após pré-carga (mm) | Abertura aos 10 mm | | Abertura aos 20 mm | | |
|---------------------|------------------------------|----------------------------------|-------------------------|----------------------------------|-------------------------|----------|
| | | Deformação ($\times 10^{-3}$ m) | Carga ($\times 9,8$ N) | Deformação ($\times 10^{-3}$ m) | Carga ($\times 9,8$ N) | |
| BM x DL | | $0,44.10^{-4}$ * | $0,42^{ns}$ | $0,02$ * | $0,33^{ns}$ | $0,01$ * |

BM: Becker Modificada / DL: Dupla Laçada
(*) houve diferença significativa / (ns) não houve diferença significativa

formado por ação da carga. A abertura final foi o espaço formado após o registro da carga e deformação máximas ($10,90 \pm 0,83$ mm) - (Tab. 2). Quanto aos outros dois padrões, estes apresentaram diferença significativa ($P < 0,05$) na abertura após pré-carga - (Tab. 4), sendo que o padrão DL apresentou, em média, menor resistência à formação de espaço - (Tab. 3).

Verificou-se diferença significativa ($P < 0,05$) entre os padrões BM e DL, na abertura da sutura, apenas quanto à carga, sendo que BM suportou, em média, a maior carga ($6,17 \pm 0,92 \times 9,8N$). Constatou-se, ainda, que BM aos 20 mm de abertura mostrou-se mais próximo ao ponto do LM, apresentando menores acomodações que o padrão DL - (Tab. 3 e 4).

A perda de resistência para o padrão KM foi considerada como sendo a abertura final ou espaço formado após a carga e deformação máximas, quando a sutura apresentava-se distendida e inelástica, com perda total da função. Para BM e DL, a perda de resistência foi detectada quando houve rompimento do fio.

DISCUSSÃO

Tendões flexores de equinos são frequentemente rompidos ou dilacerados por traumas, especialmente o TMFSD⁴. 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. Nesta espécie, a primeira meta no tratamento das lesões tendíneas é restabelecer a integridade física 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 lesado⁸.

Métodos de sutura para tendões, que provêm maior resistência à tensão de tração, foram testados para uso no homem, em cães¹ e também em equinos^{5, 6, 9}, utilizando-se ensaios mecânicos de tração.

Os resultados do presente estudo confirmaram a indicação da sutura KM com adição da sutura no epitendão, como a melhor, seguida por BM e DL. Resultados semelhantes, também foram encontrados em experimentos *in vitro*, onde a resistência para afastamento dos cotos e perda de resistência de quatro padrões de sutura incluindo DL e KM, porém sem a sutura no epitendão, foram comparados em TMFSD de equinos. Os testes mecânicos com o padrão KM apresentaram espaço passivo significativamente menor que os outros três padrões

testados. Estes resultados reforçaram a controvérsia anterior de que KM não seria forte o bastante para prevenir a formação de espaço entre os cotos tendíneos. O padrão DL foi duas vezes mais resistente para formação do espaço estático e para o fracasso que o KM. A perda de resistência para KM e DL foi por estiramento e ruptura do fio, concluindo-se que padrões de sutura que sustentam o tecido do tendão sem tracioná-lo são vantajosos e que o material de sutura no interior do tendão pode prejudicar a estrutura intrínseca do mesmo. Todavia, tal estrutura não foi rompida pelo padrão KM⁵.

Estes resultados, também, foram semelhantes aos encontrados para análise mecânica de padrões de sutura em tendão calcâneo de coelhos. A comparação entre sete padrões de sutura, pelo método de ruptura mecânica, indicou o padrão BM, com sutura no epitendão, mais resistente, seguido por KM, com sutura no epitendão, e BM⁶.

Apesar dos trabalhos escassos envolvendo padrões de sutura e tendões flexores de equinos comparando diferentes padrões de sutura em diferentes espécies animais, o padrão KM (com ou sem sutura no epitendão) é um dos mais indicados. Os padrões BM e DL, em comparação com os dados encontrados na literatura, também são eficientes. Os resultados obtidos neste experimento corroboram esta indicação. Destacando-se, ainda, a importância da sutura no epitendão como reforço, o que confere maior estabilidade, maior resistência e menor deformação à sutura final. Contudo, antes de serem determinados os melhores padrões de sutura para tendão do músculo flexor profundo do dedo de equino, estudos *in vitro* devem ser realizados.

CONCLUSÃO

Os resultados permitiram concluir que o padrão KM mostrou-se superior aos outros dois, cujas propriedades mecânicas foram equivalentes. A sutura no epitendão, para o padrão KM, foi também responsável pela maior estabilidade da sutura, maior resistência e menor deformação.

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

Four mechanical properties: Maximum Limit (ML), Elasticity Limit (EL), Rigidity (RG) and Resilience (RS), of three suture patterns, they were appraised, for mechanical tests of traction. Thirty tendons of the muscles deep digital flexores, of corpses of equine, were separate in three groups of equal number and approximate with the sutures of modified Kessler with suture in the epitendon (MK), modified Becker (MB) and double-locking loop (DL). The resistance to the space formation and the tension loss was also appraised. The results showed that for the load, in ML, only the suture pattern MK was shown significantly different ($P<0,05$); while, in PL, the three suture patterns behaved equally. As for the deformation, in ML and in EL, the three suture patterns presented significant differences amongst themselves ($P<0,05$). In RG, only MK behaved different ($P<0,05$). And, in RS, the three suture patterns presented significant differences amongst themselves ($P<0,05$). As for the failure, the pattern MK failed for distention and loss of the function of the suture, while the patterns suture MB and DL failed for rupture of the thread. The suture pattern MK was shown superior to the other ones two, whose mechanical properties were equivalent

KEY-WORDS: Animal suture. Mechanical properties. Tendon. Equine.

REFERÊNCIAS

1. BERG, R. J.; EGGER, E. L. In vitro comparison of the three loop pulley and locking loop suture patterns for repair of canine weight-bearing tendon and collateral ligaments. **Veterinary Surgery**, v. 15, n. 1, p. 107-110, 1986.
2. BRADEN, T. D. Tendons and Muscles. In: _____. **Current techniques in small animal surgery**. Philadelphia: Lea & Febiger, 1975. p. 342.
3. BRUHAT, G.; FOCCK, A. **Curso de física geral - mecânica II**. 6. ed. São Paulo: Difusão Européia do Livro, 1964. p.371-373.
4. CREVIER-DENOIX, N.; COLLOBERT, C.; POURCELOT, P.; DENOIX, J.M.; SANAA, M.; GEIGER, D.; BERNARD, N.; RIBOT, X.; BORTOLUSSI, C.; BOUSSEAU, B. Mechanical properties of pathological equine superficial digital flexor tendons. **Equine Veterinary Journal**, p. 23-26, 1997. Supplement 23.
5. EASLEY, K. J.; STASHAK, T. S.; SMITH, F. W.; VAN SLYKE, G. Mechanical properties of four suture patterns for transected equine tendon repair. **Equine Practice**, v. 13, n. 3, p. 30-35, 1991.
6. GREENWALD, D. P.; HONG, H. Z.; MAY Jr.; J. W. Mechanical analysis of tendon suture techniques. **Journal of Hand Surgery American**, v. 19, n. 4, p. 641-647, 1994.
7. JACKSON, R. **Suture materials for large animal surgery**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1984. p.1227.
8. 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.
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. PEACOCK, E. E. **Wound repair**. 3. ed. Philadelphia: W B Saunders, 1984. p. 263-278.
11. SHIMANO, A. C.; SHIMANO, M. M. Ensaio tecnológicos de materiais biológicos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 17., 2000, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis, 2000. p. 15-21.

Recebido para publicação: 11/07/2001
Aprovado para publicação: 27/02/2002