Avaliação biomecânica de sutura tendinosa com três tipos de fios cirúrgicos

Estudo experimental em cães*

Biomechanical analysis of tendon repair with three different types of sutures

*An experimental study in dogs**

SÉRGIO SWAIN MÜLLER[1], TRAJANO SARDENBERG[2], MARCUS VINÍCIUS DANIELI[3], FÁBIO PIZOL[3], CARLOS ROBERTO PADOVANI[4]

RESUMO

O objetivo desta investigação experimental foi avaliar o perfil mecânico de uma técnica de sutura tendínea realizada com três tipos diferentes de fios cirúrgicos utilizando tendões de cães, para avaliação do desempenho de cada um dos três fios quando submetidos às mesmas solicitações. Foram utilizados 18 cães (13 machos e cinco fêmeas), dos quais foram obtidos o tendão flexor profundo do terceiro dedo de ambos os membros anteriores. A sutura foi realizada nos tendões do lado direito com três diferentes fios por sorteio (seis animais por grupo: grupo I com *Mononylon®*, grupo II com *Prolene®* e grupo III com *Ethibond®*). Os corpos de prova de ambos os lados (direito: suturado, esquerdo:

ABSTRACT

The aim of this experiment was to assess the mechanical profile of a tendon suture technique performed with three different types of suture material, using dog tendons to evaluate the performance of each suture when submitted to the same demands. The deep flexor of the third digit from the anterior limb of 18 dogs (13 male and five female) was employed. The suture was performed on the right side tendons with three different sutures (six animals per group: group I, Mononylon®; group II, Prolene®; and group III, Ethibond®). The samples of both sides (right: sutured, left: control) were fixed by specially developed grips, and submitted to an axial traction test at a rate of 40 mm/min with a load cell of 5,000 N. The rup-

* Trabalho realizado no Departamento de Cirurgia e Ortopedia da Faculdade de Medicina de Botucatu (Unesp).

1. Professor Assistente Doutor, DCO-FMB (Unesp).
2. Professor Assistente, DCO-FMB (Unesp).
3. Médico Residente, DCO-FMB (Unesp).
4. Professor Titular do Departamento de Bioestatística do Instituto de Biociências de Botucatu (Unesp).

* *Study performed at the Departamento de Cirurgia e Ortopedia, Faculdade de Medicina de Botucatu (Unesp), São Paulo, Brazil.*

1. *Assistant Professor, Department of Surgery and Orthopedics – FMB (Unesp); Doctor in Medicine.*
2. *Assistant Professor, Department of Surgery and Orthopedics – FMB (Unesp).*
3. *Medical Resident, Department of Surgery and Orthopedics – FMB (Unesp).*
4. *Head Professor, Biostatistics Department, Instituto de Biociências de Botucatu (Unesp), Brazil.*

Endereço para correspondência (Correspondence to): Dr. Sérgio Swain Muller, Departamento de Cirurgia e Ortopedia, FMB-Unesp, Campus de Rubião Junior, s/nº – 18618-970 – Botucatu, SP. Fax: (14) 6821-7615, e-mail: muller@fmb.unesp.br

Recebido em (*Received in*) 5/3/02. Aprovado para publicação em (*Approved in*) 13/12/02.
Copyright RBO2003

controle) foram fixados em garras especialmente desenvolvidas e submetidos a ensaio de tração axial à velocidade de 40mm/min, com célula de carga de 5.000N. A ruptura dos tendões suturados ocorreu sempre no nó e, nos controles, na porção média do corpo de prova. Após o ensaio, o programa da máquina forneceu os valores da carga máxima (N), alongamento relativo na carga máxima (%) e módulo de elasticidade (MPa). Os resultados foram avaliados pela técnica de análise de variância dos pontos médios complementado com a construção dos intervalos de confiança simultâneos no nível de 5% de significância. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa nos parâmetros carga máxima e módulo de elasticidade entre os tendões tratados, independentemente do tipo de fio, sendo todos inferiores ao respectivo controle. No parâmetro alongamento relativo na carga máxima o fio de náilon teve resultado superior ao dos outros fios (que tiveram resultado semelhante ao controle), sugerindo formação de *gap* antes da ruptura.

Unitermos – Tendões; biomecânica; cães

INTRODUÇÃO

O tratamento pós-operatório das lesões dos tendões flexores dos dedos da mão pode ser realizado de três maneiras: imobilização, mobilização precoce passiva e mobilização precoce ativa[1]. Potenza[2], baseado em achados histológicos de cicatrização tendinosa no cão, concluiu que as aderências aos tecidos vizinhos na área de sutura do tendão seriam fundamentais para o processo de cicatrização e, dentro deste contexto, a imobilização articular no pós-operatório, como proposto por Bunnell e Boyer[3], seria fundamental para a cura dos tendões reparados cirurgicamente. Por outro lado, Lundborg e Rank[4] demonstraram, por meio de estudos em coelhos, que o tendão possui potencial intrínseco para cicatrizar, concluindo que as aderências aos tecidos vizinhos durante a cicatrização não seriam necessárias para a cura da lesão tendinosa.

Os estudos experimentais e clínicos de Becker[5] e o estudo experimental de Gelberman *et al*[6] demonstraram que a cicatrização tendinosa sob movimentação apresenta melhor qualidade do que quando sob imobilização. A conseqüência desses estudos foi reforçar a tendência dos protocolos de pós-operatório que envolvessem algum tipo de mobilização precoce, que, por sua vez, aumentou a necessidade de estudos visando melhorar as técnicas e materiais de sutura tendínea, para aumentar a resistência dos reparos cirúrgicos.

O objetivo do presente estudo foi avaliar biomecanicamente a resistência à tração e a rigidez (módulo de elasticidade) de suturas tendíneas realizadas com três diferentes tipos de fios cirúrgicos.

ture of the sutured tendons occurred always at the knot, and the controls ruptured at the middle portions. After the experiment, the program of the machine provided the values of the failure load (N), strain (%) and elasticity modulus (MPa). The results were compared by repeated measures of ANOVA complemented by simultaneous confidence intervals at a significance level of 5%. There was no statistically significant difference at the failure load and the elasticity modulus standard among the treated tendons, independently of the kind of suture material, all being inferior to the respective control. As to the relative stretching at maximum load, the nylon suture presented a superior result in comparison to other sutures (which had a similar result to the control), suggesting a gap formation before the rupture.

Key words *– Tendons; biomechanics; dogs*

INTRODUCTION

Postoperative treatment of hand flexor tendon injuries can be done in three different ways: immobilization, passive early mobilization, and active early mobilization[1]. Potenza[2], based on histological findings of dog tendon healing, came to the conclusion that adhesions to neighboring tissues at the tendon suture area would be fundamental for healing and, as such, postoperative joint immobilization, as advocated by Bunnell and Boyer[3]. On the other hand, Lundborg and Rank[4] showed, with a study in rabbits, that the tendon has an intrinsic potential to heal, coming to the conclusion that the adhesions to neighboring tissues during healing is unnecessary for the cure of the tendon injury.

Experimental and clinical studies by Becker[5] and Gelberman et al[6] experimental study showed that the tendon healing under motion has a better quality than healing under immobility conditions. The consequence of such studies was to reinforce the trend of postoperative protocols to add some kind of early mobilization, which in turn demanded the need of studies aiming to improve techniques and materials of tendon suture, to increase the resistance of tendon surgical repairs.

The aim of the present study was to assess biomechanically the resistance to traction and the rigidity (elasticity modulus) of tendon sutures performed with three different types of surgical sutures.

sidade de estudos objetivando melhoria de técnicas e materiais de sutura tendinosa, com a intenção de elevar a resistência dos reparos cirúrgicos dos tendões.

O objetivo do presente estudo foi avaliar biomecanicamente a resistência à tração e a rigidez (módulo de elasticidade) das suturas tendinosas executadas com três tipos diferentes de fios cirúrgicos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados 18 cães, sem raça definida, 13 machos e cinco fêmeas, com peso médio de 13,6kg, provenientes de outros procedimentos realizados no Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental da FMB-Unesp. Após o sacrifício, os animais tiveram os membros anteriores dissecados para obtenção do tendão flexor profundo do terceiro dedo. As peças anatômicas foram obtidas após secção proximal na transição corpo muscular-tendão e desinserção óssea na falange distal. Após a obtenção, as peças anatômicas foram identificadas e colocadas em saco plástico, retirado o excesso de ar e armazenadas em congelador doméstico por período que variou de um a três dias até a realização do ensaio mecânico.

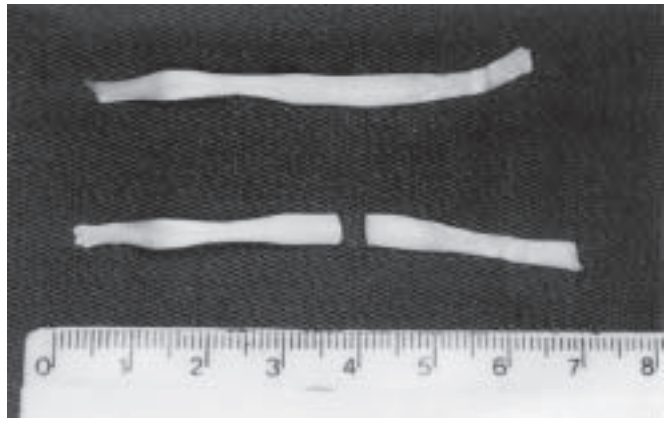

Fig. 1 – Aspecto das peças anatômicas (lado direito – íntegro e lado esquerdo – seccionado)

***Fig. 1** – Aspect of the anatomic samples (right side as a whole and left side divided)*

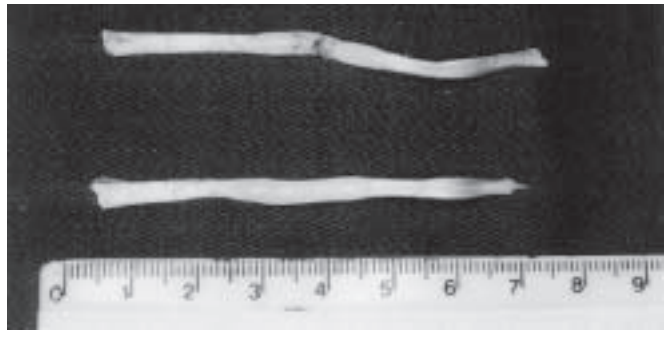

Fig. 2 – Aspecto das peças anatômicas após sutura (lado esquerdo)

***Fig. 2** – Aspect of the anatomic samples after sutures (left side)*

No dia da realização dos ensaios, as peças foram descongeladas em temperatura ambiente, durante aproximadamente quatro horas, permanecendo envoltas em compressas embebidas em solução fisiológica.

Após o descongelamento, as peças anatômicas do lado direito foram seccionadas no ponto médio com bisturi de lâmina nº 15 e os cotos resultantes foram suturados com fio *Mononylon*® 4-0, *Prolene*® 4-0 ou *Ethibond*® 4-0, con-

MATERIAL AND METHODS

Eighteen dogs of undefined race, 13 male and five female, with a mean weight of 13.6 kg and proceeding from other experiments from the Laboratory of Surgical Technique and Experimental Surgery of the Medical School, Unesp, were used. After termination, animals had their anterior limbs dissected for third digit deep flexor tendon removal. The anatomic samples were removed after proximal section at the transition muscle belly-tendon and from bone avulsion at the distal phalanx. After removal, the anatomic samples were identified and protected within a airtight plastic bag and stored in a domestic freezer from one to three days until the mechanical study.

On the day of the study, samples were thawed in room temperature during approximately four hours, embedded in towels soaked with saline solution. After thawing, the right-sided samples were cut at a middle point with a number 15 scalpel, and the resulting ends were sutured with a 4-0 Mononylon®, 4-0 Prolene®, or 4-0 Ethibond® according to a randomization for experimental groups. The left side samples were kept uncut and used as controls (figures 1 and 2).

The technique employed for suture was Kessler's modified by Mason and Allen[7] (with a number of three knots), reinforced with a continuous suture of the epitendon using a 6-0-monofilament nylon in all samples (figure 3). The same researcher always performed the procedure, with previous training from a pilot study.

The mechanical study was next. The ends from the samples were fixed to specially developed grips, standardizing

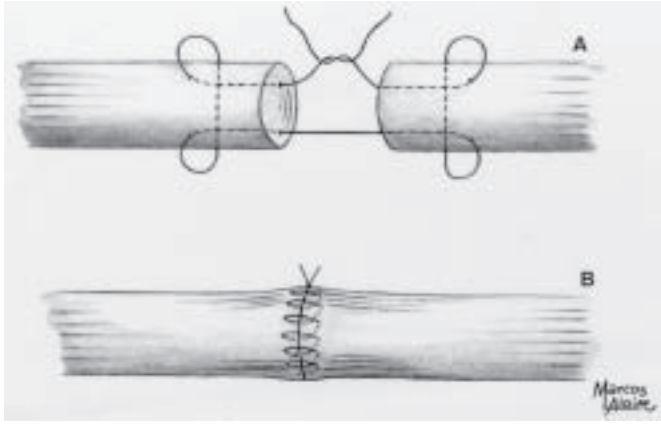

Fig. 3 – Esquema da técnica de sutura de Kessler modificada por Mason e Allen **(A)**, complementada por sutura com ponto contínuo no epitendão **(B)**

Fig. 3** – Kessler suture technique modified by Mason and Allen **(A)**, complemented by continuous stitching from the epitendon **(B)

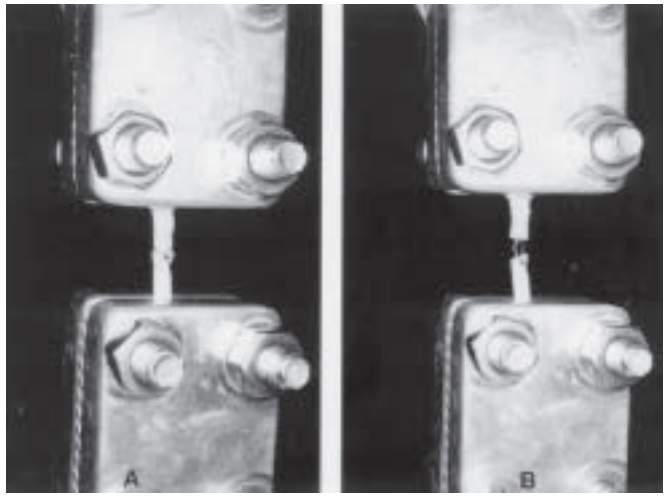

Fig. 4 – Corpo de prova do lado esquerdo (suturado) fixado às garras antes do ensaio mecânico **(A)** e após o ensaio **(B)**

***Fig. 4** – Left side tendon (sutured) fixed by the grips before **(A)** and after **(B)** the mechanical testing*

forme distribuição por sorteio nos grupos experimentais. Os corpos de prova do lado esquerdo foram mantidos íntegros e utilizados como controle pareado (figuras 1 e 2).

A técnica utilizada para a sutura foi a de Kessler modificada por Mason e Allen[7] (com número de três nós), reforçada com sutura contínua do epitendão com fio *Mononylon* 6-0 em todas as peças (figura 3). O procedimento foi realizado sempre pelo mesmo experimentador, previamente treinado em estudo piloto.

Na seqüência procedeu-se ao ensaio mecânico. Para tanto, as extremidades dos corpos de prova foram fixadas a garras especialmente desenvolvidas, padronizando-se a distância útil entre garras em 40mm, e montadas axialmente na máquina universal de ensaios mecânicos *EMIC®* (figuras 4 e 5).

Após a fixação foi obtido o perímetro do corpo de prova, no ponto médio, que foi utilizado para o cálculo da área de secção. Foi utilizada célula de carga de 5.000N e velocidade de aplicação de carga de 40mm/min.

Os parâmetros avaliados foram carga máxima (N)**,** alongamento relativo na carga máxima (%) e módulo de elasticidade (MPa).

O estudo das variáveis segundo tipo de fio utilizado e lado (direito – sutura; esquerdo – controle) foi realizado pela técnica de análise de variância dos pontos médios complementado com os intervalos de confiança simultâneos (análise de medidas repetidas). Todas as discussões foram realizadas no nível de 5% de significância[8].

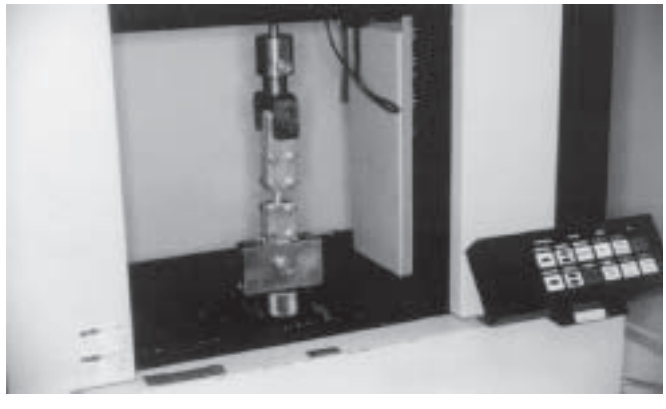

Fig. 5 – Aspecto da máquina universal de ensaios mecânicos com as garras e corpo de prova montados axialmente

***Fig. 5** – Aspect of the mechanical testing universal machine with grips and tendons axially assembled*

the useful distance among the grips in 40 mm, and axially mounted on the EMIC® universal machine for mechanical tests (figures 4 and 5).

After fixation, the perimeter of the sample was obtained at the midpoint, which was employed for cross-sectional area calculation. A 5,000 N load cell and 40 mm/min load speed were employed.

Assessed parameters included maximum load (N), relative lengthening at maximum load (%), and elasticity modulus (MPa).

RESULTADOS

As tabelas 1, 2 e 3 apresentam os resultados (média e desvio padrão) nos três grupos estudados (GI – *Mononylon*, GII – *Prolene* e GIII – *Ethibond*) em ambos os lados (direito – sutura e esquerdo – controle), estatística calculada e comentários.

Os gráficos 1, 2 e 3 ilustram os resultados apresentados nas tabelas 1, 2 e 3. O gráfico 4 apresenta o diagrama tensão-alongamento nos grupos suturados.

The study of variables according to the type of suture and side (right side, suture; left side, control) was performed and results were compared by repeated measures of ANOVA complemented by simultaneous confidence intervals at a significance level of 5%[8].

RESULTS

Tables 1, 2, and 3 present the results (mean and standard deviation) of the three studied groups (group I, Mo-

TABELA 1 / *TABLE 1*
Carga máxima (N): média e desvio padrão dos três grupos em ambos os lados (suturado e controle), estatística calculada e comentários
Failure load (N): mean and standard deviation (SD) of the three groups in both sides (sutured and control), statistics values and comments

Tratamento *Treatment* / Grupo *Group*	Sutura (S) *Suture (S)*	Controle (C) *Control (C)*	Estatística/comentário *Statistics/comments*
GI – *Mononylon*	24,3 ± 4,9	244,2 ± 57,1	F = 96,3 (p < 0,05) C ≠ S
GII – *Prolene*	21,6 ± 4,9	264,8 ± 60,3	F = 117,8 (p < 0,05) C ≠ S
GIII – *Ethibond*	20,0 ± 6,6	278,4 ± 46,1	F = 136,3 (p < 0,05) C ≠ S
Estatística / *Statistics*	F = 0,94 (p > 0,05)	F = 0,59 (p > 0,05)	
Comentário / *Comments*	GI ≅ GII ≅ GIII	GI ≅ GII ≅ GIII	

Fonte (*Source*): DCO-FMB (Unesp).

TABELA 2
Alongamento relativo na carga máxima (%): média e desvio padrão dos três grupos em ambos os lados (suturado e controle), estatística calculada e comentários
Relative strain at failure load (%): mean and SD for the three groups in both sides (sutured and control), statistics, and comments

Tratamento *Treatment* / Grupo *Group*	Sutura (S) *Suture (S)*	Controle (C) *Control (C)*	Estatística/comentário *Statistics/comments*
GI – *Mononylon*	54,3 ± 13,9	26,3 ± 4,4	F = 26,5 (p < 0,01) C ≠ S
GII – *Prolene*	35,5 ± 13,0	25,7 ± 4,4	F = 3,27 (p > 0,05) C = S
GIII – *Ethibond*	36,8 ± 18,4	23,7 ± 7,7	F = 5,87 (p > 0,05) C = S
Estatística / *Statistics*	F = 2,83 (p > 0,05)	F = 0,35 (p > 0,05)	
Comentário / *Comments*	GI ≠ (GII ≠ GIII)	GI ≠ GII ≠ GIII	

Fonte (*Source*): DCO-FMB (Unesp).

TABELA 3
Módulo de elasticidade (MPa): média e desvio padrão dos três grupos em ambos os lados (suturado e controle), estatística calculada e comentários

Elasticity modulus (MPa): mean and SD at the three groups in both sides (sutured and control), statistic values and comments

Tratamento *Treatment* / Grupo *Group*	Sutura (S) *Suture (S)*	Controle (C) *Control (C)*	Estatística/comentário *Statistics/comments*
GI – *Mononylon*	10,7 ± 6,4	191,4 ± 58,9	F = 28,9 (p < 0,01) C ≠ S
GII – *Prolene*	12,1 ± 5,0	194,5 ± 54,8	F = 29,5 (p < 0,01) C ≠ S
GIII – *Ethibond*	9,8 ± 5,0	237,4 ± 120,8	F = 45,8 (p < 0,01) C ≠ S
Estatística / *Statistics*	F = 0,25 (p > 0,05)	F = 0,56 (p > 0,05)	
Comentário / *Comments*	GI ≅ GII ≅ GIII	GI ≅ GII ≅ GIII	

Fonte (*Source*): DCO-FMB (Unesp).

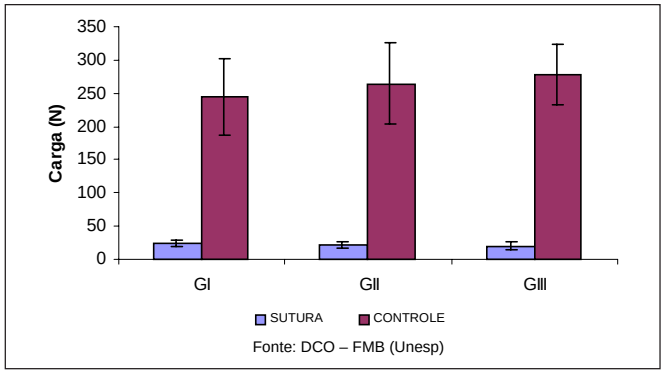

Gráfico 1 – Carga máxima: média e desvio padrão dos três grupos estudados em ambos os lados (suturado e controle).

Graph 1 *– Failure load: mean and SD of the three studied groups in both sides (sutured and control).*

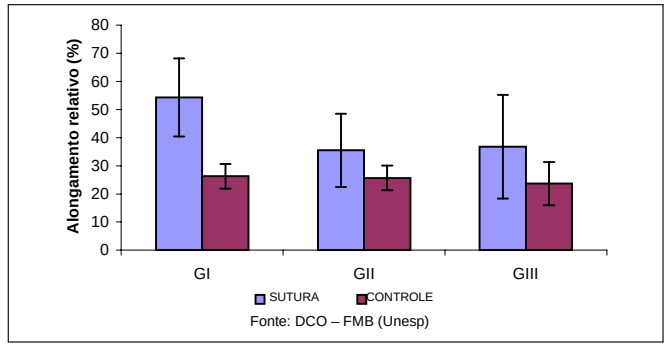

Gráfico 2 – Alongamento relativo na carga máxima: média e desvio padrão dos três grupos estudados em ambos os lados (suturado e controle).

Graph 2 *– Strain at failure load: mean and SD in the three groups studied in both sides (sutured and control).*

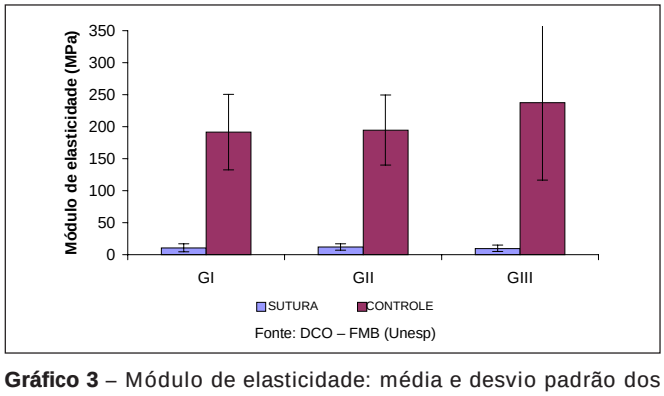

Gráfico 3 – Módulo de elasticidade: média e desvio padrão dos três grupos estudados em ambos os lados (suturado e controle).

Graph 3 *– Elasticity modulus: mean and SD at the three groups in both sides (sutured and control).*

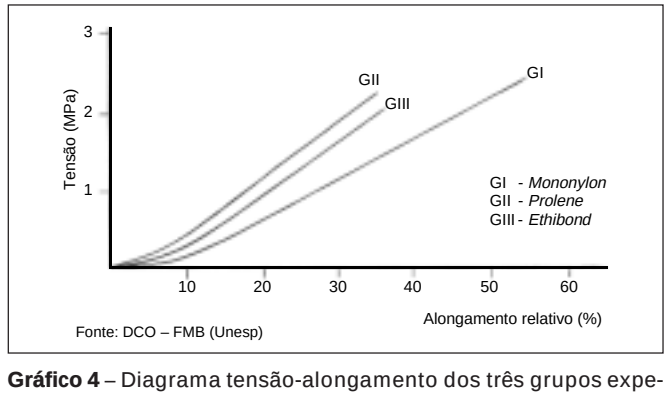

Gráfico 4 – Diagrama tensão-alongamento dos três grupos experimentais do lado direito (suturado)

Graph 4 *– Stress-strain diagram at the three experimental groups on the right side (sutured)*

Observou-se em todos os ensaios mecânicos realizados a ruptura na área de sutura, sem rompimento nas garras ou laceração dos tendões.

DISCUSSÃO

As características relevantes do fio cirúrgico na sutura de tecido biológico são: a reação tecidual, que deve ser mínima, e a resistência adequada às forças de tração que ocorrem durante a cicatrização. O presente estudo é limitado ao aspecto da resistência à tração da fase imediata à sutura tendinosa.

A resistência imediata da sutura depende da técnica cirúrgica, ou seja, do tipo de ponto realizado e do material de sutura, isto é, do tipo de fio utilizado[9].

Ao padronizar o ponto de Kessler-Mason-Allen[7] com sutura do epitendão utilizando-se náilon 6-0, a variante testada em todos os grupos experimentais foi o tipo de fio cirúrgico.

A escolha do ponto de Kessler-Mason-Allen[7] com o reforço do epitendão foi baseada no amplo uso na prática cirúrgica, assim como os fios testados (*Mononylon*, *Prolene* e *Ethibond*) também são amplamente utilizados na sutura de tendões flexores.

A escolha do tendão do cão demonstrou-se adequada devido à semelhança com os tendões flexores de humanos[2,6], embora outros autores tenham conduzido experimentos semelhantes utilizando tendões de coelhos[10,11] ou mesmo material de cadáveres humanos[12,13].

Os ensaios mecânicos foram realizados com a utilização de garras especialmente desenvolvidas para a fixação de tendões. Estas garras foram utilizadas em outros experimentos semelhantes[12] e demonstraram-se confiáveis, não tendo sido identificadas rupturas no interior das garras, junto às mesmas ou escorregamento, o que garantiu confiança em relação aos resultados obtidos. Essas garras são produzidas em aço inoxidável, com o desenho sinusoidal (sem ângulos retos), de maneira a não haver encaixe total entre as duas partes, o que poderia causar lesão nos corpos de prova.

A velocidade utilizada de 40mm/min é classificada como média e os resultados obtidos devem ser considerados para essa velocidade; sabe-se que o aumento da velocidade pode causar, paralelamente, incremento dos valores de certas propriedades mecânicas[14].

Os parâmetros escolhidos foram a carga máxima (N), definida como a maior carga suportada pelo corpo de pro-

nonylon; group II, Prolene; and group III, Ethibond) on both sides (right side, suture; left side, control), statistics, and comments.

Graphs 1, 2, and 3 show the results presented on tables 1, 2, and 3. Graph 4 presents the stress-strain diagram of sutured groups.

We observed in all mechanical studies performed a rupture of the sutured area, with no disruption of the grips or tendon laceration.

DISCUSSION

Relevant features of surgical sutures for biological tissues include minimum tissue reaction, and adequate strength to traction forces during healing. The present study is limited to the strength aspect immediately after tendon repair.

The suture immediate strength depends on the surgical technique, including the kind of stitches employed and type of suture material[9].

The choice of the Kessler-Mason-Allen[7] technique with 6-0-nylon epitendon stitching made the type of surgical suture the variable tested. The choice of the Kessler-Mason-Allen[7] technique with epitendon reinforcement was based on broad surgical practice, as well as the sutures tested (Mononylon, Prolene and Ethibond), as they are widely employed for flexor tendon sutures.

The use of dog tendons proved to be adequate for the similarity to human flexor tendons[2,6], although other authors have made similar experiments with rabbit tendons[10,11], or human corpses' tendons[12,13].

Mechanical tests were done using custom-made grips for tendon fixation. Those grips were employed in similar experiments[12], as there were no inner ruptures or slippage within the grips, granting reliability to the test. Those grips were produced in stainless steel with sinusoid design (no right angles), so that there is no absolute locking between the two parts, which would cause injuries to the assembly.

Set speed of 40 mm/min is classified as mid-range and results should be considered at such speed; it is known that the speed increase may cause increments in certain mechanical properties[14].

Chosen parameters were the maximum load (N), defined as the highest load sustained by the assembly before rupture. The machine program also provided the relative elongation (%), meaning the percentage of the initial length

va antes da ruptura completa. Foi também fornecido pelo programa da máquina de ensaio o alongamento relativo (%), que significa a percentagem em relação ao comprimento inicial (padronizado em 40mm em todos corpos de prova), de alongamento no instante da ruptura, além do módulo de elasticidade.

A carga máxima é propriedade estrutural e o alongamento relativo é propriedade material, assim como o módulo de elasticidade (MPa). Este módulo foi fornecido pelo programa do equipamento a partir do conhecimento prévio da área de secção do corpo de prova, calculada na presente investigação, a partir da medida do perímetro. Define-se, em mecânica, o módulo de elasticidade como resultado da tensão convencional (carga dividida pela área) dividido pelo alongamento num ponto qualquer do trecho elástico do diagrama tensão-alongamento relativo; é a variável que melhor expressa a rigidez de um corpo de prova submetido a ensaio de tração axial.

A análise estatística efetuada nos resultados obtidos nas propriedades mecânicas mostrou que na carga máxima não houve diferença no comportamento dos três grupos; embora os valores obtidos no grupo I (*Mononylon*) tenham sido discretamente superiores, essa diferença não foi significativa; foi significativa, entretanto, a diferença entre o lado suturado e o respectivo controle pareado nos três grupos. Portanto, o comportamento entre os três grupos foi semelhante, não sendo possível afirmar, pela análise isolada desse parâmetro, que um determinado fio seja superior a outro.

Trail *et al*, em 1989[15], analisaram o comportamento mecânico de diversos tipos de fios de sutura em ensaios com os mesmos íntegros ou com nós; supôs-se que conhecer o desempenho de um fio íntegro não é suficiente, é preciso também investigar o comportamento com o nó, além do número de nós necessário para que não haja escorregamento. Nesse trabalho, os autores encontraram para o fio íntegro 12,23 ± 0,87N (*Mononylon*), 13,76 ± 2,22N (*Prolene*) e 19,16 ± 1,09N (*Ethibond*), valores que são discretamente inferiores aos do presente estudo; os mesmos fios, com nós, apresentaram 8,65 ± 1,10N (*Mononylon*), 11,24 ± 0,90N (*Prolene*) e 10,32 ± 1,80N (*Ethibond*), resultados inferiores aos obtidos com o fio íntegro, o que parece demonstrar que a presença do nó diminui a resistência do conjunto, mesmo que não haja escorregamento. Os resultados do presente trabalho foram semelhantes, ressaltando-se que aqui foi testado o fio com nó com uma técnica de sutura em corpo de prova biológico.

(standardized at 40 mm in all assemblies) at the instant of rupture, as well as the elasticity modulus.

The maximum load is a structural property and the relative elongation is a material property, as is the elasticity modulus (MPa). Such modulus was provided by the equipment software from the previous knowledge of the assembly cross-sectional area calculated at the present investigation from the perimeter measurement. In mechanics, we define elasticity modulus as the result of conventional strength (load divided by the area) divided by the elongation at any point of the elastic path on a relative stress-strain diagram, being the variable that best expresses the rigidity of an assembly submitted to axial traction test.

Statistical analysis of the mechanical properties results showed that at maximum load there was no difference on behavior of the three groups. Although the values obtained in group I (Mononylon) were slightly superior, the difference was not significant; it was significant, however, the difference between the sutured side and the control on the three groups. Thus, it was not possible to state that a suture was superior to the other, as the behavior was similar.

Trail et al, in 1989[15], assessed the mechanical behavior of several types of suture material with and without knots, supposing that there would be a difference of performance between an untied suture and a knotted suture, besides the number of knots needed to avoid slippage. In that study, the authors found for the untied suture the values of 12.23 ± 0.87 N (Mononylon); 13.76 ± 2.22 N (Prolene); and 19.16 ± 1.09 N (Ethibond), slightly lower values from the present study. The same sutures, with knots, presented values of 8.65 ± 1.10 N (Mononylon); 11.24 ± 0.90 N (Prolene); and 10.32 ± 1.80 N (Ethibond). Those were lower results in comparison to those obtained with an untied suture, which seems to show that the presence of a knot reduces the resistance of the assembly, even without slippage. The results of the present study were similar, stressing that a knotted suture was tested with a stitching technique with a biological assembly.

Becker and Davidoff, in 1977[16], in a similar study, found 10.32 ± 1.80 N for the Ethibond, which is roughly 50% of the value from the present investigation.

Ketchum et al, in 1977[9], studied several sutures in dog tendons and found values of approximately 26 N (Mononylon), 30 N (Prolene), and 32 N (Ethibond). Those values were slightly higher than ours, although through different stitching techniques.

Becker e Davidoff[16], em 1977, em estudo semelhante, encontraram 10,32 ± 1,80N para o *Ethibond*, que é aproximadamente 50% do valor da presente investigação.

Ketchum *et al*[9], em 1977, estudaram, em tendões de cães, vários fios e encontraram aproximadamente 26N (*Mononylon*), 30N (*Prolene*) e 32N (*Ethibond*), valores pouco superiores aos nossos, porém com técnicas diferentes de amarração.

Nota-se, portanto, que a comparação direta de resultados é difícil porque cada trabalho apresenta particularidades metodológicas, mas, com exceção de Becker e Davidoff[16], os outros dados da literatura são semelhantes.

Com relação ao alongamento relativo, a análise estatística mostrou que o *Mononylon* tem comportamento diferente do do *Prolene* e do *Ethibond*, caracterizado por maior capacidade de alongamento até ruptura. O grupo suturado com *Mononylon* quando comparado com o controle pareado também apresentou comportamento diferente de maneira significativa, ou seja, o lado suturado apresentou comportamento "menos fisiológico" em relação ao tendão íntegro. Esse resultado aponta para a ocorrência de *gap* entre os cotos suturados antes do ponto de ruptura, o que poderia significar *in vivo* prejuízo para o processo de reparação ou, em outras palavras, a sutura com esse fio poderia não ser rígida o suficiente para permitir carga precoce.

Já o comportamento do *Prolene* e do *Ethibond* foi semelhante, tanto quando comparados entre si como na comparação contra o controle íntegro e, dessa maneira, a preferência por esses fios talvez pudesse ser justificada quando se pretenda a utilização de movimentação no pós-operatório imediato.

Trail *et al*[15] também analisaram o alongamento de diferentes fios íntegros e obtiveram na ruptura: 60,30 ± 17,16mm (*Mononylon*), 72,24 ± 20,59mm (*Prolene*) e 33,00 ± 10,43mm (*Ethibond*). Observa-se que, com o fio íntegro, *Mononylon* e *Prolene* apresentam comportamento semelhante e alongaram-se mais até a ruptura que o *Ethibond*, resultado que é diferente do da presente investigação, em que os fios foram testados com nós. De qualquer maneira percebe-se que o *Ethibond*, com ou sem nó, alongou-se menos que os outros fios, o que pode ser útil em relação à possível prevenção de formação de *gap* durante movimentação precoce.

Não encontramos nenhum trabalho que tenha investigado o módulo de elasticidade e, portanto, não há dados para comparação. Parece justificável o estudo do módulo, que é propriedade material e pode estimar de maneira mais exata

Hence, we point that the direct comparison of results is difficult, as each study presents methodological features, although, except for Becker and Davidoff[16], other literature data are similar.

On the relative elongation, the statistical analysis showed that Mononylon has a different behavior from Prolene and Ethibond, with more elongation ability before rupture. When comparing the group sutured with Mononylon to the control, there was a significantly different behavior, that is, the sutured side presented a "less physiological" behavior in the comparison to the control side. That result points to the occurrence of a gap between the suture ends before the rupture, which might infer a problem for the repair process or, in other words, the suture with such material would not be rigid enough to allow early loading.

The behavior of Prolene and Ethibond was similar on their comparisons to the control and, as such, there would be justified a preference for those materials whenever the postoperative plan includes early mobilization.

Trail et al[15] also assessed the elongation of different suture materials and obtained, at rupture point, 60.30 ± 17.16 mm (Mononylon); 72.24 ± 20.59 mm (Prolene); and 33.00 ± 10.43 mm (Ethibond). We observe that with an untied suture material, Mononylon and Prolene present a similar behavior and elongated more than Ethibond, a different result from the present investigation, that employed knotted suture material. Anyhow, it is noted that Ethibond with or without knots elongates less than other suture materials, which may be useful to prevent the possible gap formation during early mobilization.

We did not find any study investigating the elasticity modulus, thus there are no data for comparison. It seems justifiable to assess the modulus, a material property, with a more reliable estimate of the rigidity of the assembly. The results showed behavior similarity among the three groups, i.e., all suture materials with the stitching technique employed showed a similar rigidity and all are equally inferior (less than 10%) to the behavior from the control, which might mean caution for the indication of immediate mobilization.

There is still the more "elastic" behavior from the Mononylon, although it has an elasticity modulus (rigidity indicator) similar to other sutures. The explanation may rely on the fact the higher elongation observed at the Mononylon group had predominantly occurred near the rupture load, and not uniformly during the experiment. However, in order to confirm such inference, it would be

a rigidez do corpo de prova. O resultado mostrou semelhança de comportamento entre os três grupos, ou seja, todos os fios com a técnica de sutura utilizada apresentaram rigidez semelhante e todos são igualmente inferiores (menos que 10%) do comportamento do controle, o que pode significar cautela em relação à proposta de movimentação imediata.

Resta ainda comentar como o *Mononylon* apresenta comportamento mais "elástico", se este possui módulo de elasticidade (indicador da rigidez) semelhante ao dos outros fios. A explicação pode estar no fato de o alongamento maior observado no grupo *Mononylon* ter ocorrido predominantemente já próximo à carga de ruptura e não de maneira uniforme ao longo do ensaio, mas para corroborar esta afirmação seria necessária a análise detalhada do diagrama carga-deformação, que não foi objetivo deste estudo.

CONCLUSÕES

Nas condições deste experimento, e no cão, a resistência à tração e a rigidez (módulo de elasticidade) de todos os fios usados com o mesmo tipo de sutura foram semelhantes. O *Mononylon* teve alongamento relativo na carga máxima maior do que o *Prolene* e o *Ethibond*, sugerindo formação de *gap* com este fio.

REFERÊNCIAS / *REFERENCES*

1. Stewart K.M., Strien G.: "Postoperative management of flexor tendon injuries" in: Rehabilitation of the hand: surgery and therapy. St. Louis, Mosby, 433-462, 1995.
2. Potenza A.D.: Tendon healing within the flexor digital sheath in the dog. J Bone Joint Surg [Am] 44: 49-64, 1962.
3. Bunnell S., Boyer J.H.: Cirurgia de la Mano. Buenos Aires, Intermedica, 400-476, 1967.
4. Lundborg G., Rank F.: Experimental intrinsic healing of flexor tendon based upon synovial fluid nutrition. J Hand Surg 3: 21-31, 1978.
5. Becker H.: Primary repair of flexor tendons in the hand without immobilization – Preliminary report. Hand 10: 37-47, 1978.
6. Gelberman R.H., Amifl D., Goncalves M., Akeson W.H.: The influence of protected passive mobilization on the healing of flexor tendons – A biochemical and microangiographic study. Hand 13: 120-128, 1981.
7. Sobania L.C., Santos P.S.: "Lesões dos tendões flexores" in Traumatismos da mão – Pardini. Rio de Janeiro, Medsi, 317-350, 2000.
8. Wichern D.W., Johnson R.A.: Applied multivariate statistical analysis. New Jersey, Prentice Hall, p. 642, 1992.
9. Ketchum L.D., Martin N.I., Kappel D.A.: Experimental evaluation of the factors affecting the strength of tendon repairs. Plast Reconstr Surg 59: 708-719, 1977.
10. Cowan R.J., Courtemanche A.D.: An experimental study of tendon suturing techniques. Can J Surg 2: 373-380, 1959.
11. O'Broin E.S., Earley M.J., Smyth H., Hooper A.C.B.: Absorbable sutures in tendon repair. J Hand Surg [Br] 20: 505-508, 1995.
12. Gordon L., Tolar M., Venkateswara Rao K.T., Ritchie R.O., Rabinowitz S., Lamb R.P.: Flexor tendon repair using a stainless steel internal anchor – Biomechanical study on human cadaver tendons. J Hand Surg [Br] 23: 37-40, 1998.
13. Trail I.A., Powel E.S., Noble J.: The mechanical strength of various suture techniques. J Hand Surg [Br] 17: 89-91, 1992.
14. Smith B.A., Livesay G.A., Woo S.L.Y.: Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. Clin Sports Med 12: 637-670, 1993.
15. Trail I.A., Powel E.S., Noble J.: An evaluation of suture materials used in tendon surgery. J Hand Surg [Br] 14: 422-427, 1989.
16. Becker H., Davidoff M.R.: The physical properties of suture materials as related to knot holding. S Afr J Surg 15: 105-113, 1977.

necessary a more detailed analysis of the stress-strain diagram, which was not the aim of this study.

CONCLUSIONS

Under such experimental conditions, the resistance to traction and rigidity (elasticity modulus) of all sutures employed with the same kind of stitches were similar. Mononylon had a higher relative elongation at maximum load than Prolene or Ethibond, suggesting the formation of a gap.