RODRIGO ROMERO CORRÊA

**Propriedades mecânicas de dois padrões de sutura e dois tipos de
fios aplicados às tenorrafias de equinos**

São Paulo

2012

RODRIGO ROMERO CORRÊA

**Propriedades mecânicas de dois padrões de sutura e dois tipos de fios
aplicados às tenorrafias de equinos**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de
Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo, para obtenção de título de Doutor
em Ciências

Departamento:

Cirurgia

Área de Concentração:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa

São Paulo

2012

Autorizo a reprodução parcial ou total desta obra, para fins acadêmicos, desde que citada a fonte.

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Biblioteca Virgini e Buff D'Ápice da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da
Universidade de São Paulo)

T.2561
FMVZ

Corrêa, Rodrigo Romero
Propriedades mecânicas de dois padrões de sutura e dois tipos de fios
aplicados às tenorrafias de equinos / Rodrigo Romero Corrêa. -- 2012.
69 f.

Tese (Doutorado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina
Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2012.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgia Veterinária.
Área de concentração: Clínica Cirúrgia Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa.

1. Tenorrafia. 2. Equino. 3. Tendão. 4. Sutura. 5. Laceração. I. Título.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

Comissão de Ética no uso de animais

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Propriedades mecânicas de dois padrões de sutura e dois tipos de fios aplicados às tenorrafias dos equinos", protocolado sob o nº 1636/2009, utilizando 24 (vinte e quatro) peças anatômicas de equinos, sob a responsabilidade do Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado "ad referendum".

We certify that the Research "Mechanics properties of two suture patterns and two suture materials used in equine tenorrhaphies", protocol number 1636/2009, under the responsibility Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by "Ethic Committee in the use of animals" of the School of Veterinary Medicine and Animal Science of University of São Paulo and was approved "ad referendum".

São Paulo, 23 de fevereiro de 2012.

Denise Tabacchi Fantoni
Presidente

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Nome: CORRÊA, Rodrigo Romero

Título: **Propriedades mecânicas de dois padrões de sutura e dois tipos de fios aplicados às tenorrafias de equinos**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, para obtenção de título de Doutor em Ciências.

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

DEDICATÓRIAS

Aos meus pais, Israel e Maria Alice, pela criação, educação, ensinamentos e exemplos de vida.

Aos meus avós, Manoel e Rosa, e Benedito e Rosa, por terem sido meus exemplos de simplicidade e perseverança. Ao meu avô, Manuel Romero, por me ensinar o que é o cavalo e me contaminar com o seu “vírus”.

Às minhas irmãs, Fabiana e Deborah, por fazerem parte da minha história em família e participarem de todo o meu desenvolvimento, com apoio, mesmo que de longe, a qualquer momento.

Aos meus tios, Sérgio e Vanda, por participarem tão ativamente da minha vida, me tratando como mais um de seus filhos. Ao meu tio, Sérgio Romero, por me trazer de volta o cavalo quando cheguei a pensar que dele me afastaria.

À minha namorada Eliane, que com muito carinho me apoiou ao final da realização deste trabalho.

Aos amigos Capitão Jurandyr Bolina de Faria e Cláudio Roberto Teixeira, que dedicaram a vida à equitação e nunca se negaram a ensinar quem os procurou.

AGRADECIMENTOS

Ao amigo e orientador, Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa, que há dez anos acredita em mim e me apoia como residente, mestrando e doutorando.

Ao Dr. César Augusto Martins Pereira, responsável pelo desenvolvimento de grande parte do método de pesquisa utilizado neste trabalho, cuja participação foi essencial para que este pudesse ser concluído.

Ao Prof. Dr. Waldir Gandolfi, por ter sido a primeira pessoa a estimular minha busca pela cirurgia, me orientando em momentos fundamentais da minha graduação.

Aos amigos Prof. Dr. Neimar Roncati e Prof. Dr. Roberto Foz, por acreditarem no meu potencial para a carreira de docente, mostrando caminhos a serem seguidos.

Aos Médicos Veterinários Residentes do Hospital Veterinário Anhembi Morumbi, Daniel Fecchio, Pedro Costa, Luiz Roberto, Nicole Paretsis e Danielle Baccarelli, que me apoiaram, suportaram crises de mau humor e cansaço, e que nunca abandonaram nossos pacientes enquanto eu precisava me afastar para as atividades da pós-graduação.

Aos amigos de trabalho da Universidade Anhembi Morumbi, representados pelo Prof. MSc. Sérgio dos Santos Souza, que das atividades diárias fazem inspirações para o crescimento da Medicina Veterinária.

À todos do Departamento de Cirurgia da FMVZ-USP, da Cirurgia de Grandes Animais, representada pelo exemplo de liderança, Prof. Dr. Luis Cláudio Lopes Correia da Silva, por permitirem minha participação na pós-graduação.

À Deus pela saúde e vontade de trabalhar.

RESUMO

CORRÊA, R. R. **Propriedades mecânicas de dois padrões de sutura e dois tipos de fios aplicados às tenorrafias de equinos.** [Mechanical properties of two patterns and two suture material applied in equine tenorrhaphies]. 2012. 69 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

As lesões traumáticas do membros que resultam em secções tendíneas são problemas comuns na clínica equina. Estas lesões podem ser tratadas de forma conservativa ou cirúrgica. Diversas complicações tem sido associadas às técnicas cirúrgicas, como ruptura do fio de sutura, ruptura do coto tendíneo suturado, infecções da ferida, entre outros. O objetivo do presente trabalho foi avaliar biomecanicamente a combinação entre os padrões de sutura *locking loop* duplo e *locking loop* simples com sutura de epitendão, com os fios de sutura polipropileno e poliglactina 910, ambos de número 2, visando estipular a melhor combinação entre as variáveis quando aplicadas ao tendão flexor digital profundo de equinos. Os corpos de prova foram submetidos a ensaios mecânicos de tração, onde determinaram-se valores de força mínima, força máxima e pico de força durante o afastamento de 3 milímetros entre os cotos suturados, além do afastamento observado entre os cotos durante o pico máximo de força. Quando avaliada a força máxima, observaram-se maiores valores ($p \leq 0,05$) nos grupos onde foi utilizado o padrão *locking loop* simples com sutura de epitendão, e também quando a sutura foi realizada com polipropileno. Para a força mínima, o padrão simples também se mostrou superior, não havendo diferença significativa quando variaram-se os fios de sutura. Quando avaliado o pico de força, as suturas duplas foram superiores, não havendo diferença estatística quando comparadas com a sutura simples realizada com polipropileno. Os padrões duplos permitiram maior afastamento que os padrões simples com sutura de epitendão. O padrão *locking loop* simples, com sutura de epitendão, atinge maiores valores de força enquanto o afastamento é de até 3 milímetros. Quando realizado com polipropileno, este padrão suporta maior carga do que quando realizado com poliglactina.

Palavras-chave: Tenorrafia. Equino. Tendão. Sutura.

ABSTRACT

CORRÊA, R. R. **Mechanical properties of two patterns and two suture material applied in equine tenorrhaphies.** [Propriedades mecânicas de dois padrões de sutura e dois tipos de fios aplicados às tenorrafias de equinos]. 2012. 69 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

The traumatic lesions of the limbs that result in tendon sections are common problems in equine medicine. These lesions can be treated with clinical or surgical procedures. Several complications, as rupture of the suture material, rupture of the tendon extremity and wound infection have been associated with the technique. The objective of this study was evaluate biomechanically the locking loop suture and the locking loop with epitendon suture, when performed with polypropylene and polyglactin 910 suture material, number 2, looking for the best combination between the variables when applied to equine deep digital flexor tendon. The specimens was submitted to a strain test. Values of minimum strength, maximum strength and force peak were measured during 3 millimeters of separation between the tendon extremities, and the gap was observed between the tendon extremities during the maximum peak force. During maximum strength evaluation, the higher values ($p \leq 0,05$) were observed in groups which were used simple locking loop pattern associated with epitendon suture, and also when the suture was performed with polypropylene. For the minimum strength, the simple pattern was also better, showing no significant difference between the types of suture material. When the peak force was measured, the double sutures were better, and there was no statistic variation when compared with the suture performed with polypropilene in a simple pattern. The double patterns allowed higher separation than the simple patterns associated with epitendon suture. The simple locking loop pattern, with epitendon suture, reaches higher values of strength when there is 3 millimeters of separation. When performed with polypropylene, this pattern supports higher load than when performed with polyglactin.

Keywords: Tenorrhaphy. Equine. Tendon. Suture.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Demonstração da realização do padrão de sutura <i>locking loop</i> - São Paulo - 2012.....	17
Figura 2 -	Demonstração da realização da sutura de Bunnell-Mayer - São Paulo – 2012.....	18
Figura 3 -	Demonstração da realização da sutura de Tang - São Paulo – 2012.....	19
Figura 4 -	Demonstração da realização da sutura periférica de Halsted - São Paulo – 2012.....	21
Figura 5 -	Demonstração da realização da sutura de Becker modificada - São Paulo – 2012.....	21
Figura 6 -	Esquematização da realização do padrão de sutura <i>locking loop</i> duplo - São Paulo – 2012.....	31
Figura 7 -	Esquematização da realização do padrão de sutura <i>locking loop</i> simples, com sutura de epitendão - São Paulo – 2012.....	32
Figura 8 -	Corpo de prova preso às garras de fixação. Segmento tendíneo preso às garras, que foram fixadas à máquina de ensaios mecânicos - São Paulo –2012.....	33
Figura 9 -	Padronização do aperto dos parafusos das garras de fixação. Com a utilização de torquímetro (seta branca) foi possível a aplicação de mesma tensão sobre os quatro parafusos de cada uma das garras de fixação. Com a utilização de torquímetro (seta branca) foi possível a	

- aplicação de mesma tensão sobre os quatro parafusos de cada uma das garras de fixação - São Paulo: 2012..... 34
- Figura 10 - Corpo de prova montado à máquina de ensaios, evidenciando o gabarito posicionado junto ao tendão e à câmera de vídeo, focalizando o gabarito e o tendão. A: Máquina de ensaios; B: Gabarito posicionado junto a tendão; C: Câmera de vídeo - São Paulo – 2012..... 35
- Figura 11 - Posicionamento do gabarito junto ao tendão suturado, mostrando o plano frontal e o lateral projetado no espelho (à esquerda). Utilização dos pontos pré-determinados do gabarito, posicionados junto ao tendão suturado em padrão *locking loop* duplo - São Paulo – 2012..... 36
- Figura 12 - Programa de vídeo-extensometria: calibração das imagens de vídeo baseadas nos círculos com distancias conhecidas do gabarito. Na tela à direita é possível observar os pontos encontrados automaticamente no plano frontal - São Paulo – 2012..... 38
- Figura 13 - Programa de vídeo-extensometria: seleção do primeiro quadro correspondente ao instante que o LED era aceso (início do ensaio). O gráfico da esquerda mostra o rastreo vertical (segunda linha vertical) do brilho na imagem entre os limites superior e inferior (linhas horizontais) - São Paulo – 2012..... 39
- Figura 14 - Programa de vídeo-extensometria: seleção do último quadro correspondente ao instante que o LED foi apagado (fim do ensaio). O gráfico da esquerda mostra o rastreo vertical (segunda linha vertical) do brilho na imagem entre os limites superior e inferior (linhas horizontais) - São Paulo – 2012..... 40
- Figura 15 - Programa de vídeo-extensometria: análise feita quadro a quadro dos afastamentos do coto para cada linha vertical de rastreo. A tabela mostra os valores computados dos afastamentos em função da posição

das linhas verticais (quarta coluna em diante) - São Paulo – 2012..... 41

Figura 16 - Imagem do corpo de prova após a realização do ensaio, evidenciando o afastamento entre os cotos e a ruptura da sutura - São Paulo – 2012.
..... 43

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1** – Análise descritiva das variáveis: força máxima, força mínima, força pico, afastamento máximo, afastamento mínimo e média de afastamento por grupo - São Paulo – 2012 45
- Tabela 2** – Resultados das comparações múltiplas de Bonferroni entre os grupos para as variáveis de forças máxima, mínima e pico, e afastamentos máximo, mínimo e média de afastamento - São Paulo – 2012 46
- Tabela 3** – Propriedades mecânicas da sutura em padrão *locking loop* duplo, com polipropileno nº 2 - São Paulo – 2012 65
- Tabela 4** – Propriedades mecânicas da sutura em padrão *locking loop* duplo, com poliglactina nº 2 - São Paulo – 2012 66
- Tabela 5** – Propriedades mecânicas da sutura em padrão *locking loop* simples, com sutura de epitendão, utilizando polipropileno nº 2 - São Paulo – 2012..... 67
- Tabela 6** – Propriedades mecânicas da sutura em Padrão *locking loop* simples, com sutura de epitendão, utilizando poliglactina nº 2 - São Paulo – 2012..... 68
- Tabela 7** – Índices de força sobre a sutura no momento de afastamento de 3 milímetros entre os cotos tendíneos - São Paulo – 2012..... 69

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Intervalo de confiança de 95% para força máxima, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4 - São Paulo – 2012.....	8
Gráfico 2 - Determinação hipotética do rastreo vertical do brilho medido entre os limites superior e inferior - São Paulo – 2012.....	42
Gráfico 3 - Intervalo de confiança de 95% para força máxima, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4 - São Paulo – 2012.....	47
Gráfico 4 - Intervalo de confiança de 95% para força mínima, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4 - São Paulo – 2012.....	47
Gráfico 5 - Intervalo de confiança de 95% para força pico, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4 - São Paulo – 2012.....	48
Gráfico 6 - Intervalo de confiança de 95% para afastamento mínimo no pico de força, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4 - São Paulo – 2012.....	48
Gráfico 7 - Intervalo de confiança de 95% para afastamento máximo no pico de força, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4 - São Paulo – 2012.....	49
Gráfico 8 - Intervalo de confiança de 95% para afastamento médio no pico de força, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4 - São Paulo – 2012.....	49

LISTA DE QUADRO

Quadro 1 - Questionário padrão enviado aos cirurgiões brasileiros - São Paulo – 2012.....	28
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVI	<i>Audio Video Interleave</i>
Bmax	Valor máximo de brilho
Bmin	Valor mínimo de brilho
DP	Desvio padrão
Kg	Quilograma
Kgf	Quilograma força
LED	<i>Light Emmiting Diode</i>
m	Metro
min	Minuto
mm	Milímetro
ms	Milissegundo
N	Newton
Nº	Número
POMC	Proteína oligomérica de matriz de cartilagem
s	segundo
TFDP	Tendão flexor digital profundo
WMV	<i>Windows Media Video</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
$\leq$	Menor ou igual
$\geq$	Maior ou igual

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
2	OBJETIVOS.....	3
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	4
3.1	ANATOMIA TENDÍNEA.....	4
3.2	HISTOLOGIA TENDÍNEA.....	5
3.3	BIOMECÂNICA TENDÍNEA.....	6
3.4	LESÕES TENDÍNEAS.....	8
3.5	POSSIBILIDADES TERAPÊUTICAS.....	10
3.5.1	Tratamento conservativo X Tratamento cirúrgico.....	10
3.5.2	Tratamento conservativo.....	12
3.5.3	Tratamento cirúrgico.....	13
3.5.3.1	Características das tenorrafias.....	15
3.5.3.2	O padrão de sutura locking loop.....	16
3.5.3.3	Outros padrões de sutura utilizados para tenorrafia.....	18
3.5.3.4	Locking loop X outros padrões de sutura.....	19
3.6	CICATRIZAÇÃO TENDÍNEA.....	23
3.7	PROGNÓSTICO.....	25
4	MATERIAL E MÉTODO.....	27
4.1	PESQUISA PRELIMINAR.....	27
4.2	PEÇAS ANATÔMICAS.....	29
4.3	REALIZAÇÃO DO ENSAIO.....	30
4.4	ADEQUAÇÃO DOS PROGRAMAS DE INFORMÁTICA.....	37
4.5	COLETA DOS DADOS.....	43

5	RESULTADOS.....	44
6	DISCUSSÃO.....	50
7	CONCLUSÕES.....	60
	REFERÊNCIAS.....	61
	APÊNDICES.....	65

1 INTRODUÇÃO

As lesões traumáticas nos membros ocorrem com frequência na clínica de equinos, principalmente quando se tratam de cavalos de esporte. Estas lesões podem acontecer por traumas diretos em objetos deixados no ambiente, por interferência entre os membros e por acidentes traumáticos provocados por cavaleiros e tratadores. Quando ocorrem nas regiões distais dos membros, podem envolver tecidos importantes, como tendões e ligamentos. Traumas sobre estas estruturas geram inflamação local e claudicação, e em casos mais graves, a laceração dos mesmos.

As lacerações dos tendões se manifestam desde formas discretas, com sinais mínimos de desconforto, até formas mais severas, nas quais existe presença de dor intensa. As lacerações do tendão extensor digital, por exemplo, podem acarretar perda parcial ou total da função tendínea, mas muitas vezes provocam dor reduzida. No entanto, as lacerações dos tendões flexores digitais são geralmente acompanhadas de níveis de dor severa e requerem cuidados mais intensivos. (DAVIS; SMITH, 2006)

Os tendões flexores, quando seccionados, requerem tratamento cirúrgico com intervenção imediata, visando realizar a aproximação dos cotos e adequada cicatrização. Diversas complicações são descritas pela literatura em relação às tenorrafias dos equinos, dentre as quais se incluem a deiscência da sutura por tensão excessiva exercida nos cotos, por ruptura do material de sutura, por necrose dos cotos suturados, e ainda, por contaminação excessiva. Muitos pesquisadores têm procurado solucionar estes problemas que acompanham a técnica, mas poucos resultados aplicáveis à rotina clínica foram obtidos.

Existem diversos materiais de sutura utilizados nas tenorrafias, variando desde fios inabsorvíveis sintéticos monofilamentados, até fios absorvíveis sintéticos multifilamentados. Cada tipo de material apresenta suas vantagens e desvantagens em relação à resistência da sutura, mas deve-se levar em consideração a evolução pós-operatória relacionada a cada um deles.

A literatura ainda é escassa em relação a este tema. A maioria dos cirurgiões habituados à realização deste procedimento o correlaciona com a dificuldade de realização da técnica, com dificuldade na escolha do padrão de sutura e do material

a ser utilizado, assim como com muitas complicações pós-operatórias. O baixo índice de sucesso com as tenorrafias pode ser devido ao pouco conhecimento sobre o assunto e à baixa aplicabilidade dos estudos experimentais realizados. Soma-se a isto o fato de que os casos clínicos que acontecem em nosso país tendem a demorar mais para serem encaminhados aos Hospitais Veterinários, piorando o prognóstico com relação à evolução pós-operatória.

2 OBJETIVOS

Objetivo geral: Realizar estudo biomecânico comparativo entre dois padrões de sutura e dois tipos de fios, quando utilizados na tenorrafia do flexor digital profundo dos equinos, e analisar sua aplicabilidade na medicina equina.

Objetivo específico: Determinar a combinação de fio e padrão de sutura com maior resistência e que permite menor distanciamento entre os cotos tendíneos.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 ANATOMIA TENDÍNEA

Os tendões são estruturas consolidadas de tecido conjuntivo que se localizam nas extremidades dos músculos e se inserem no periósteo. As fibras do tendão entrelaçam-se, permitindo a uniforme distribuição das forças de qualquer parte do músculo ao qual se originam. Quando há muito movimento ou mudança na direção do eixo sobre uma articulação, o tendão é circundado por uma bainha sinovial; quando o movimento é limitado e existe pressão sobre uma parte óssea, observa-se uma bolsa sinovial (GETTY, 1986).

O tendão flexor digital superficial se origina do músculo flexor digital superficial, que por sua vez tem origem na região distal do úmero e proximal do rádio. Sua inserção é feita nas eminências da extremidade proximal da falange média, e na extremidade distal da falange proximal, palmar aos ligamentos colaterais. O tendão flexor digital profundo se origina do músculo flexor digital profundo, o qual tem origem em região distal do úmero e proximal do rádio, e se insere na crista semilunar da face solear da falange distal, após passar pelo osso navicular. (GETTY, 1986; DENOIX, 1994; STASHAK, 2006).

Na região metacárpica, o tendão flexor digital superficial está recoberto pela pele e fáscia subcutânea, relacionado superficialmente ao ramo nervoso comunicante. Dorsalmente, está intimamente relacionado com a cobertura fascial do tendão flexor digital profundo. Este último, por sua vez, repousa de encontro à superfície palmar do ligamento sesamoideo proximal. A bainha sinovial cárpica se estende, na direção distal, para envolver ambos os tendões flexores digitais até a metade do metacarpo. Neste ponto, o tendão flexor digital profundo se une com seu ligamento acessório (STASHAK, 2006).

Existem alterações anatômicas ao longo do comprimento do tendão flexor digital profundo dos equinos, que são acompanhadas por mudanças na composição da matriz extracelular. Têm-se sugerido que essas variações na estruturação do tecido são influenciadas por necessidades funcionais das áreas onde ocorrem altas forças de tensão (DENOIX, 1994).

3.2 HISTOLOGIA TENDÍNEA

Um tendão é uma faixa espessa de tecido conjuntivo fibroso que age como intermediário na ligação do músculo ao osso. Os tendões são constituídos de unidades arranjadas longitudinalmente, denominadas fascículos, cuja formação envolve fibras de colágenos tipo I, com matriz de proteoglicanos, glicoproteínas, fibras elásticas, íons e água. Os fibroblastos, no caso tenoblastos, estão dispostos em longas fileiras paralelas nos espaços entre os feixes de colágeno. Os feixes tendíneos primários podem ser definidos como feixes unidos por fibras colagenosas localizadas entre fileiras de fibroblastos e circunscritas pelos seus processos anastomóticos. Esses feixes primários se agrupam em feixes secundários ou fascículos, e estes são agregados em largos feixes tendíneos terciários (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004). As fibras colagenosas de um feixe primário são arranjadas de maneira paralela, mas seguem curso helicoidal ao longo do comprimento do tendão. Os tendões são providos de receptores de Golgi, capazes de avaliar a tensão no tendão e transmitir essa informação ao sistema nervoso central (WATKINS, 2006).

As fibras de colágeno são unidades fundamentais de resistência à tração em um tendão, com estruturas cilíndricas compostas principalmente por moléculas de colágeno tipo I, em arranjo axial e lateral específico. As fibras seguem forma ondulada em ziguezague, plana ao longo do eixo longitudinal do tendão. As fibras de colágeno são unidades submicroscópicas, e foi estabelecido que a resistência das fibras é determinada pelas ligações cruzadas intermoleculares de colágeno dentro da fibra (STASHAK, 2006).

Sabe-se que os tendões são predominantemente compostos por matriz extracelular, na qual as principais proteínas estruturais são as fibras de colágeno tipo I. Atualmente, algumas proteínas não colagenosas têm despertado interesse por suas interações com a rede de colágeno, outros componentes da matriz e com os tenócitos. A matriz extracelular não colagenosa se diferencia ao longo do tendão, o que se presume refletir na biomecânica em diferentes regiões da estrutura. (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004)

A matriz extracelular é formada por agrecan, substância responsável por garantir a resistência à pressão, sendo predominante nas regiões mais longas dos

tendões que passam por eminências ósseas; já os proteoglicanos são os principais constituintes de um tendão nos locais em que este sofre tensão. Uma glicoproteína não colagenosa, denominada proteína oligomérica da matriz de cartilagem (POMC), foi demonstrada como constituinte da matriz extracelular do tendão (STASHAK, 2006).

Os fibroblastos tendíneos não contribuem clinicamente para a resistência do tendão, mas a viabilidade destes é fundamental para a manutenção da resistência. O tendão, como estrutura dinâmica, renova todo o seu colágeno, e as fibras degradadas são repostas pelos fibroblastos tendíneos (WATKINS, 2006).

3.3 BIOMECÂNICA TENDÍNEA

Os tendões possuem grande resistência à tração e têm baixa extensibilidade. Em termos mecânicos, o tendão serve principalmente como um transmissor de força. Foram atribuídas, recentemente, outras funções mecânicas aos tendões que incluem: amplificador mecânico durante contrações musculares rápidas, armazenamento de energia elástica e atenuador de forças durante um movimento rápido e súbito (STASHAK, 2006).

Os tendões e ligamentos dos equinos são estruturas anatômicas fortes e que sustentam cargas e tensões muito altas, tanto com o animal parado quanto em movimento. Portanto, a função deste complexo aparelho elástico é dupla, tanto para prestar apoio ao boleto e prevenir a hiperextensão do carpo, quanto para restaurar a energia de impacto e apoio total de peso durante a propulsão (DENOIX, 1994).

Em uma tensão uniaxial, o tendão, a princípio, se apresenta bastante complacente, porém com maior extensão, existe uma região de resposta menos flexível. Considera-se essa transição correspondente ao desaparecimento da forma ondulada sobre a superfície do tendão. Dentro dessa amplitude e elasticidade, a forma de onda reaparece com a remoção da força. Considera-se também que nessa zona ocorra o desenrolamento das hélices. Além dessa fase elástica inicial, as características mecânicas do tendão se alteram e passam a apresentar propriedades viscoelásticas, ocorrendo alterações estruturais irreversíveis que podem evoluir para ruptura (WATKINS, 2006).

Os tendões e ligamentos têm várias funções importantes durante a locomoção, e quando o animal está em repouso, eles agem como transmissores de força e coaptadores comuns, com participação especial na suspensão do boleto. Como estruturas elásticas, têm papel importante como amortecedores de impacto e capacidade de armazenar e liberar energia, reduzindo o custo energético da locomoção, especialmente em altas velocidades (DENOIX, 1994).

Em uma curva típica não linear, o tendão demonstra, quando testado mecanicamente *in vitro*, uma região inicial de complacência denominada “dedo”. Essa região é considerada correspondente à abertura da formação ondulada, e quando a força limite é atingida, as fibras lisas estão alongadas e o tendão passa a se comportar de maneira elástica linear (Gráfico 1). Um feixe de fibras de colágeno comum, com ângulo pequeno de ondulação, atingirá seu limite elástico no final da região linear, em menor nível de distensão que um feixe com ângulo de ondulação maior (WATKINS, 2006).

Gráfico 1 - Curva típica linear apresentada por um tendão quando tracionado *in vitro*

Fonte: Adaptado de Greenwald et al. (1995)

O tendão flexor digital profundo (TFDP) possui elevado índice de elasticidade e considerável resistência à ruptura, suportando grande carga durante a locomoção. Por outro lado, o ligamento acessório do TFDP tem baixa capacidade elástica e resistência moderada à ruptura, sendo mais susceptível às lesões por hiperextensão (DENOIX, 1994).

3.4 LESÕES TENDÍNEAS

As rupturas tendíneas foram subdivididas por Stashak (2006) em três classes, sendo elas:

- Ruptura traumática: normalmente ocorre por hiperextensão e em associação ao estresse excessivo;

- Ruptura degenerativa: ocorre em função de lesão anterior no tendão, que pode debilitá-lo de forma a ocorrer ruptura com as forças normais da tração. Alguns exemplos dessa situação são as rupturas de tendões secundárias à tenossinovite séptica ou sequela da cicatrização de tendões seccionados;
- Secção tendínea: causada por objetos que causam feridas cortocontusas. No membro anterior, a maioria das secções ocorre entre o boleto e o carpo; no membro posterior, os tendões normalmente são seccionados abaixo do tarso.

As lesões tendíneas podem resultar de uma única sobrecarga sobre um membro, na qual o limite de resistência das fibras tendíneas é menor do que a magnitude da força exigida, ou a lesão pode ser por acúmulo de microlesões com os ciclos de carga, resultando em rupturas estruturais. Essas ocorrências que comprometem estruturas flexoras colágenas são acompanhadas de elevada morbidade, muitas vezes com resoluções que impossibilitam a recuperação completa do membro do animal (FERRARO et al., 2003).

Existem diversos fatores extrínsecos que influenciam nos quadros de lesões tendíneas, como conformação, idade, treinamento, e até mesmo o tipo de ferradura. Os sinais clínicos das lacerações de tendões flexores, em termos de conformação e movimentação, irão depender das estruturas acometidas. Com apenas o tendão flexor digital superficial seccionado, tem-se o abaixamento do boleto, mas este não chega a alcançar o solo. No caso de ambos os tendões flexores digitais superficial e profundo estarem lacerados, o boleto é abaixado e a pinça elevada ao sustentar o peso do membro. O boleto poderá se apoiar no solo em lesões envolvendo tanto os tendões flexores quanto o ligamento suspensor. No caso de haver laceração acometendo o tendão flexor digital profundo e a bainha digital, como geralmente acontece nos casos de secções distais ao boleto, a pinça se eleva quando o peso é sustentado no casco (FERRARO, et al., 2003; MCILWRAITH, 2006).

A ruptura de um ou ambos os tendões flexores é rara, e somente de 11 a 18% dos animais acometidos retornam à função atlética. As lesões são mais comuns em membros pélvicos, que são, em média, 90% mais afetados do que os torácicos. A ruptura do tendão extensor, nos membros torácicos, geralmente ocorre entre o boleto e carpo, enquanto que nos pélvicos, o tendão extensor geralmente é lesionado em terço distal da região metatársica (JENSON et al., 2005).

Há evidências de que as lesões do tendão flexor digital superficial são mais frequentes em cavalos mais velhos, em qualquer que seja a atividade desenvolvida

por estes, pois a estrutura dos tendões apresenta relação com a atividade e idade do animal. A idade é considerada como fator influente nas ondulações das fibrilas tendíneas, fazendo com que as fibras centrais dos tendões flexores superficiais de equinos mais velhos sofram degradação e rompimento mais rapidamente (FERRARO et al., 2003; JENSON et al., 2005; DAVIS; SMITH, 2006; MCILWRAITH, 2006).

3.5 POSSIBILIDADES TERAPÊUTICAS

Segundo Westphalen et al. (1995), existem controvérsias e algumas indefinições na literatura quando se fala em conduta terapêutica da secção completa de um tendão. O manejo inicial clássico para a secção tendínea consistia na imobilização e repouso, seguidos por exercícios direcionados ao membro e articulação lesionados.

No tratamento de urgência de lacerações tendíneas, o membro deve ser estabilizado antes do cavalo ser removido para o local adequado para o tratamento. É importante que o membro seja apoiado para garantir o conforto ao cavalo, mantendo alguma função biomecânica, prevenindo danos adicionais ao tecido, sendo esta estabilização particularmente importante para evitar novos traumas às estruturas neurovasculares distais (DAVIS; SMITH, 2006).

A eutanásia pode ser indicada em casos em que há envolvimento dos tendões flexores e do ligamento suspensor, a não ser que o animal acometido seja de alto valor zootécnico. (MORAES et al., 2002; DAVIS; SMITH, 2006; MCILWRAITH, 2006;).

3.5.1 Tratamento conservativo X Tratamento cirúrgico

Embora não exista um protocolo de tratamento para os casos de laceração dos tendões, deve-se estabelecer e seguir certos princípios cirúrgicos gerais que possibilitam melhor intervenção cirúrgica, com adequado debridamento da ferida. O

tratamento sem tenorrafia pode ser realizado, e quando com evolução satisfatória durante todo o período de avaliação, o animal pode voltar à sua função prévia, embora possa levar mais de seis meses para a adequada cicatrização (MCILWRAITH, 2006).

A tenorrafia primária fornece resultados mais favoráveis do que a cicatrização por segunda intenção, mas somente a sutura não é suficiente para oferecer resistência mecânica capaz de manter as extremidades tendíneas em aposição (VALDÉS-VASQUEZ et al., 1996). Reiners et al. (2002) argumentaram que não existe combinação de padrão de sutura e material para tenorrafia em equinos que mantenha a aposição das extremidades tendíneas *in vivo*, mesmo havendo aposição inicial e posterior suporte com gesso. Isto seria devido à sugestão de que os tenócitos envolvidos na reparação teriam capacidades funcionais diferentes daqueles do tendão normal, e seriam de origens diferentes. Estes também produziram fibras colágenas com propriedades mecânicas notadamente inferiores durante a recuperação inicial.

A reparação das lacerações dos tendões flexores dos equinos é feita por reparo primário, com material de sutura calibroso e monofilamentado, ou por segunda intenção, imobilizando o membro acometido e permitindo que a ferida e o tendão cicatrizem. Em ambos os métodos de reparação, faz-se necessária a imobilização e o apoio prolongado do membro para melhor resultado (CRAWFORD et al., 1997).

A ferida deverá ser primeiramente debridada e a lesão primária fechada, quando em condições apropriadas. Se a laceração de tendão estiver confinada à bainha tendínea, a área deverá ser lavada, necessitando o controle da contaminação do local. O tecido fibroso de cicatrização começa a se formar de forma gradativa, gerando aderências entre as duas extremidades do tendão. Geralmente é necessário um período de quatro a seis semanas de repouso até a total cicatrização e recuperação da lesão. Dependendo da gravidade do caso, pode-se recorrer ao uso de técnicas de imobilização para auxiliar na recuperação de tecidos moles (DAVIS; SMITH, 2006).

Em casos onde ocorre perda significativa de tecido tendíneo, recomendam-se enxertos de tecido homólogo ou uso de polímeros de sustentação, com objetivo de se estabelecer um leito de neoformação colágena (como polipropileno ou

polietileno). Porém, nesses casos, é viável optar-se pelo tratamento conservativo (RIBEIRO et al., 2008).

As lacerações parciais envolvendo menos de 50% do tendão podem necessitar somente de debridamento local, enquanto que se houver acometimento acima de 50%, devem ser utilizadas suturas, prevenindo o aumento da extensão da lesão (GREENWALD et al., 1995; CROWSON et al., 2004; DAVIS; SMITH, 2006).

Para McIlwraith (2006), a sutura de tendões parcialmente seccionados deverá ser realizada se mais de 75% da área tendínea foi lesionada. A necessidade de sustentação do peso no período pós-operatório é geralmente a mesma para todos os casos, independentemente dos tendões serem suturados ou cicatrizados por segunda intenção. A imobilização com gesso permite que haja revascularização, assim como impede que a tensão nas anastomoses cause deiscência da sutura. Deve-se impedir a movimentação ativa do membro por período mínimo de três semanas, embora movimentos leves e passivos possam auxiliar na diminuição de aderências. O gesso é utilizado durante seis semanas, e, quando removido, deve-se colocar ferradura de apoio no boleto ou com extensões nos talões. Nos casos de lacerações do tendão flexor digital superficial, o boleto irá se abaixar, mas logo voltará a se erguer conforme o animal se exercita.

3.5.2 Tratamento conservativo

O tratamento conservativo consiste basicamente na imobilização e curativos locais, e normalmente é indicado em feridas muito contaminadas. A grande dúvida é quanto tempo demorará a cicatrização e qual será a porcentagem de recuperação da função do tendão. Também se deve atentar que a cicatrização pode resultar em deformidade flexural (THOMASSIAN, 2005; CORRÊA et al., 2007).

O tratamento por segunda intenção traz prejuízos funcionais mínimos aos cavalos acometidos, sendo que os mesmos, em alguns casos, podem voltar ao desempenho atlético anterior. Foi descrito também que a imobilização e o tratamento por segunda intenção pode promover o reestabelecimento do membro à partir de 60 dias da lesão (DAVIS; SMITH, 2006)

3.5.3 Tratamento cirúrgico

Nos casos de lacerações envolvendo o interior da bainha, é de grande importância que as extremidades do tendão fiquem aposicionadas para permitir e maximizar a cicatrização intrínseca. Mesmo havendo a presença de contaminação, deve-se tentar a sutura primária dessas feridas, sabendo-se que o prognóstico piora de acordo com a gravidade e contaminação da ferida. A utilidade e viabilidade da sutura deverão ser questionadas se houver perda significativa de tecido tendíneo. Nas secções com contaminação, porém fora da bainha, também se deve realizar a sutura, mas esta deverá ser feita juntamente com o debridamento cuidadoso e a remoção de qualquer paratendão desvitalizado ou contaminado (MCILWRAITH, 2006).

A imobilização do membro é aceita clinicamente após a tenorrafia, porém, a imobilização ativa, permitindo leve e controlada movimentação do membro, tende a ser mais efetiva, diminuindo as aderências e ainda auxiliando o início da proliferação dos tenócitos na síntese de colágeno para a reparação do tendão. De acordo com a necessidade de se descobrir o ponto de equilíbrio entre o repouso e a movimentação, considera-se que o tratamento ideal para tendões flexores lacerados é permitir a mobilização passiva do membro, com suporte de cargas de tensão no tendão em recuperação. Tais necessidades certamente requerem força de fixação interna extremamente resistente. Esta forma de fixação deverá ser compatível com o tecido interno, sem comprometer a vascularização da região e da matriz do tendão. (JENSON et al., 2005).

Por outro lado, Greenwald et al. (1995) relataram que as lesões na bainha dos tendões, presença de suturas e imobilização do tendão reparado, podem contribuir para a formação de aderências que resultam em fragilidade do tendão e menor capacidade em realizar suas funções. A imobilização com gesso, por exemplo, retarda a produção intrínseca de colágeno tipo I, que por sua vez, pode retardar a formação de arquitetura normal tendínea. Isto levará ao alinhamento fibroso ineficiente, formação de cicatrizes e geração de matriz tendínea demorada. Futuras complicações podem ser associadas ao uso do gesso, como degeneração articular, perda de densidade óssea e força muscular reduzida.

Existem evidências experimentais e clínicas indicando que a mobilização precoce dos tendões reparados reduz a formação de aderências e melhora o movimento de deslizamento. Experimentos *in vitro* e *in vivo* foram realizados, demonstrando que a tensão no local da tenorrafia estimula o tendão a se reparar, e isso fortalece sua estrutura. Relata-se que tal tensão exercida leva ao aumento de síntese protéica, produção de DNA e proliferação e maturação de fibroblastos. A movimentação tendínea pode igualmente auxiliar no fornecimento de nutrientes para o tendão reparado através do fluxo de fluido sinovial por pequenos canais no tendão. Todavia, é necessário ressaltar que a mobilização precoce pode elevar o risco de formações de espaços e ruptura de reparações primárias (JENSON et al., 2005).

Ao considerar-se a possibilidade de realização do procedimento cirúrgico, é necessário que o cirurgião saiba o tempo decorrido entre o trauma e o procedimento cirúrgico, e qual seu nível de contaminação, já que a sutura representa um trauma adicional. A aproximação das extremidades é importante para cicatrização e restabelecimento da função, mas a remoção cirúrgica das extremidades rompidas do tendão também deve ser considerada em casos de inviabilidade dos tecidos (THOMASSIAN, 2005).

Existe ampla discussão sobre o uso de diferentes materiais na reparação de tendões lacerados, porém, alguns estudos recomendam o fio monofilamentado de diâmetro maior e não absorvível. A tenorrafia visa restaurar a função de deslizamento do tendão, assim como minimizar a formação de espaços entre extremidades tendíneas. Busca-se ainda a minimização de aderências aos tecidos adjacentes, a preservação da irrigação sanguínea intrínseca, e a menor interferência na cicatrização. Devido à reduzida amplitude de movimento dos tendões dos equinos, a primeira meta é restabelecer a integridade física, a resistência à tração da estrutura original e permitir que o membro sustente o peso do animal no menor tempo possível (MORAES et al., 2002; DAVIS; SMITH, 2006; MCILWRAITH, 2006).

Urbaniak et al. (1985) concluíram que as técnicas onde a sutura é trabalhada entre as fibrilas colágenas do tendão, assim como o epitendão, fornecem reparação mais significativa do que as técnicas nas quais as suturas são predominantemente paralelas às fibrilas colágenas.

Havendo a possibilidade de aposição das extremidades dos tendões, um material absorvível monofilamentado, como polidioxanona ou poligluconato, poderá ser utilizado para a tenorrafia. Materiais não absorvíveis devem ser evitados, pois

podem causar futuras claudicações (GREENWALD et al., 1995; CROWSON et al., 2004; DAVIS; SMITH, 2006).

Contrariando as informações anteriores, Fossum (2002) relatou que os materiais de sutura mais utilizados são o náilon e polipropileno, sendo o segundo de maior segurança. Os materiais absorvíveis devem ser evitados, pois em cerca de 28 dias, aproximadamente 90% dos fios já foram absorvidos.

Moraes et al. (2002) citaram que o material de sutura recomendado é o fio monofilamentado de diâmetro maior e não absorvível. Este é considerado como material de fácil aplicação no reparo de tendões, que proporciona resultados favoráveis. Isto levou à utilização de métodos que aumentam o número total de suturas cruzando o espaço do tendão, visando aumentar a resistência da tenorrafia.

Jann et al. (1992), em estudos *in vivo* e *in vitro*, comprovaram a menor reação tecidual ao náilon quando utilizado em tenorrafias, e também a perda maior de resistência através da hidrólise de suturas de materiais absorvíveis.

Outro aspecto prático que deve ser considerado é a condição para a realização da tenorrafia. Recomenda-se realizá-la com o animal em posição quadrupedal, porém, o temperamento do paciente pode inviabilizar o procedimento. Nos casos de anestesia geral, o risco de ruptura tendínea na recuperação anestésica é muito alto (THOMASSIAN, 2005).

A deiscência de pontos entre 7 e 14 dias é complicação comum e chega a acometer mais da metade dos animais submetidos à tenorrafia. A granulação exuberante é outra complicação pós-operatória, e esta deve ser controlada periodicamente (DAVIS; SMITH, 2006).

Independentemente da escolha do tratamento, é necessária a realização de antibioticoterapia, utilização de analgésicos e soro antitetânico (JENNINGS, 1984).

3.5.3.1 Características das tenorrafias

Os objetivos das tenorrafias nos casos de rupturas ou lacerações tendíneas são restabelecimento da função normal do tendão, minimizar o distanciamento entre os cotos, minimizar a formação de aderências e preservar a vascularização (DAVIS; SMITH, 2006).

Relata-se na literatura que a tenorrafia, quando possível, é o mais vantajoso tratamento para as lacerações tendíneas, pois aumenta as probabilidades de retorno à atividade física. Existem muitas opções de padrões de sutura, incluindo o padrão *locking loop* simples, *locking loop* múltiplo, e o ancorado triplo. A tenorrafia deve ser realizada de forma a causar ruptura mínima da vascularização intrínseca e promover força máxima de tensão (CROWSON et al., 2004).

Protocolos de suturas de tendões foram estabelecidos baseados em trabalhos experimentais e experiências práticas. Trabalhos da Universidade do Estado do Colorado apoiam o uso de fios mais calibrosos (nº 1 ou 2) e não absorvíveis (náilon ou polipropileno). Uma alternativa é utilização da polidioxanona ou poligliconato (nº1 ou 2), sendo que esses fios de sutura sintéticos absorvíveis são lentamente degradados, e segundo os estudos, sustentam maior carga máxima que tenorrafias com náilon (STASHAK, 2006).

Em tendões de equinos, o fio de náilon pode ser o mais indicado para reparação tendínea. Do ponto de vista biomecânico, considera-se que a utilização de mais de um fio de sutura pode aumentar a força de tração do tendão (MORAES et al., 2003).

3.5.3.2 Padrão de sutura *locking loop*

O padrão de sutura *locking loop*, também chamado de Kesller modificado, provoca o mínimo de interferência sobre o tendão, é forte, e resulta em pouca exposição do material de sutura (JENNINGS, 1984).

No momento da sutura a agulha é inserida na extremidade lesionada do tendão e emerge de sua superfície. A agulha é então passada transversalmente pelo tendão quase na superfície longitudinal da sutura; isto resulta na formação de uma alça que se fecha em torno de um feixe de fibras tendíneas. Quanto mais tensão é aplicada para restaurar o local, mais forte será a força aplicada sobre a alça de sutura ao redor das fibras tendíneas. A agulha é reinserida na direção longitudinal e atravessa por baixo da porção transversa do material de sutura. Este processo é repetido no outro coto tendíneo (Figura 1). Após a realização do padrão de sutura, todos os segmentos devem ser apertados isoladamente, e a sutura apertada o

suficiente para que ocorra uma leve protuberância na junção tendínea (TURNER; McILWRAITH, 2002).

Figura 1 - Demonstração da realização do padrão de sutura *locking loop*

Fonte: Turner; McIlwraith (2002)

Segundo Davis e Smith (2006), o padrão de sutura *locking loop* fornece aposição superior e igualdade de distribuição das forças quando comparado com outras suturas de tendão. Turner e McIlwraith (2002) afirmam que o padrão *locking loop* deve ser realizado com náilon monofilamentado ou polipropileno, pois fios de sutura com superfície áspera não permitem deslizamento ou elasticidade suficientes para promover tensão longitudinal durante o cerrar dos nós.

Deve-se ressaltar que esta técnica de sutura exige o uso de coaptação externa rígida para ajudar a manter a aposição durante a cicatrização (JENNINGS, 1984).

3.5.3.3 Outros padrões de sutura utilizados em tenorrafias

Dois outros padrões de sutura podem ser usados, sendo eles o ancorado triplo, que previne o distanciamento entre os cotos tendíneos, e o *intralocking loop*, que é recomendado para suturas de lacerações intratecais; este ainda pode ser reforçado com sutura contínua para reduzir o distanciamento entre os cotos. Pode-se ainda utilizar os padrões *locking loop* duplo ou triplo, que se assemelham muito ao padrão simples, porém estudos comprovam que estes geram maior resistência à tensão (DAVIS; SMITH, 2006).

Moraes et al. (2002) citaram a sutura no padrão *locking loop* com adição de sutura no epitendão, como sendo a melhor opção, seguida pelos padrões Becker modificada e dupla laçada.

A sutura de Bunnell-Mayer (Figura 2) era a mais utilizada antes do surgimento do padrão *locking loop*. O padrão anteriormente citado também possui como objetivo preservar o funcionamento dos tendões, sendo que para isso posiciona-se a maior parte da sutura de maneira intratendínea (JENNINGS, 1984).

Figura 2 - Demonstração da realização da sutura de Bunnell-Mayer

Existem estudos para desenvolvimento de novas técnicas a serem utilizadas na tenorrafia, com objetivo de se obter maior resistência à tração exercida pelo tendão. Uma destas técnicas citadas é a sutura de Tang (Figura 3). Os autores descreveram a sutura com múltiplas laçadas para reparação das lacerações do tendão flexor na região de terço médio de canela. A sutura é realizada posicionando-se três grupos de suturas com laçada nos cotos do tendão lacerado, uma no aspecto palmar e duas no aspecto dorsolateral (TANG et al., 2001).

Figura 3 - Demonstração da realização da sutura de Tang

Fonte: Tang et al. (2001).

3.5.3.4 *Locking loop* X outros padrões de sutura

Em experimentos realizados em 2002 e 2003, por Moraes e colaboradores, três grupos de dez segmentos de tendões flexores foram seccionados e posteriormente reconstituídos em diferentes padrões, sendo eles: *locking loop* com sutura no epitendão, Becker modificada e ancorada dupla. Foram testadas as propriedades mecânicas de limite máximo (tensão máxima que o material suporta antes da ruptura), limite de elasticidade (máxima tensão em que cessando a aplicação de forças, o material volta às condições iniciais), e finalmente a rigidez. Foram ainda testadas a resistência (capacidade do material em absorver energia de deformação na fase elástica) e a tenacidade do material (capacidade do material resistir à altas cargas juntamente com grande deformação, sem haver ruptura). Os resultados obtidos no estudo comprovaram que a sutura mais indicada para a tenorrafia de flexores é a *locking loop* com sutura no epitendão, seguida pela Becker modificada, e por último, a ancorada dupla. Os testes mecânicos envolvendo a

primeira sutura apresentaram espaço passivo significativamente menor que as outras, rebatendo a controvérsia de que a *locking loop* não seria forte o suficiente para prevenir a formação de espaços entre as extremidades tendíneas. O padrão de sutura ancorado duplo foi duas vezes mais resistente em termos de formação de espaço estático, porém, a perda desta resistência para os outros dois padrões deu-se por estiramento e ruptura do fio. Isto levou à conclusão de que são vantajosos aqueles padrões de sutura que providenciam sustentação ao tecido sem tracioná-lo, e que o efeito prejudicial à estrutura é promovido pelo material utilizado. Este estudo ressalta também a importância da sutura no epitendão, independentemente do padrão de sutura escolhido, pois oferece maior estabilidade e resistência, e menor deformação.

No entanto, em experimento realizado por Greenwald et al. (1994) foram utilizados sete métodos diferentes para reparação do tendão calcâneo de coelhos (ex vivo). Dentre as suturas utilizadas, estavam a sutura periférica de Halsted (Figura 4), a *locking loop*, duas suturas de Becker modificadas (Figura 5), e uma sutura Becker modificada aumentada. Os resultados mostraram que esta última sutura foi a mais eficiente, seguida pelas suturas *locking loop* e Becker modificadas. Essas suturas foram subsequentemente comparadas *in vivo* em tendões calcâneos de coelhos, e a sutura Becker modificada aumentada provou ser a mais resistente. Um dado importante observado foi o de que esta sutura não se enfraqueceu em nenhum momento durante o período máximo de perda de resistência tendínea. Tal fato provavelmente deve-se à geometria encruzilhada do método de sutura. Todavia, não está claro se a reparação de tendões calcâneos em coelhos pode ser correlacionada com a reparação de estruturas em outros animais.

Figura 4 - Demonstração da realização da sutura periférica de Halsted

Fonte: Adaptado de Tang et al. (2001)

Figura 5 - Demonstração da realização da sutura de Becker modificada

Fonte: Adaptado de Boyer et al. (2002)

A comparação entre os tipos de sutura utilizados nas reparações de tendão é foco de numerosos estudos, dentre eles, outro estudo de Greenwald et al. (1995), no qual os tipos de sutura *locking loop* e Becker aumentada foram usados para tenorrafia em macacos. Sete mãos de macacos foram coletadas para fornecer 14 tendões para o teste. A metade proximal do ligamento cárpico transversal foi seccionada e foram identificados os tendões superficial e profundo. Sete tendões foram reparados utilizando o método *locking loop*, enquanto os outros sete foram reparados com a sutura de Becker aumentada. Na análise dos testes de ruptura, a sutura de Becker aumentada mostrou-se significativamente mais forte e resistente do que a *locking loop*.

Crowson et al. (2004), em estudo que objetivou determinar os efeitos dos padrões de sutura *locking loop* e ancorado triplo na vascularização intrínseca do tendão flexor digital superficial de equinos, demonstraram que o padrão *locking loop* causa maior compressão e distorção do tendão quando submetido à carga, além de causar decréscimo na perfusão na área da tenorrafia.

As tenorrafias com placa podem limitar a cicatrização da estrutura por comprometimento vascular, além de servir de base para agentes contaminantes, induzindo aderências e reduzindo a mobilidade natural do tendão. O TFDP tem rede vascular relativamente rica, que deveria ser preservada para que qualquer processo cicatricial ocorra normalmente. Os padrões de sutura para aplicação de placas aparentam causar alguma constrição, mas a placa foi desenvolvida para se fixar ao tendão distante alguns centímetros do local onde ocorrerá a cicatrização, o que pode preservar o tecido tendíneo danificado no local da laceração, estimulando a deposição de elementos da cadeia do colágeno para reforço da cicatrização (JENSON et al., 2005).

Um estudo biomecânico de força de tração, comparando dois e quatro pontos no padrão de sutura *locking loop* ainda não foi realizado, mas Drogamaci et al. (2009) partem do pressuposto de que apenas dois pontos na reparação será biomecanicamente suficiente para melhorar a tensão da sutura.

Segundo Hataka et al. (2000), a localização do nó da sutura tendínea pode influenciar sobre o resultado da cicatrização, pois esta pode favorecer a ocorrência de aderências do tendão em tecidos adjacentes. Os autores comprovaram ainda que quando o nó é de localização intratendínea, os cotos apresentam baixo índice de afastamento e de ruptura do fio de sutura ou laceração dos cotos tendíneos. Já quando localizados na face ventral ou dorsal do tendão, os índices de afastamento dos cotos tendíneos e ruptura do fio de sutura foram altos.

Segundo Corrêa e Zoppa (2007), as aderências dos tendões flexores em tecidos vizinhos pode resultar em restrição da movimentação do membro, gerando casos de deformidade flexural adquirida. As aderências podem ser evitadas utilizando técnicas fisioterápicas, com movimentação passiva ou ativa do membro, além de métodos que promovem ação analgésica e anti-inflamatória.

O método mais forte de reparação experimental relatado para tendões flexores equinos, com base em estudo *in vitro*, foi a combinação de placas absorvíveis suturadas ao tendão com polidioxinona número dois, onde a falha

ocorreu com 1500 N (Newtons). Anteriormente, o padrão de tripla laçada realizado com náilon número 2 ou polidioxanona dupla trançada número 3-0 tinham as cargas mais fortes relatadas, respectivamente 313 N e 155 N. Atualmente a sutura no padrão de tripla laçada é a técnica mais adotada clinicamente para tenorrafia de equinos, devido à sua força superior e menor interrupção da vascularização. Até o momento não há nenhuma combinação entre técnica de sutura e material de reparação utilizado que evite o afastamento entre os cotos, mesmo com a imobilização externa do membro (SMITH et al., 2011).

De maneira geral, tem-se descoberto que com o aumento do número de vertentes cruzando o local do reparo, aumenta-se também a força do reparo. Alguns pesquisadores mostraram que os padrões *locking loop* fornecem força maior do que outros padrões. De acordo com a evolução e com a complexidade das técnicas, aumentou-se o manuseio do tendão e o tempo de cirurgia, levando ao aumento da formação de aderências. A força do reparo tornou-se particularmente importante à medida que a ideia de movimentação precoce se tornou mais comum. Vários estudos mostram ganhos na recuperação quando o movimento do membro reparado é permitido precocemente, antes que a cicatrização do tendão tenha início. (MANCHIO et al., 2009).

3.6 CICATRIZAÇÃO TENDÍNEA

A cicatrização tendínea é um fenômeno complexo e pode ser modulada por vários fatores, como o tipo de tendão lesionado, tempo decorrido da lesão até o reparo, técnica e o tipo de fio empregados na cirurgia, e o regime de reabilitação realizado no período pós-operatório (MORAES et al., 2003).

Um dos fatores que tem extrema relevância na cicatrização de tendões submetidos à tenorrafia é a vascularização. Por tal motivo, é importante que se saiba como estes tendões são irrigados. Estudos realizados em membros de equinos indicam que as porções proximal e distal dos tendões flexores superficial e profundo recebem vasos dos seus músculos e das inserções periosteais, respectivamente. Na bainha cárpica, os ramos primários da artéria mediana suprem as superfícies desses tendões por meio do mesotendão, e outros ramos correm paralelamente aos

tendões flexores em direção ao metacarpo. Entre as bainhas cárpica e digital, os tendões são envoltos pelo paratendão, a partir do qual os vasos penetram os tendões. Na bainha digital, o tendão flexor digital superficial é irrigado, em sua porção caudal, por vasos que atravessam o ligamento anular do bolete, e dorsalmente, por vasos originados da artéria digital comum que percorrem a superfície do tendão e a bainha digital. Da mesma forma, os vasos da artéria digital suprem o tendão flexor superficial distal ao bolete. O tendão flexor digital profundo é nutrido em direção proximal, no interior da bainha digital, por ramos da artéria palmar medial. Regiões de vascularização diminuída foram encontradas nos tendões flexores e estão associados à predisposição para alteração degenerativa (WATKINS, 2006).

O processo cicatricial dos tendões inicia-se com reação inflamatória. Existe infiltração de fibrina e células inflamatórias proporcionais ao tamanho da lesão e ao trauma. A contribuição dos capilares do paratendão é considerável na cicatrização tendínea, pois fornecem oxigênio para a sobrevivência celular e hidroxilação de prolina durante a síntese de colágeno, transportam células inflamatórias para a remoção de resíduos e da sutura, e fornecem aminoácidos essenciais para a síntese protéica (WATKINS, 2006).

A reparação do tendão não é efetuada pelos fibrócitos (fibroblastos quiescentes), mas sim pelos fibroblastos da bainha interna; na ausência da bainha, isso é mediado pelo tecido conjuntivo frouxo circunjacente. Essas células crescem em direção ao interior da lesão e depositam novos feixes de fibras colágenas, restaurando assim a continuidade do tendão (CASALECHI et al., 2007).

A cicatrização espontânea do tendão não proporciona reparo ideal, sendo constatado que a força e o comprimento habitualmente não readquirem proporções normais (WESTPHALEN et al., 1995). Os fatores que dificultam a reparação bem sucedida de lacerações de tendões flexores incluem: falta de resistência do reparo, processo cicatricial tendíneo com pouca vascularização e a baixa capacidade de organização regenerativa da matriz tendínea. A formação de aderências e sepsé também podem contribuir na falha da reparação (JENSON et al., 2005).

Segundo Maffuli et al. (2002), apesar do intensivo remodelamento do tendão nos primeiros meses após a lesão, a regeneração completa nunca será alcançada, pois as fibras de colágeno que substituem a lesão apresentam diâmetro menor, resultando em redução da força biomecânica do tendão.

Deve-se ressaltar que mesmo com a aproximação dos cotos, a tenorrafia deixa espaços no tendão durante o período de convalescência. Isso mostra que mesmo com imobilização rígida, a área de tenorrafia, e conseqüentemente o material de sutura, estão sob pressão, e isso pode teoricamente resultar na constrição do tecido pela sutura (GREENWALD et al., 1995; CROWSON et al., 2004; DAVIS; SMITH, 2006).

Em estudo realizado com tendões de coelhos, Enwemeka (1992) demonstrou que a ausência de imobilização pós-operatória pode favorecer a retomada de resistência normal tendínea antes do tempo esperado. Foi constatado também que os tendões imobilizados por apenas cinco dias apresentaram resistência duas vezes maior no 12º e 18º dias após a cirurgia, quando comparados com tendões de coelhos que foram imobilizados por todo o tempo.

Em estudo histológico realizado com ratos, utilizando lacerações tendíneas não suturadas, observou-se tecido conjuntivo denso regularmente arranjado, com fibrócitos localizados entre os feixes paralelos de fibras colágenas, constituindo o padrão normal deste tecido. Nos tendões suturados, as áreas correspondentes às suturas mostraram-se acentuadamente espessadas por meio de proliferação fibroblástica, com deposição de colágeno. Também identificaram-se áreas de degeneração hialina, com deposição de sais de cálcio, além de tecido cartilaginoso e foco de tecido ósseo maduro (WHESTPHALEN et al., 1995).

Segundo Hataka et al. (2000), a localização do nó da sutura fora da área de união das extremidades tendíneas influencia o processo cicatricial do tendão, favorecendo a formação de aderências, visto que o mesmo interfere na função de deslizamento do tendão no interior do canal tendíneo.

3.7 PROGNÓSTICO

Alterações da arquitetura estrutural do tendão levam à função anômala do tecido, que por vez leva ao comprometimento permanente do animal e do seu propósito esportivo, aumentando o risco de recidivas. O prognóstico para lacerações de tendão flexor, portanto, é tido como reservado a mau, em termos de retorno dos animais às suas atividades. Jenson et al. (2005) relataram que é incomum a

transecção de um ou ambos os tendões flexores, porém, somente 11 a 18% dos cavalos conseguem retomar suas funções atléticas. Por outro lado, de acordo com estudos citados por Davis e Smith (2006), o índice de cavalos com lacerações desse tipo que podem retornar às suas funções atléticas varia entre 45 e 59%. Foland et al. (1991) relataram um estudo que acompanhou a evolução de 50 equinos com lacerações tendíneas, onde 39 (78%) sobreviveram após o tratamento e foram avaliados um ano ou mais após a lesão. Desses 39 equinos, 32 (82%) encontravam-se aptos para a equitação.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 PESQUISA PRELIMINAR

Visando conhecer as características das tenorrafias realizadas pelos cirurgiões brasileiros, foi desenvolvido um questionário, de fácil preenchimento (Quadro 1), e este foi enviado por e-mail para 30 cirurgiões de diferentes estados do Brasil. Dentre os questionamentos, foram incluídos itens relacionados ao padrão de sutura e fio utilizados para as tenorrafias no equinos, assim como associações de técnicas que pudessem influenciar sobre o resultado da tenorrafia.

Quadro 1 - Questionário padrão enviado aos cirurgiões brasileiros

TENORRAFIA EM EQUINOS	
<p>Por favor, responda as questões abaixo baseado(a) em sua experiência cirúrgica. O trabalho em questão visa avaliar qual técnica de tenorrafia, utilizada pelos cirurgiões brasileiros, apresenta melhor resultado.</p>	
1 – Qual o padrão de sutura utilizado para a tenorrafia em equinos?	
☐ <i>Locking Loop</i>	☐ <i>Locking Loop</i> composto (duplo ou triplo)
☐ Kessler	☐ Ancorado
☐ Outros: _____	
2 – Qual a característica do fio utilizado para a tenorrafia?	
☐ Inabsorvível monofilamentado	☐ Inabsorvível multifilamentado
☐ Absorvível monofilamentado	☐ Absorvível multifilamentado
☐ Sintético	☐ Orgânico
3 – Qual o número, marca e o tipo do fio utilizado para a tenorrafia?	

4 – Na maioria dos casos, a tenorrafia é realizada em quanto tempo após a laceração?	
☐ Até 6 horas	☐ De 6 a 12 horas
☐ De 12 a 24 horas	☐ De 24 a 48 horas
☐ Outros: _____	
5 – Qual técnica de imobilização é utilizada no pós-operatório imediato?	
☐ Gesso sintético	☐ Gesso comum
☐ Talas	☐ Ferraduras com barras verticais
☐ Outras: _____	
6 – Qual a principal complicação pós-operatória?	
☐ Ruptura da sutura	☐ Ruptura do tendão no local suturado
☐ Manutenção do foco de infecção	☐ Quebra da imobilização
☐ Outras: _____	

Dos 30 questionários enviados, todos com confirmação de recebimento, somente 7 respostas foram recebidas. Para os destinatários que não responderam o questionário, novo envio foi realizado, mas a resposta não foi recebida da mesma maneira. Dentre os questionários recebidos, 6 cirurgiões responderam que utilizam o padrão de sutura *locking loop*, sendo 3 em padrão simples e 3 em padrão duplo. Duas das seis repostas apontavam 2 padrões de sutura utilizados, sendo o ancorado triplo e o de Kessler. Um dos cirurgiões descreveu não realizar a tenorrafia devido ao alto índice de deiscência da sutura, preferindo realizar somente o tratamento conservativo. Três cirurgiões responderam que utilizam como material de sutura a poliglactina 910 multifilamentada, sendo dois deles o de número 2 e um deles o de número 4. Outros 3 cirurgiões relataram usar o polipropileno monofilamentado de número 2 ou o náilon monofilamentado de mesmo calibre, e um destes três citou também usar o poliéster de número 5. Um cirurgião relatou utilizar somente o poliéster de número 5.

A partir da análise das respostas dos questionários e da revisão bibliográfica previamente realizada, foi determinado que as variáveis testadas no experimento fossem os padrões de sutura *locking loop* duplo, buscando maior resistência da sutura, e o *locking loop* simples com sutura de epitendão; este último devido aos dados descritos por Moraes et al. (2002). Além disso, de acordo com as respostas obtidas no questionário, os fios testados seriam a poliglactina 910 multifilamentado e polipropileno monofilamentado, ambos de número 2.

4.2 PEÇAS ANATÔMICAS

Para a realização do experimento, foram utilizados 24 membros anteriores de equinos adultos, que foram a óbito ou eutanasiados por motivos não relacionados ao sistema locomotor, e com ausência de histórico de lesões anteriores que envolvessem os tendões flexores, provenientes do Serviço de Patologia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo. Imediatamente após o óbito, o tendão flexor digital profundo foi coletado de cada membro anterior, envolvido em compressa embebida em solução de ringer com

lactato, acondicionado em embalagem plástica e congelado até a data do experimento.

4.3 REALIZAÇÃO DO ENSAIO

O descongelamento das peças e o experimento ocorreram no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Após o descongelamento, foi identificada a área central da região metacárpica dos tendões, local onde foi feita a secção total e transversal dos mesmos com auxílio de bisturi. Os 24 tendões foram divididos em 2 grupos, onde no primeiro realizou-se a tenorrafia em padrão *locking loop* duplo, e no segundo grupo em padrão *locking loop* simples com sutura de reforço no epitendão em padrão simples separado. Para a realização do padrão *locking loop* duplo, o primeiro ponto foi realizado à 20 milímetros de distância da linha de secção do tendão, e o segundo ponto à 10 milímetros da linha de secção (Figura 6). Para a realização do padrão *locking loop* simples com sutura de epitendão, o ponto em *locking loop* foi realizado à 15 milímetros da linha de secção. Os nós foram posicionados em região palmar dos tendões devido à necessidade de identificação da formação de espaço entre os cotos tendíneos durante a análise das imagens capturadas. Já as suturas do epitendão, em padrão simples separado, foram realizadas à 5 milímetros da linha de secção, com um total de 4 pontos, distribuídos em 1 face medial, 2 em face palmar e 1 em face lateral dos tendões (Figura 7).

Figura 6 - Esquematização da realização do padrão de sutura *locking loop* duplo

Fonte: Adaptado de Zhao (2004)

Figura 7 - Esquematização da realização do padrão de sutura *locking loop* simples, com sutura de epitendão

Fonte: Adaptado de Zhao (2004)

Cada um dos grupos foi subdividido em 2 seções. Para as tenorrafias da primeira seção, utilizou-se como fio o polipropileno monofilamentado número 2. Já para a segunda seção, o fio utilizado foi a poliglactina 910 multifilamentado número 2. Desta forma, cada um dos padrões de sutura pode ser testado com 2 diferentes tipos de fio.

O corpo de prova foi constituído pela estrutura tendínea suturada com comprimento total de 150 mm, sendo 75 mm em cada segmento.

Os corpos de prova foram submetidos a ensaios mecânicos de tração utilizando a máquina de ensaios mecânicos KRATOS, modelo K5002, dotada de célula de carga de 100 kgf e ajustada na escala de 50 kgf. A resolução no deslocamento foi de 0,01 mm e a velocidade de ensaio foi de 10 mm/min.

Os dados provenientes da máquina de ensaios foram coletados através de sistema de aquisição marca LYNX, modelo ADS 2000, com resolução de 12 bits e

por programa de computador que permitiu o registro dos parâmetros força e deslocamento em taxa de aquisição de 30 amostras por segundo.

A fixação do corpo de prova na máquina de ensaios foi feita por meio de duas garras feitas em alumínio (Figura 8). A garra era constituída por duas partes com interface perfil trapezoidal, e a sua fixação foi feita pelo aperto de quatro parafusos. Com o objetivo de padronizar a fixação do tendão à garra trapezoidal, foi aplicado torque de 2 N.m em cada parafuso. Para isso, foi desenvolvido no laboratório de biomecânica um torquímetro instrumentalizado, com quatro extensômetros elétricos de 350 ohms. Os extensômetros foram ligados em ponte de Wheatstone com um circuito integrado da Analog Devices AD7730, com função de condicionar e digitalizar os sinais provenientes da ponte extensométrica. Outro circuito microprocessado fez a conexão, via USB, do AD7730 com o computador pessoal (Figura 9). Pela realização de calibração prévia do sistema, foi possível garantir precisão de leitura de 0,01 N.m, em faixa de torque de 0 a 10 N.m.

Figura 8 - Segmento tendíneo preso às garras, que foram fixadas à máquina de ensaios mecânicos

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

Figura 9 – Utilização do torquímetro (seta branca) para padronização do aperto dos parafusos das garras de fixação

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

As garras foram fixadas na máquina de ensaios utilizando dois pinos, onde um foi inserido na base da máquina, e outro inserido em uma junta universal conectada à célula de carga e ao travessão móvel da máquina de ensaios.

Com o intuito de medir o afastamento dos cotos dos tendões suturados e relacioná-lo com a força exercida na estrutura, foi desenvolvido sistema de vídeo-extensometria. O sistema consistiu em uma câmera de vídeo digital Sony DCR-HC26, um programa para pós-análise dos vídeos, um LED (diodo emissor de luz – *Light Emmiting Diode*) e um gabarito (Figura 10).

Figura 10 - Corpo de prova montado à máquina de ensaios, evidenciando o gabarito posicionado junto ao tendão e à câmera de vídeo, focalizando o gabarito e o tendão. A: Máquina de ensaios; B: Gabarito posicionado junto ao tendão; C: Câmera de vídeo

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

A câmera de vídeo foi posicionada em um tripé, de forma que a mesma ficasse perpendicular ao plano do tendão, na mesma altura que a junção dos cotos suturados e em distância de 1,4 m do tendão. Utilizou-se foco manual, resolução de 640 x 480 pixels e taxa de 30 quadros por segundo.

O gabarito permitiu que a câmera focalizasse o tendão frontalmente e, com a utilização de um espelho, também visualizá-lo lateralmente. Em cada plano

identificaram-se três círculos, equidistantes aproximadamente 15 mm em relação ao círculo central. Um LED foi inserido dentro do círculo central, no plano frontal, com função de sincronizar o arquivo de vídeo, gravado pela câmera de vídeo, com o arquivo da máquina de ensaios, gravado pelo computador pessoal.

O LED foi aceso no mesmo instante em que a gravação dos dados da máquina de ensaios foi iniciada e apagado com a finalização da gravação. Para existir a sincronização, a gravação da câmera de vídeo foi acionada segundos antes do início da gravação dos dados da máquina de ensaios, e desligada segundos após a finalização do ensaio, para que fosse possível registrar o LED acendendo no início do ensaio, e se apagando ao final.

Os planos frontal e lateral do gabarito foram alinhados nos mesmos planos do tendão, e os círculos inferiores foram posicionados na mesma altura da junção dos cotos do tendão suturado (Figura 11).

Figura 11 - Posicionamento do gabarito junto ao tendão suturado, mostrando o plano frontal e o lateral projetado no espelho (à esquerda)

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

4.4 ADEQUAÇÃO DOS PROGRAMAS DE INFORMÁTICA

As distâncias entre os centros do círculo inferior e superior de cada plano do gabarito foram aferidas utilizando projetor de perfil Deltronic DV-114, que permitiu medir com precisão de 0,002 mm. As distâncias encontradas foram de 29,904 mm para o plano frontal e 29,852 mm para o plano lateral. Foi desenvolvido um programa de vídeo-extensometria na linguagem Delphi 2006, com a função de sincronizar o vídeo gravado do ensaio com os dados de força registrados pelo computador, e medir o afastamento entre os cotos em função da força e do tempo.

O programa permitiu abrir um vídeo no formato “AVI (*Audio Video Interleave*)” ou “WMV (*Windows Media Video*)”, que foi visualizado na tela à esquerda do programa, com duas barras de rolagem que possibilitavam a visualização de qualquer quadro dentro do vídeo com precisão de 33,3 ms.

Para que o programa medisse o afastamento dos cotos, foi necessário efetuar calibração, que consistiu em encontrar a relação da distância conhecida, em milímetros, entre os centros do círculo inferior e superior do gabarito, com a distância em pixels, dos mesmos pontos. Inicialmente selecionou-se um quadro do vídeo que estava com o LED apagado, utilizando as barras de rolagem. Depois disso, o quadro foi transferido para a tela da direita utilizando o botão “Inicial” (Figura 12).

Figura 12 - Programa de vídeo-extensometria: calibração das imagens de vídeo baseadas nos círculos com distâncias conhecidas do gabarito. Na tela à direita é possível observar os pontos encontrados automaticamente no plano frontal

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

O programa permitiu selecionar a calibração na porção frontal ou lateral do gabarito, e a calibração foi feita automaticamente pelo botão “Calibração” que localizava automaticamente os três círculos à esquerda ou à direita da imagem (lateral ou frontal). No entanto, somente os círculos superior e inferior foram computados. A relação média encontrada de milímetro para pixel foi de 0,1 mm/pixel.

Após a calibração, utilizando as barras de rolagem, foi possível encontrar o primeiro quadro correspondente ao instante em que o LED foi ligado (início do ensaio). Esse quadro foi registrado e copiado para a tela da direita do programa utilizando o botão “Inicial” (parte superior e central do programa). Usando novamente as barras de rolagem, foi possível selecionar o quadro correspondente ao final do ensaio, ou seja, o momento em que o LED foi apagado, e esse quadro foi então transferido para a tela da direita utilizando o botão “Final”. O botão “Intermediário”

não foi utilizado no presente trabalho, mas este tinha como função observar qualquer quadro do vídeo que estivesse entre os quadros inicial e final.

Antes de se iniciar o rastreo automático dos afastamentos dos cotos, foi necessário determinar os limites de rastreo. Os limites foram divididos em vertical e horizontal. O vertical consistiu em três linhas, onde a central pode ser movida utilizando uma barra de rolagem localizada abaixo da tela da direita do programa. A distância entre a linha vertical central e as linhas verticais adjacentes pode ser alterada pela barra de rolagem “Distância entre linhas”. As linhas verticais foram posicionadas de modo que o tendão ficasse dentro dos limites.

Os limites horizontais foram divididos em linhas superior e inferior, e foram selecionados de modo que os mesmos estivessem próximos dos bordos do coto do tendão. As linhas foram ajustadas tanto para o quadro “Inicial” como para o quadro “Final” (Figuras 13 e 14).

Figura 13 - Programa de vídeo-extensometria: seleção do primeiro quadro correspondente ao instante que o LED era aceso (início do ensaio). O gráfico da esquerda mostra o rastreo vertical (segunda linha vertical) do brilho na imagem entre os limites superior e inferior (linhas horizontais)

Figura 14 - Programa de vídeo-extensometria: seleção do último quadro correspondente ao instante que o LED foi apagado (fim do ensaio). O gráfico da esquerda mostra o rastreo vertical (segunda linha vertical) do brilho na imagem entre os limites superior e inferior (linhas horizontais)

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

A partir dos ajustes dos limites de rastreo entre os quadros inicial e final do vídeo, foi possível iniciar o processo de detecção automática do afastamento dos cotos. O rastreo foi iniciado pelo acionamento do botão “Analisa sequência”.

No canto inferior direito do programa haviam componentes relacionados ao processamento do vídeo, que permitiam: seleção da cor entre o coto, que no presente estudo, foi a escura; seleção da unidade de medição (pixels ou milímetros); e seleção do avanço contínuo dos quadros, ou com incrementos pré-definidos para a análise do vídeo e seleções, para definir o limiar de afastamento do coto, permitindo que o programa registrasse a força nesse limiar.

A análise foi feita entre os tempos correspondentes ao quadro inicial e o final, com intervalos de 0,25 s, e para cada quadro analisado, foram encontrados os afastamentos dos cotos para cada linha vertical de rastreo, que se propagou dentro dos limites verticais. Esses valores computados (Figura 15) foram registrados em

uma tabela (quarta coluna em diante) em função do tempo decorrido (primeira coluna).

Figura 15 - Programa de vídeo-extensometria: análise feita quadro a quadro dos afastamentos dos cotos para cada linha vertical de rastreo. A tabela mostra os valores computados dos afastamentos em função da posição das linhas verticais (quarta coluna em diante)

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

A detecção dos bordos dos cotos foi feita a partir da determinação do limiar de brilho, que separava a região escura (*gap*) da clara (tendão). Esta pode ser exemplificada no gráfico 2, onde um gráfico hipotético do rastreo vertical do brilho, medido entre os limites horizontais superior e inferior, mostra o contraste entre a região de alto brilho (tendão) com a região de baixo brilho (*gap*). Primeiramente, o programa encontrou o valor máximo de brilho (B_{max}) e o valor mínimo de brilho (B_{min}). A partir desses valores foi calculado o limiar de brilho como sendo o valor médio entre B_{min} e B_{max} . Com a intersecção do limiar de brilho na curva, foi possível encontrar dois pontos que correspondiam aos bordos dos cotos. O

afastamento foi então calculado como a diferença entre o deslocamento no segundo ponto (D2) em relação ao primeiro ponto (D1).

Gráfico 2 - Determinação hipotética do rastreo vertical do brilho medido entre os limites superior e inferior

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

Com a detecção dos bordos concluída em todos os quadros analisados, foi possível abrir o arquivo da máquina de ensaios que continha os valores de força em função do tempo de ensaio. O programa localizou neste arquivo as forças correspondentes aos mesmos tempos registrados anteriormente na análise do vídeo, com um erro máximo de 33,3 ms. A força e o tempo de ensaio foram transferidos, respectivamente, para a terceira e segunda coluna da tabela do programa.

A análise final foi feita quando o botão “Recalcula” foi acionado, fazendo com que o programa encontrasse em todos os rastreios verticais a força máxima e mínima correspondente aos afastamentos de 3 mm, e o afastamento mínimo, máximo e médio no ensaio.

4.5 COLETA DOS DADOS

Como referência utilizada em diversos estudos prévios, considerou-se como “ponto de falha” da tenorrafia o momento em que ocorreu um afastamento entre os cotos tendíneos de 3 milímetros. Este distanciamento foi considerado por não mais permitir a cicatrização primária em tendões seccionados.

Considerou-se como “força mínima” a tensão necessária para que se iniciasse o afastamento entre os cotos tendíneos, e “força máxima” a tensão necessária para que o afastamento atingisse 3 milímetros. Além disso, considerou-se como “força pico” o limite máximo de tensão exercida sobre a tenorrafia antes da ocorrência da falha da sutura. A determinação do momento de falha foi baseada na queda abrupta da tensão mensurada, podendo ser causada por ruptura do fio ou do tecido tendíneo (Figura 16).

Figura 16 - Imagem do corpo de prova após a realização do ensaio, evidenciando o afastamento entre os cotos e a ruptura da sutura

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

5 RESULTADOS

Para comparar os 4 grupos estudados com relação às variáveis de média de forças (Força máxima, Força mínima, Força pico) e de afastamentos (mm) entre os cotos durante o pico de força (Máximo, Mínimo, Média), descritos nos apêndices A a E, foi utilizado o modelo ANOVA, seguido das comparações múltiplas de Bonferroni. Quando as suposições do modelo ANOVA não foram satisfeitas, foi utilizado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido do teste não paramétrico de Mann-Whitney. Foi utilizado nível de significância de 5%, com valor de $p \leq 0,05$.

Os grupos foram codificados da seguinte forma:

- Grupo 1: *Locking loop* duplo com polipropileno nº 2;
- Grupo 2: *Locking loop* duplo com poliglactina nº 2;
- Grupo 3: *Locking loop* simples com sutura no epitendão, com polipropileno nº 2;
- Grupo 4: *Locking loop* simples com sutura no epitendão, com poliglactina nº 2.

De acordo com os resultados demonstrados nas tabelas 1 e 2, verificou-se que ao nível de 5%, houve diferença significativa entre os grupos com relação a todas as variáveis, sendo elas: forças máxima, mínima, e pico, e afastamentos máximo, mínimo e média de afastamento.

Para a variável força máxima, houve diferença significativa entre todos os grupos, exceto entre os grupos 1 e 2. Para a variável força mínima, houve diferença significativa entre os grupos 1 e 3, 2 e 3 e 2 e 4. Para a variável força pico, houve diferença significativa entre os grupos 1 e 4, e 2 e 4. Para as variáveis de afastamento mínimo, máximo e média de afastamento durante o pico de força, houve diferença significativa entre os grupos 1 e 3, 1 e 4, 2 e 3 e 2 e 4.

Os resultados de média e desvio padrão para cada uma das variáveis testadas foram demonstrados nos gráficos 3 a 8.

Tabela 1 - Análise descritiva das variáveis: força máxima, força mínima, força pico, afastamento máximo, afastamento mínimo e média por grupo

Variáveis por grupo	Grupo 1	Grupo2	Grupo 3	Grupo 4	Total	p-valor
Força máxima						
Média (DP)	78 (42,4) ^a	115,1 (13,3) ^b	174,3 (33,7) ^{a,b,c}	233,5 (23,7) ^{a,b,c}	150,2 (66,6)	< 0,001*
Mediana	79	115,3	165	232,2	136,3	
(Mínimo; Máximo)	(24,3 ; 124,5)	(97,8 ; 138,2)	(134,3 ; 230,4)	(207,6 ; 267,4)	(24,3 ; 267,4)	
Total de pacientes	6	6	6	6	24	
Força mínima						
Média (DP)	46,2 (36,8) ^a	62 (29) ^b	117,2 (45,8) ^{a,b}	150,1 (24) ^b	93,8 (53,7)	< 0,001*
Mediana	50,1	62,3	132,2	157,7	95,8	
(Mínimo; Máximo)	(7 ; 106,5)	(27,4 ; 102,6)	(40,4 ; 169,9)	(111 ; 176,1)	(7 ; 176,1)	
Total de pacientes	6	6	6	6	24	
Força pico						
Média (DP)	287,7 (40,5) ^a	279,1 (30,6) ^b	194,8 (41,8)	237 (21,5) ^{a,b}	249,7 (49,7)	0,001*
Mediana	286,2	272,3	170,2	232,4	254	
(Mínimo; Máximo)	(224,2 ; 331,8)	(246,8 ; 327)	(163,6 ; 254,9)	(212,7 ; 270,8)	(163,6 ; 331,8)	
Total de pacientes	6	6	6	6	24	
Afastamento Mínimo						
Média (DP)	21,3 (5,9) ^a	16,1 (2,8) ^b	2,9 (0,9) ^{a,b}	2,8 (1,7) ^{a,b}	10,8 (8,9)	< 0,001*
Mediana	20,6	16,4	2,7	2,4	9,3	
(Mínimo; Máximo)	(16,1 ; 32,4)	(12,5 ; 20)	(1,5 ; 4,1)	(1,4 ; 6,1)	(1,4 ; 32,4)	
Total de pacientes	6	6	6	6	24	
Afastamento Máximo						
Média (DP)	23,7 (4,2) ^a	19,7 (3,3) ^b	5,8 (1,5) ^{a,b}	5,8 (0,7) ^{a,b}	13,8 (8,7)	< 0,001*
Mediana	22,7	20,9	6,1	5,7	10,7	
(Mínimo; Máximo)	(20,5 ; 32,1)	(14 ; 23,1)	(4 ; 7,4)	(5,1 ; 7)	(4 ; 32,1)	
Total de pacientes	6	6	6	6	24	
Média de afastamento						
Média (DP)	22,5 (5) ^a	17,9 (2,8) ^b	4,4 (1,1) ^{a,b}	4,3 (1,1) ^{a,b}	12,3 (8,7)	< 0,001*
Mediana	21,7	18,3	4,7	4	9,9	
(Mínimo; Máximo)	(18,5 ; 32,3)	(13,3 ; 21,6)	(2,8 ; 5,8)	(3,4 ; 6,6)	(2,8 ; 32,3)	
Total de pacientes	6	6	6	6	24	

* Letras semelhantes na mesma linha representam diferença estatística

** p-valor do modelo ANOVA.

*** p-valor do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis.

Tabela 2 - Resultados das comparações múltiplas de Bonferroni entre os grupos para as variáveis de forças máxima, mínima e pico, e afastamentos máximo, mínimo e média de afastamento

Comparações	p-valor	Comparações	p-valor
Força máxima		Afastamento mínimo	
<i>Grupo 1 X Grupo 2</i>	0,282	<i>Grupo 1 X Grupo 2</i>	0,099
<i>Grupo 1 X Grupo 3</i>	< 0,001	<i>Grupo 1 X Grupo 3</i>	< 0,001
<i>Grupo 1 X Grupo 4</i>	0,018	<i>Grupo 1 X Grupo 4</i>	< 0,001
<i>Grupo 2 X Grupo 3</i>	< 0,001	<i>Grupo 2 X Grupo 3</i>	< 0,001
<i>Grupo 2 X Grupo 4</i>	< 0,001	<i>Grupo 2 X Grupo 4</i>	< 0,001
<i>Grupo 3 X Grupo 4</i>	0,018	<i>Grupo 3 X Grupo 4</i>	1,000
Força mínima		Afastamento máximo	
<i>Grupo 1 X Grupo 2</i>	1,000	<i>Grupo 1 X Grupo 2</i>	0,130
<i>Grupo 1 X Grupo 3</i>	0,002	<i>Grupo 1 X Grupo 3</i>	< 0,001
<i>Grupo 1 X Grupo 4</i>	0,076	<i>Grupo 1 X Grupo 4</i>	< 0,001
<i>Grupo 2 X Grupo 3</i>	< 0,001	<i>Grupo 2 X Grupo 3</i>	< 0,001
<i>Grupo 2 X Grupo 4</i>	0,013	<i>Grupo 2 X Grupo 4</i>	< 0,001
<i>Grupo 3 X Grupo 4</i>	0,708	<i>Grupo 3 X Grupo 4</i>	1,000
Força pico		Média de afastamento	
<i>Grupo 1 X Grupo 2</i>	1,000	<i>Grupo 1 X Grupo 2</i>	0,094
<i>Grupo 1 X Grupo 3</i>	0,286	<i>Grupo 1 X Grupo 3</i>	< 0,001
<i>Grupo 1 X Grupo 4</i>	0,003	<i>Grupo 1 X Grupo 4</i>	< 0,001
<i>Grupo 2 X Grupo 3</i>	0,118	<i>Grupo 2 X Grupo 3</i>	< 0,001
<i>Grupo 2 X Grupo 4</i>	0,001	<i>Grupo 2 X Grupo 4</i>	< 0,001
<i>Grupo 3 X Grupo 4</i>	0,284	<i>Grupo 3 X Grupo 4</i>	1,000

Gráfico 3: Intervalo de confiança de 95% para força máxima, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

Gráfico 4: Intervalo de confiança de 95% para força mínima, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

Gráfico 5: Intervalo de confiança de 95% para força pico, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

Gráfico 6: Intervalo de confiança de 95% para afastamento mínimo no pico de força, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

Gráfico 7: Intervalo de confiança de 95% para afastamento máximo no pico de força, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

Gráfico 8: Intervalo de confiança de 95% para afastamento médio no pico de força, com resultados para os grupos 1, 2, 3 e 4

Fonte: Corrêa, R. R. (2012)

6 DISCUSSÃO

Os tendões possuem grande resistência à tração e têm baixa extensibilidade. Em termos mecânicos, o tendão serve principalmente como um transmissor de força (STASHAK, 2006). As lesões nos membros que causam lacerações tendíneas, além de estimular processo inflamatório e doloroso, provocam falha mecânica de tração e sustentação, podendo levar ainda à impotência funcional do membro. Considerando o tratamento cirúrgico com tenorrafias, os tendões suturados voltarão a ser submetidos à tração, e caberá à sutura resistir à tração exercida pela musculatura e à distribuição de forças do membro para a sustentação do peso do animal.

Segundo Watkins (2006), o tendão, quando tracionado, apresenta sua maior capacidade elástica ao início da tração. Ao final da fase elástica, sua resposta passa a ser linear chegando à capacidade máxima de sustentação antes de ocorrer a ruptura traumática. Segundo Stashak (2006), as rupturas tendíneas podem ainda ser provocadas por traumas externos, que causam secções tendíneas, ou ainda secundárias às lesões degenerativas. As rupturas traumáticas ou as secções tendíneas podem ser tratadas de forma conservativa ou cirúrgica, de acordo com as informações previamente descritas na revisão de literatura. Já as lesões degenerativas não podem ser tratadas cirurgicamente com tenorrafias, pois um tendão degenerado, que chegou a se romper, não suportaria tração a partir da fixação dos cotos tendíneos com suturas.

Jenson et al. (2005) descreveram que somente 11 a 18% dos cavalos que apresentam rupturas tendíneas voltam a desempenhar funções atléticas. Desta maneira, o conhecimento das melhores técnicas de sutura pode facilitar a escolha do padrão a ser utilizado ou o tipo de fio para cada um dos casos clínicos, aumentando a chance de melhor prognóstico para esta afecção que condena a capacidade física da maioria dos animais enfermos.

Westphalen et al. (1995) citaram que as secções tendíneas eram inicialmente tratadas com prescrição de imobilização e repouso, seguidos de movimentação controlada do membro e articulação lesionados. Até os dias de hoje esta técnica é utilizada por muitos clínicos, pois os índices de sucesso com tenorrafias são pequenos, e pouco se sabe sobre resultados de ensaios biomecânicos que desafiam padrões e material de sutura. Além disso, não se tem

como saber a capacidade de resistência de cada tendão quando submetido à sutura, qual o índice de lesão que se desenvolveu em cada coto suturado, nem a distância segura em que os fios de sutura devem ser posicionados em relação às extremidades tendíneas.

No tratamento de urgência de lacerações tendíneas, o membro deve ser estabilizado antes do cavalo ser transportado até o local adequado para o tratamento (DAVIS; SMITH, 2006). A imobilização do membro visa não aumentar o dano adicional ao tendão seccionado e às estruturas neurovasculares da região, além de gerar maior conforto ao animal. Todas as técnicas de tratamento para as lacerações tendíneas dependerão do fluxo sanguíneo local, quer seja para o transporte de nutrientes para a formação tecidual, ou para o transporte de leucócitos, essenciais para o controle da contaminação na área das lesões abertas.

O tratamento conservativo consiste basicamente na imobilização e curativos locais, e normalmente é indicado em feridas muito contaminadas (THOMASSIAN, 2005; CORRÊA et al., 2007). Deve-se considerar que a falta de movimentação local, associada à dor crônica no membro, podem resultar em deformidade flexural adquirida. Quando realizado o tratamento por primeira intenção, a reparação tendínea pode apresentar melhor qualidade funcional, além de recuperar dentro de menor período de tempo, a resistência necessária para a locomoção e sustentação controladas. Por outro lado, a cicatrização primária pode ter como complicação a formação de aderências entre os tendões e bainhas tendíneas ou tecidos adjacentes, resultando também em deformidade flexural.

Existem evidências experimentais e clínicas indicando que a mobilização precoce dos tendões reparados reduz a formação de aderências e melhora o movimento de deslizamento (JENSON et al., 2005). Mesmo conhecendo esta informação, deve-se atentar ao tipo de movimento que o paciente irá fazer, se não haverá chance de perder o controle da intensidade de movimentação, como em casos de cavalos ansiosos ou bravios, e ainda, o tipo de imobilização usada no pós-operatório para permitir movimentação temporária. Para a maioria dos casos, a imobilização utilizada é feita com gesso sintético aplicado por toda a volta do membro, impossibilitando qualquer movimentação passiva ou controlada. Outras formas de imobilização podem ser usadas quando o objetivo é gerar movimentação precoce, como as ferraduras com barras verticais presas aos membros. Nestes

aparelhos, as cintas de contenção podem ser soltas durante a realização da fisioterapia, e voltarem a ser presas nos períodos de intervalo entre as seções.

Existe ampla discussão sobre o uso de diferentes materiais na reparação de tendões lacerados, porém, alguns estudos recomendam o fio monofilamentado de diâmetro maior e não absorvível (MORAES et al., 2002; DAVIS; SMITH, 2006; MCILWRAITH, 2006). As técnicas onde a sutura é trabalhada entre as fibrilas colágenas do tendão, assim como o epitendão, fornecem reparação mais significativa do que as técnicas nas quais as suturas são predominantemente paralelas às fibrilas colágenas (URBANIAK et al., 1985). A escolha do material a ser utilizado nas suturas não possui regras de direcionamento até o momento, e as variações obtidas em diferentes estudos prévios provam que esta resposta ainda não existe. As considerações sobre trabalhar as suturas entre as fibrilas do tendão são tidas como válidas, porém, o número de suturas e o calibre do fio podem diminuir a resistência do coto suturado, aumentando a fragilidade tendínea. Ainda, o excesso de fios passando pela extremidade tendínea pode diminuir o aporte sanguíneo local, resultando em focos de isquemia e necrose local, tendo como consequência a deiscência da sutura.

Muito tem se questionado sobre os tipos de fios utilizados nas tenorrafias. Alguns autores defendem que os fios devem ser absorvíveis, pois os inabsorvíveis podem causar futuras claudicações (GREENWALD et al., 1995; CROWSON et al., 2004; DAVIS; SMITH, 2006). No entanto, Fossum (2002) destaca que as tenorrafias devem ser realizadas com náilon ou polipropileno, pois os fios absorvíveis são em sua maioria degradados em 28 dias, tempo insuficiente para a sustentação de peso sobre o tecido cicatricial recém-formado. Por outro lado, segundo Stashak (2006), a polidioxanona ou poligliconato (nº1 ou 2) são fios sintéticos absorvíveis de degradação lenta, e podem sustentar maior carga máxima quando comparado às tenorrafias com náilon. Pode-se considerar que 28 dias de cicatrização primária funcional seja resultado favorável para os casos, e que a manutenção da imobilização externa por tempo mais prolongado já justifique a utilização dos fios absorvíveis. Por outro lado, o prolongado uso das imobilizações favorece a ocorrência de aderências tendíneas, fazendo com que se questione sua viabilidade clínica quando se buscam resultados favoráveis para a utilização esportiva dos cavalos.

Thomassian (2005) citou a possibilidade da realização da tenorrafia com o animal em posição quadrupedal, evitando a ruptura da sutura durante a recuperação da anestesia geral. O acesso cirúrgico para a sutura, as lesões em tecidos vizinhos, a existência prévia da ferida, a contaminação e a necessidade de debridamento são fatores que vão de encontro com a citação da técnica em posição quadrupedal. Deve-se considerar ainda que a evolução e a melhora das técnicas anestésicas e de realização da recuperação anestésica geral, por exemplo, com o cavalo sendo sustentado em posição quadrupedal enquanto ganha consciência, vão a favor da utilização da anestesia geral. Nesta condição, o conforto cirúrgico, a facilidade do acesso, o melhor debridamento tecidual e o relaxamento muscular podem trazer vantagens ao paciente e ao cirurgião.

O padrão de sutura *locking loop* provoca o mínimo de interferência sobre o tendão, é forte, e resulta em pouca exposição do material de sutura (JENNINGS, 1984). Moraes et al. (2002) compararam o *locking loop* com sutura de epitendão com os padrões Becker modificado e dupla laçada, e concluíram que o primeiro padrão é superior em relação aos outros. Apesar das descrições de diversos autores concordarem que o padrão *locking loop* é superior aos demais, não existem estudos amplos comparando as variações desta técnica, o que justifica a realização do presente trabalho. Pouco se sabe sobre a comparação da técnica quando realizada com diferentes tipos de fios, ou quando realizada com fios duplos ou em padrão duplo, ou ainda, com adição de complementos à técnica original, como descrito na sutura de epitendão. Este estudo experimental realizado pôde iniciar alguns esclarecimentos sobre o padrão *locking loop* e suas variações, e seus resultados poderão servir como base para trabalhos futuros com outras combinações do mesmo padrão de sutura ou até mesmo para a criação de novos padrões a serem aplicados nas tenorrafias dos equinos.

Moraes et al., em 2002 e 2003, descreveram que a sutura em padrão *locking loop* com sutura de epitendão foi forte o suficiente para evitar a formação de espaço entre os cotos suturados, o que contrariou os trabalhos de Greenwald et al. (1994) e Greenwald et al. (1995). Como observado no presente estudo, o padrão *locking loop*, mesmo quando realizado de forma dupla, permitiu o afastamento exagerado entre os cotos tendíneos. A sutura em padrão *locking loop*, quando realizada em conjunto com a sutura do epitendão, garantiu o menor afastamento entre os cotos tendíneos, sendo esta característica atribuída à sutura do epitendão. Baseado neste

fato pode-se sugerir que outros padrões de sutura, descritos como menos eficazes por permitirem formação de espaço entre os cotos tendíneos, devam ser investigados em associação à sutura de epitendão. Além disso, corroborando com as descrições de Manchio et al. (2009), o mais importante para a tenorrafia pode ser o número de fios que cruzam as extremidades seccionadas, e não o padrão de sutura especificamente designado para a tenorrafia.

Segundo Jenson et al. (2005), 11 a 18 % dos cavalos que sofrem transecções tendíneas podem voltar à atividade atlética normal, enquanto Davis e Smith (2006) apontam que o número varia entre 45 e 58 %. A determinação de desempenho atlético apresenta características individuais para cada avaliador, e ter capacidade para a prática de atividades físicas não significa necessariamente bom desempenho nas diferentes modalidades equestres. O primeiro objetivo do tratamento dos cavalos com lacerações tendíneas deve ser sempre a preservação da vida. Após ser alcançada esta meta, passa-se a pensar se o paciente será ou não capaz de desempenhar funções esportivas, e qual nível de desempenho poderá ser alcançado.

Ao se tentar obter informações de cirurgiões brasileiros de diferentes localidades, tinha-se como objetivo conhecer as características das técnicas aplicadas em nosso país, assim como conhecer os resultados individuais dos cirurgiões brasileiros perante as lacerações tendíneas. Como descrito anteriormente, o questionário enviado era breve, com campos de respostas diretas e com texto de simples entendimento, visando estimular o preenchimento rápido e não ser visto como outra barreira aos dias atribulados dos Médicos Veterinários. Com este resultado em mãos, poderia-se aplicar os dados obtidos neste experimento em prol dos próprios cirurgiões, que receberiam notificações dos resultados, além de poder acompanhar possíveis publicações à respeito do tema. Infelizmente o número de respostas obtidas com os questionários foi muito pequeno, não atingindo 25 % do total esperado. Esta dificuldade não era prevista ao se estipular o método de trabalho, mas mesmo assim foram respeitadas as respostas dos sete cirurgiões que se propuseram a auxiliar o estudo experimental relacionado às tenorrafias.

Optou-se por confrontar as variáveis do padrão de sutura *locking loop* devido aos dados obtidos nos questionários e as descrições realizadas por Moraes et al. (2002), onde este padrão, quando realizado juntamente à sutura de epitendão, apresentou melhores resultados que outras duas técnicas de sutura. A decisão da

utilização do padrão *locking loop* duplo foi tomada com objetivo de aumentar a resistência da sutura sem a utilização dos reforços no epitendão, para então compará-la com o *locking loop* simples com sutura de epitendão. Isto permitiu determinar se os melhores resultados são obtidos devido ao padrão de sutura utilizado ou devido ao número de fios que cruzam as tenorrafias, como anteriormente citado por Manchio et al. (2009).

A melhor localização para o nó da sutura utilizado na tenorrafia é entre os cotos tendíneos suturados. Em um estudo foi relatado menor índice de afastamento entre os cotos suturados, menor índice de ruptura dos fios e de lacerações nos cotos suturados (HATAKA et al., 2000). Devido à metodologia determinada para o presente trabalho, com captação de imagens em plano frontal e lateral à região suturada, que teve como objetivo determinar o afastamento entre os cotos suturados enquanto se determinavam os índices de força aplicados à tenorrafia, não foi possível manter a localização intratendínea dos nós. Estes poderiam atrapalhar a determinação da criação do espaço entre as extremidades tendíneas, interferindo com os resultados do experimento. Desta forma, optou-se por manter os nós na face tendínea palmar, como realizado em muitos casos clínicos de lacerações tendíneas.

Para a realização do teste mecânico, foi fundamental a atuação do engenheiro responsável pelo Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FM-USP. A seleção das máquinas de ensaios mecânicos, a padronização das formas de coleta de dados, o desenvolvimento dos sistemas de imagem e de sua avaliação, não seriam possíveis sem a participação de um profissional devidamente qualificado para tais procedimentos. Os Médicos Veterinários, por mais que conheçam sobre a biomecânica e possam interpretar resultados, precisam do apoio destes engenheiros para a realização de estudos mecânicos. Desde a determinação dos corpos de prova, diversas variáveis precisam ser uniformizadas para se obterem resultados fidedignos, e esta visão crítica dos fatores físicos envolvidos podem inviabilizar o método escolhido para um experimento.

Os corpos de prova foram fixados às garras metálicas da máquina de ensaios mecânicos com auxílio de parafusos. Estes eram distribuídos uniformemente nas garras, em número de quatro por segmento tendíneo. Os parafusos foram apertados com torque de 2 N.m, visando distribuir uniformemente a tensão aplicada sobre todos os tendões e evitar que este escapasse das garras. Após cada ensaio, foi

verificado se o tendão não havia deslizado na garra de fixação, o que inviabilizaria o resultado obtido. Em nenhum dos ensaios este fato foi observado. O deslizamento do tendão pela garra simularia o aumento da capacidade em resistir à tensão, além de não aumentar o espaço entre os cotos tendíneos no momento em que acontecesse o deslizamento. Além disso, a tensão sobre o segmento tracionado seria distribuída de maneira desigual, culminando com heterogenicidade na coleta dos dados.

Para a realização dos vídeos dos ensaios mecânicos, determinou-se um ponto fixo para o posicionamento da câmera, assim como a padronização da altura da câmera e dos corpos de prova. Para a avaliação do distanciamento entre os cotos tendíneos, foi criada outra forma de avaliação para ser comparada com a imagem capturada. Os gabaritos, com pontos estabelecidos em distâncias previamente conhecidas, permitiram a comparação entre o número de pixels por quadro estudado e a distância em décimos de milímetros. Cruzando estas informações com os gráficos de força fornecidos pela máquina de ensaios mecânicos, pôde-se obter, para cada momento estudado, o índice de força e o afastamento entre os cotos tendíneos. A sincronização da captura de imagem com a máquina de ensaios foi guiada por programa de videoextensometria, que acionava um LED, junto aos pontos conhecidos no gabarito. O LED, e o sistema de sincronização, era ativado no momento de início da captura de dados pela máquina de ensaios, e apagado no momento em que era encerrada a gravação. A criação de todo o sistema, realizada por engenheiro experiente e capacitado para a avaliação de ensaios mecânicos, permitiu que as imagens e os índices de força fossem comparadas entre si, garantindo a veracidade dos resultados.

Após a captura das imagens e determinação dos índices de força, cada ensaio foi analisado quadro a quadro, onde foi possível determinar nas gravações os momentos em que o LED foi aceso e apagado, além dos valores de força nos momentos de início de afastamento entre os cotos tendíneos e durante o afastamento de três milímetros entre eles. A determinação da ocorrência de afastamento entre os cotos foi baseada na diferença de brilho, reconhecida na imagem, somada à análise visual quadro a quadro. A determinação visual isoladamente poderia provocar diferenças nos momentos pontuais dos afastamentos, diminuindo a sensibilidade do método desenvolvido para apontar a coleta dos dados.

No presente estudo, ao avaliarem-se os índices de força máxima, houve diferença significativa entre todos os grupos, exceto entre os grupos 1 e 2 (suturas em padrão *locking loop* duplo), onde a variação dos fios utilizados não resultou em maior resistência da sutura. Os grupos 3 e 4, realizados em padrão *locking loop* simples com sutura de epitendão, mostraram maiores valores de força, mas com diferença significativa entre eles, com melhores índices observados quando a sutura foi realizada com polipropileno. Este achado demonstra que o padrão *locking loop* com sutura de epitendão tem melhor aplicabilidade clínica, e que se avaliada apenas a força máxima atingida, este deve ser realizado com polipropileno. Ter melhor resistência à tensão na tenorrafia não significa obrigatoriamente melhor resultado clínico, e somente a aplicação *in vivo* dos resultados propostos no trabalho poderão confirmar esta suposição. Como sugerido pela literatura consultada, fios inabsorvíveis podem facilitar a ocorrência de aderências locais, contraindicando o apontamento biomecânico descrito. Para o padrão *locking loop* duplo, os menores índices obtidos não justificam a utilização da técnica quando avaliada a variável de força máxima, e a ausência de diferença entre os fios pode apontar que o padrão de sutura falha antes do momento em que os fios seriam colocados a prova.

Quando realizou-se a sutura de epitendão, quatro fios foram passados a 5 milímetros da linha de secção, utilizando somente a face palmar tendínea. De acordo com os resultados obtidos neste experimento, pode-se questionar se mais fios, ou a utilização do seu posicionamento também em face dorsal, ou até mesmo da sua utilização em maior distância da linha de secção, poderiam aumentar ainda mais a resistência destas suturas. Por outro lado, deve-se ressaltar que o excesso de fios pode provocar isquemia e necrose das extremidades seccionadas, inviabilizando a realização da técnica de sutura. Para se esclarecer estes questionamentos, outros experimentos biomecânicos precisam ser realizados, e após a determinação dos melhores resultados em laboratório, sua aplicação *in vivo* precisa ser realizada. Quanto à manutenção da vascularização dos cotos suturados, somente a coleta de amostras teciduais em diferentes momentos do processo de cicatrização poderão esclarecer as dúvidas dos cirurgiões. Deve-se considerar ainda a possibilidade que, embora se indique a melhor forma estrutural para as tenorrafias, o tendão não seja capaz de manter circulação sanguínea suficiente para a cicatrização primária sob as forças aplicadas nestas técnicas.

A tensão gerada por um músculo sobre seu tendão, durante a sustentação do peso de um cavalo em repouso, durante a movimentação ou locomoção, ainda não foi determinada. A força aplicada sobre as tenorrafias pode ser ainda incomparável aos resultados obtidos experimentalmente, e somente esta mensuração da carga naturalmente gerada poderá validar a aplicação dos resultados obtidos neste trabalho.

Com relação à força mínima, houve diferença significativa entre os grupos 1 e 3, ambos realizados com polipropileno, mostrando que o padrão de sutura *locking loop* simples, com sutura de epitendão, é superior ao *locking loop* duplo. Também foi observada diferença significativa entre os grupos 2 e 3, e 2 e 4, mais uma vez mostrando que o padrão com sutura de epitendão foi superior, corroborando com os achados de Moraes et al. (2002). Quando se avaliou o padrão *locking loop* simples com diferentes fios, não foi observada diferença estatisticamente significativa, mostrando ser mais importante o padrão de sutura utilizado que o tipo de fio. Como já apontado para a avaliação da força máxima, o número de fios que cruzam os cotos suturados garantem maior resistência à tração, evitando o afastamento entre os cotos.

Quando avaliado o pico de força, o padrão *locking loop* duplo, realizado com polipropileno ou poliglactina, se mostrou superior ao *locking loop* simples, quando realizado com poliglactina. Se realizada a mesma comparação, mas com o último padrão realizado com polipropileno (grupos 1, 2 e 3), não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos, embora os índices de força sejam superiores para os grupos que utilizaram o padrão *locking loop* duplo. Conseguir maiores valores de pico de força, sem manter a aproximação entre os cotos tendíneos, já foi alvo de diversas discussões científicas sobre tenorrafias. Muitos cirurgiões acreditam que o espaçamento entre os cotos não é necessariamente o principal foco da tenorrafia, e que a manutenção da sutura, mesmo com maior afastamento, pode servir como orientação para a melhor cicatrização tendínea. Opiniões opostas também existem, apontando que se a cicatrização primária não puder ser obtida com a tenorrafia, a melhor abordagem terapêutica seria buscar a cicatrização por segunda intenção. Além disso, o fio de sutura poderia contribuir com a indução de isquemia tendínea e como foco de manutenção de infecção na ferida.

Considerando o pico de força atingido pelas suturas, o método mais forte para a reparação tendínea observado experimentalmente foi utilizando placas tendíneas

(1500 N), seguido pela tenorrafia em padrão de tripla laçada (313 N) e dupla laçada (155 N), de acordo com Smith et al. (2011). Os resultados experimentais obtidos neste trabalho tiveram como média de pico de força 287,7 N para o padrão *locking loop* duplo, realizado com polipropileno, e 237 N para o padrão *locking loop* simples com sutura de epitendão, realizado com poliglactina. Pode-se notar que os valores se enquadram nos valores máximos, utilizando tenorrafias, descritos pela literatura em trabalho recentemente publicado. Devido às diferenças nos métodos dos trabalhos revisados, como menor avaliação ou ausência de avaliação de afastamentos entre os cotos tendíneos, e a não determinação de momentos específicos para a coleta de dados, outros índices de força não puderam ser comparados.

Ao avaliarem-se os índices de afastamento mínimo, máximo e média de afastamento, durante os picos de força, foram notados que os afastamentos relacionados aos grupos 1 e 2 foram significativamente maiores que os dos grupos 3 e 4. Isto mostra que, embora atinjam maiores índices de pico de força, os afastamentos entre os cotos são maiores nos grupos 1 e 2, justificando menor aplicabilidade clínica.

7 CONCLUSÕES

- O padrão de sutura *locking loop* duplo conseguiu atingir bons índices de pico de força, mas é falho quando se avalia o afastamento entre os cotos na maior carga atingida;
- O padrão *locking loop* com sutura de epitendão, quando realizado com polipropileno, atinge maior força máxima quando comparado com o mesmo padrão realizado com poliglactina;
- O padrão *locking loop* com sutura de epitendão atingiu maiores cargas de força enquanto o afastamento entre os cotos era menor (3 mm), sendo este de melhor aplicabilidade clínica.

REFERÊNCIAS

BOYER, M. I.; DITSIOS, K.; GELBERMAN, R. H.; LEVERSEDGE, F.; SILVA, M. Repair of flexor digitorum profundus tendon avulsions from bone: an ex vivo biomechanical analysis. **The Journal of Hand Surgery**, v. 27, n. 4, p. 594-598, 2002.

CASALECHI, H. L.; LOUZADA, J. M.; CASALECHI, V.; L.; ARISAWA, E. A. L.; NICOLAU, R. A. **Reparação tecidual de tendão (revisão de literatura)**. Disponível em <http://www.inicepg.univap.br/cd/INIC_2007/trabalhos/saude/epg/EPG00200_01O.pdf>. Acesso em: 30 set 2011.

CORRÊA, R. R.; ZOPPA, A. L. V. Deformidades flexurais em equinos: revisão bibliográfica. **Revista de Ciências Veterinárias**, v. 5, p. 37-43, 2007.

CRAWFORD, W. H. Repair of a deep digital tendon deficit in a horse using a polypropylene Implant. **Canadian Veterinary Journal**, v. 38, p. 294-296, 1997.

CROWSON, C. L.; JANN, H. W.; STEIN, L. E.; CLAYPOOL, L. P.; MOLL, H. D.; BLAIK, M. A. Quantitative effect of tenorrhaphy on intrinsic vasculature of the equine superficial digital flexor tendon. **American Journal of Veterinary Research**, v. 65, n. 3, p. 279-282, 2004.

DAVIS, C. S.; SMITH, R. K. W. Diagnosis and Management of Tendon and Ligament Disorders. In: AUER, A. J.; STICK, A. J. **Equine Surgery**. 3. ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2006. p. 1086-1111.

DENOIX, J. M. Functional anatomy of tendons and ligaments in the distal limbs (*Manus and Pes*). **Veterinary Clinics of North America: Equine Practice**, v. 10, n. 2, p. 273-322, 1994.

DROGAMACI, Y.; KALACI, A.; SEVINÇ, T.T.; SUNER, G.; EMIR, A.; YANAT, A. N. Single Side Locking on the Opposite of the Modified Kessler Tendon Repair Prevents Gap Formation and Suture Pull-out: a Biomechanical Evaluation in Sheep Tendons. **Joint Diseases and Related Surgery**, v. 20, n. 2, p. 102-106, 2009.

ENWEMEKA, C. S. Functional loading augments the initial tensile strength and energy absorption capacity of regenerating rabbit achilles tendon. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 71, p. 1-67, 1992.

FERRARO, G. C.; MORAES, J. R. E.; PEREIRA, G. T.; CAMARGO, M. H. B.; MORAES, F. R. Estudo morfológico de tendões flexores de equinos. **Brazilian**

Journal of Veterinary Research and Animal Science, v. 40, n. 2, p. 117-125, 2003.

FOLAND, J. W.; TROTTER, G. W.; STASHAK, T. S.; MCILWRAITH, C. W., TURNES, A. S.; AANES, W. A. Traumatic injuries involving tendons of the distal limbs in horses: a retrospective study of 55 cases. **Equine Veterinary Journal**, v. 23, p.422-425, 1991.

FOSSUM, W. T.; HEDLUND, S. D.; HULSE, A. D.; JOHNSON, L. A.; SEIM, B. H.; WIILARD, D. M.; CARROLL, L. G. **Small animal surgery**. 2. ed. St. Louis: Mosby, 2002. 1408 p.

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.

GREENWALD, D. P.; RANDOLPH, M. A.; HONG, H.; MAY, J. W. Augmented becker versus modified kessler tenorrhaphy in monkeys: dynamic mechanical analysis. **The Journal of Hand Surgery**, v. 20, n. 2, p. 267-272, 1995.

HATAKA, A.; MORAES, J. R. E.; PAURA, D.; MORAES, F. R. Efeito da localização do nó de sutura na recuperação morfofuncional do tendão flexor digital profundo do membro torácico do cão após tenorrafia experimental. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 37, n.1, p. 56-64, 2000.

JANN, H. W., STEIN, L. E., GOOD, J. K., EWING, P. J., PANCIERA, R. A. Comparison of nylon, polybutester, and polyglyconate suture materials for long digital flexor tenorrhaphy in chickens. **Veterinary Surgery**, v. 21, n. 3, p. 324-327, 1992.

JENSON, P. W.; LILLICH, J. D.; ROUSH, J. K.; GAUGHAN, E. M. *Ex vivo* strength comparison of bioabsorbable tendon plates and bioabsorbable suture in a 3-loop pulley pattern for repair of transected flexor tendons from horse cadavers. **Veterinary Surgery**, v. 34, p. 565-570, 2005.

JENNINGS, P.B. **The practice of large animal surgery**. In: _____ Philadelphia: Saunders, 1984. p. 918-921.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. p. 92-124.

MAFFULLI, N.; MOLLER; H. D.; EVANS, C. H. Tendon healing: can it be optimized? **Brazilian Journal of Sports Medicine**, v. 36, p. 315-316, 2002.

MANCHIO, J.V.; SHASHIKANT, M.P.; SHRIVASTAVA, A.; WEINZWEIG, J.; VERNADAKIS, A.J. Evaluation of a new 4-strand flexor tendon repair in a cadaveric porcine model. **Journal of Hand Surgery**, [v. 34, n. 1](#), p. 102-107, January, 2009.

MCILWRAITH, W.C. Doenças das Articulações, Tendões, Ligamentos e Estruturas Relacionadas. In: STASHAK, T. S. **Claudicação Em Equinos Segundo Adams**. 5. ed. São Paulo: Roca, 2006. p. 417-601.

MORAES, J. R. E.; FERRARO, G. C.; SHIMANO, A. C.; CAMARGO, M. H. B.; 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, p. 97-102, 2002.

MORAES, J. R. E.; FERRARO, G. C.; SHIMANO, A. C.; CAMARGO, M. H. B.; MORAES, F. R. Propriedades mecânicas de três fios de sutura no reparo de tendão do músculo flexor profundo do dedo de cães. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 40, n. 6, p. 443-451, 2003.

REINERS, S. R.; JANN, H. W.; STEIN, L. E.; GOOD, J. K.; CLAYPOOL, P. L. An evaluation of two autologous tendon grafting techniques in ponies. **Veterinary Surgery**, v. 31, p. 155-166, 2002.

RIBEIRO, M. G.; BORGES NETO, A.; RIBEIRO, L. V. P.; PORTIOLLI, F. R.; GUNNEWIEK, E. K.; LOLLATO, J. P. M. ; AZUMA, V.; CADAMURO, V. H. A.; PEREIRA, A. D. Tenorrafia do tendão extensor digital longo em equino: relato de caso. In: CONBRAVET, 2008. **Anais eletrônicos...** Disponível em: <http://www.sovergs.com.br/conbravet2008/anais/cd/resumos/R0782-2.pdf>. Acesso em: 20 nov 2010.

SMITH, R. L.; MURPHY, D. J.; DAY, R. E.; LESTER, G. D. An *ex vivo* biomechanical study comparing strength characteristics of a new technique with the three-loop pulley for equine tenorrhaphy. **Veterinary Surgery**, v. 40, p. 768–773, 2011.

STASHAK, T. S. **Claudicação em equinos segundo Adams**. 5. ed. São Paulo: Roca, 2006. p. 1093.

TANG, J. B.; WANG, B.; CHEN, F.; PAN, C. Z.; XIE, R. G. Biomechanical evaluation of flexor tendon repair techniques. **Clínica Orthopaedics and Related Research**, n. 386, p. 252-259, 2001.

THOMASSIAN, A. **Enfermidades dos cavalos. Afecções do aparelho locomotor (tendão, ligamentos, bolsas e bainhas sinoviais)**. 5. ed. São Paulo: Varela, 2005. p.139-157.

TURNER, A. S.; McILWRAITH, C. W. **Técnicas Cirúrgicas em Animais de Grande Porte**. São Paulo: Roca, 2002. p.79-101.

URBANIAK, J.; CAHILL, J. D., Jr; MORTENSON, R. A. Tendon suturing methods: analysis of tensile strengths. In: **American Academy of Orthopaedic Surgeons: Symposium on Tendon Surgery in the Hand**. St Louis: Mosby, 1985. p. 70-80.

VALDÉS-VASQUEZ, M.A.; McLURE, J.R.; OLIVER III, J.L.; RAMIREZ, S.; SEAHORN, T.L.; HAYNES, P.F. Evaluation of an autologous tendon graft repair method for gap healing of the deep digital flexor tendon in horses. **Veterinary Surgery**. v. 23, p. 342-350, 1996.

WATKINS, J. P. Tendon and Ligament Biology. In: AUER, J.A.; STICK, J.A. **Equine Surgery**. 2. ed. Philadelphia: Saunders, 1999. p. 704-720.

WESTPHALEN, A. C.; CUNHA, M. E. P.; CAMARGO, P. V.; CARDOSO, A. S. R.; TERUCHIN, M. I. A.; GOMES, C. Tendão x Cicatrização: retomada da resistência. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 10, n 4, p. 169-72, 1995.

ZHAO, C.; AMADIO, P. C.; TANAKA, T.; KUTSUMI, K.; TSUBONE, T.; ZOBITZ, M. E.; AN, K. Effect of gap size on gliding resistance after flexor tendon repair. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 86, p. 2482-2488, 2004.

APÊNDICE A

Tabela 3 - Propriedades mecânicas da sutura em padrão *locking loop* duplo, com polipropileno nº 2

Ensaio	Afastamento de 3 mm - Média			Afastamento no Pico		
	Força Máxima (N)	Força Mínima (N)	Força Pico (N)	Mínimo (mm)	Máximo (mm)	Média (mm)
1	97,8	27,4	327,0	17,1	21,6	19,35
2	114,9	48,8	246,8	15,7	17,9	16,8
3	115,6	75,7	286,7	13,7	21	17,35
4	107,7	36,5	257,8	12,5	14	13,25
5	138,2	102,6	298,7	20	23,1	21,55
6	116,1	81,0	257,8	17,8	20,7	19,25
Média	115,0	62,0	279,1	16,1	19,7	17,9
Desvio Padrão	13,3	29,0	30,6	2,8	3,3	2,8

APÊNDICE B

Tabela 4 - Propriedades mecânicas da sutura em padrão *locking loop* duplo, com poliglactina nº 2

Ensaio	Afastamento de 3 mm - Média			Afastamento no Pico		
	Força Máxima (N)	Força Mínima (N)	Força Pico (N)	Mínimo (mm)	Máximo (mm)	Média (mm)
1	72,6	50,0	270,3	16,1	21,2	18,65
2	24,3	7,7	299,1	32,4	32,1	32,25
3	124,5	50,2	273,2	16,5	20,5	18,5
4	85,3	55,5	327,5	20,8	22,3	21,55
5	124,5	106,5	224,2	20,3	23,2	21,75
6	37	7,0	331,8	21,5	23,1	22,3
Média	78,0	46,1	287,7	21,3	23,7	22,5
Desvio Padrão	42,3	36,8	40,5	5,9	4,2	5,0

APÊNDICE C

Tabela 5 - Propriedades mecânicas da sutura em padrão *locking loop* simples, com sutura de epitendão, utilizando polipropileno nº 2

Ensaio	Afastamento de 3 mm - Média			Afastamento no Pico		
	Força Máxima (N)	Força Mínima (N)	Força Pico (N)	Mínimo (mm)	Máximo (mm)	Média (mm)
1	234,0	133,6	234,3	2,5	5,1	3,8
2	208,8	164,4	212,7	1,4	5,4	3,4
3	252,8	176,1	253,0	2,2	5,8	4
4	267,4	164,4	270,8	6,1	7	6,55
5	207,6	150,9	220,8	2,3	5,6	3,95
6	230,4	111,0	230,4	2,5	6,1	4,3
Média	233,5	150,1	237,0	2,8	5,8	4,3
Desvio Padrão	23,7	24,0	21,5	1,7	0,7	1,1

APÊNDICE D

Tabela 6 - Propriedades mecânicas da sutura em Padrão *locking loop* simples, com sutura de epitendão, utilizando poliglactina nº 2

Ensaio	Afastamento de 3 mm - Média			Afastamento no Pico		
	Força Máxima (N)	Força Mínima (N)	Força Pico (N)	Mínimo (mm)	Máximo (mm)	Média (mm)
1	160,0	138,4	163,6	1,5	4	2,75
2	169,9	88,9	169,9	2,6	4,1	3,35
3	134,3	40,4	170,4	2,7	6,1	4,4
4	230,4	169,9	242,0	3,8	6	4,9
5	156,7	125,9	168,0	2,7	7,2	4,95
6	194,4	139,4	254,9	4,1	7,4	5,75
Média	174,3	117,1	194,8	2,9	5,8	4,4
Desvio Padrão	33,7	45,8	41,8	0,9	1,5	1,1

APÊNDICE E

Tabela 7 - Índices de força sobre a sutura no momento de afastamento de 3 milímetros entre os cotos tendíneos

	Afastamento de 3 mm		
Sutura	Força Máxima (N)	Força Mínima (N)	Força no Pico (N)
<i>Locking loop</i> duplo Polipropileno nº2	115,0	62,0	279,1
<i>Locking loop</i> duplo Poliglactina nº2	78,0	46,1	287,7
<i>Locking loop</i> simples com sutura no epitendão Polipropileno nº2	233,5	150,1	237,0
<i>Locking loop</i> simples com sutura no epitendão Poliglactina nº2	174,3	117,1	194,8