

TRAJANO SARDENBERG

LESÃO DO TENDÃO FLEXOR: SUTURA NA REGIÃO AVASCULAR OU VASCULARIZADA ? ESTUDO BIOMECÂNICO E HISTOPATOLÓGICO EM COELHOS.

Tese apresentada à Faculdade de Medicina de Botucatu – UNESP para obtenção do título de Doutor em Bases Gerais da Cirurgia – Área de Concentração: Agressão, Reparação, Regeneração e Transplante de Tecidos e Órgãos.

Orientador: Prof. Dr. SÉRGIO SWAIN MÜLLER

Co-orientadora: Prof^a. Dra. KUNIE IABUKI RABELLO COELHO

Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP

2006

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Sardenberg, Trajano.

Lesão do tendão flexor: sutura na região avascular ou vascularizada? Estudo biomecânico e histopatológico em coelhos / Trajano Sardenberg. – 2006.

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Medicina de Botucatu, 2006.

Orientador: Sérgio Swain Müller

Co-orientador: Kunie Iabuki Rabello Coelho

Assunto CAPES: 40102114

1. Tendões - Estudos experimentais 2. Biomecânica
CDD 617.582

Palavras-chave: Biomecânica; Coelho; Histologia; Sutura; Tendão flexor; Vascularização de tendão

Aos Professores

Alfredo Alcantara Barreto

Edmur Isidoro Lopes

Hamilton da Rosa Pereira

Heitor J. R. Ulson

Agradeço a todos que colaboraram na elaboração deste trabalho, principalmente:

Prof. Dr. Sérgio Swain Müller, orientador;

Profa. Dra. Kunie Iabuki Rabello Coelho, co-orientadora;

Professores e Médicos da Disciplina de Ortopedia e Traumatologia do Departamento de Cirurgia e Ortopedia da Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp;

Prof. Dr. Carlos Roberto Padovani, Departamento de Bioestatística do Instituto de Biociências de Botucatu – Unesp;

Prof. Dr. Flávio Ferrari Aragon, Departamento de Bioestatística do Instituto de Biociências de Botucatu – Unesp;

Sra. Maria Cecília Salgado Mercadante, Bióloga do Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental da Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp;

Sra. Maria Helena Spadot de Lima, Técnica do Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental da Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp;

Sr. Luis Carlos E. Bardella, Técnico do Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental da Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp;

Sra. Maria Clara Ferreira Chaguri, Técnica do Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental da Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp;

Sr. Carlos Luís Miguel, Técnico de Informática do Departamento de Cirurgia e Ortopedia da Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp;

Sr. Marcos Eduardo Barreira Aloise, Desenhista Científico do Departamento de Cirurgia e Ortopedia da Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp;

Sr. Paulo Roberto Cardoso e demais técnicos do Laboratório de Pesquisa do Departamento de Patologia da Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp;

*Sra. Enilze Nogueira de Souza Volpato e demais funcionários da
Biblioteca do Campus de Botucatu;*

Professora Maria de Lourdes da Rosa Pereira;

Professora Maria Fernanda Martins.

Disse Mefistófeles, referindo-se a Fausto:

Menospreze a Razão e a Ciência,

As maiores forças do ser humano ...

E eu o terei completamente a minha mercê.

Goethe em “Fausto”, 1806.

No original em alemão:

Verachte nur Vernunft und Wissenschaft

Des Menschen allerhöchste Kraft ...

So hab ich dich schon unbedingt.

RESUMO

Há dúvidas em relação à melhor localização da sutura no reparo da lesão do tendão flexor dos dedos da mão, uma vez que o ponto central colocado na região dorsal vascularizada, apesar de gerar maior resistência que o ponto na região palmar, poderia, entretanto, interferir no suprimento sangüíneo do tendão. O objetivo da presente investigação foi avaliar, por meio da biomecânica e histopatologia, o efeito da sutura central na região de tendão normal vascularizada e na região de tendão fibrocartilaginoso avascular, no processo de cicatrização do tendão flexor profundo dos dedos do pé do coelho. Foram estudados 83 coelhos submetidos à sutura central tipo Kessler na região de tendão normal (grupo TN) e na região de tendão fibrocartilaginoso (grupo FC), completada com sutura periférica circunferencial contínua. Após a cirurgia, o membro operado foi imobilizado pelo período de três semanas. Os animais foram sacrificados no período imediato, duas, três e seis semanas de pós-operatório. As propriedades mecânicas estudadas foram: carga máxima, tensão na carga máxima, módulo de elasticidade, energia na carga máxima e energia por área. O tendão contralateral íntegro foi utilizado como controle. O estudo histopatológico foi descritivo qualitativo, por meio de microscopia óptica, com ênfase no progresso das etapas da cicatrização tendinosa. A análise das propriedades mecânicas demonstrou comportamento semelhante em ambos os grupos, com estabilização ou discreto aumento no período imediato a três semanas e aumento acentuado com seis semanas. Com seis semanas de pós-operatório houve recuperação das propriedades mecânicas de 52% a 60% em relação ao controle. A histopatologia demonstrou processo de cicatrização semelhante nos grupos TN e FC, havendo variação somente em relação ao tempo de pós-operatório, observando-se reação inflamatória aguda, seguida de proliferação de tecido de granulação e depósitos de colágeno com arranjo irregular e posterior tendência ao remodelamento no sentido longitudinal. Concluiu-se que a colocação da sutura central na região de tendão normal vascularizada ou fibrocartilaginosa avascular não apresenta diferenças em relação aos aspectos biomecânicos e histopatológicos na cicatrização do tendão flexor profundo dos dedos do pé do coelho.

ABSTRACT

There are doubts concerning the best place for suture in repairing the lesion at flexor tendon of fingers. Although the core suture at vascular dorsal region generates more resistance than at palm region it may however interfere in tendon blood supply. The objective of the present research was to evaluate through biomechanics and histopathology the effect of core suture at vascular normal region of tendon as well as at avascular fibrocartilagenous tendon during healing of deep flexor tendon at rabbit toes. Eighty-three animals were submitted to core Kessler suture at normal tendon region (NT group) as well as at fibrocartilagenous tendon region (FC group) completed with continuous circumferential periphery suture. After surgery the operated extremity was immobilized for a three weeks. The animals were sacrificed immediately and after two, three and six weeks of surgery. Studied mechanical characteristics were: maximum load, stress at maximum load, elasticity modulus (Young modulus), energy at maximum load and energy per area. Whole counter-lateral tendon was used as control. Histopathological study was qualitative descriptive by optical microscopy emphasizing the progress of tendon healing stages. Biomechanical results showed a similar behavior for both groups either with a steady or discreet increase at three-week period and an emphasized increase within six weeks; six weeks after surgery there was recovery of mechanical features ranging from 52% to 60% in relation to control. Histopathology showed similar healing process in NT and FC groups varying only in relation to post-surgery time observing an acute inflammatory reaction followed by granulation tissue proliferation and also collagen deposit within disorganized arrangement followed by a tendency of longitudinal lining up. It was concluded that core suture at normal or fibrocartilagenous tendon region showed no differences concerning biomechanical and histopathological aspects in healing of deep flexor tendon of rabbit toes.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 Fundamentos históricos	12
1.2 Revisão de literatura	16
1.3 Objetivo	24
2 MATERIAL E MÉTODO	26
2.1 Animais de experimentação	26
2.2 Grupos experimentais	26
2.3 Atributos estudados	27
2.3.1 Evolução	27
2.3.2 Cicatrização do tendão	27
2.3.2.1 Propriedades mecânicas.....	27
2.3.2.2 Análise histopatológica.....	27
2.4 Modelo experimental	28
2.5 Técnicas utilizadas	31
2.5.1 Inspeção e pesagem	31
2.5.2 Anestesia	31
2.5.3 Procedimento cirúrgico	31
2.5.3.1 Tricotomia e limpeza.....	31
2.5.3.2 Posicionamento do animal.....	32
2.5.3.3 Assepsia e antissepsia.....	32
2.5.3.4 Técnica cirúrgica.....	32
2.5.3.5 Instrumentos utilizados.....	33
2.5.4 Seguimento pós-operatório	33
2.5.5 Sacrifício e obtenção das peças anatômicas	33
2.5.5.1 Sacrifício.....	33
2.5.5.2 Preparação das peças anatômicas.....	33
2.5.5.2.1 Preparação dos corpos de provas (ensaio mecânico).....	33
2.5.5.2.2 Preparação das lâminas (estudo histopatológico).....	34
2.5.6 Técnica do ensaio mecânico	34
2.5.7 Técnica da análise histopatológica	35
2.6 Método estatístico	35

3 RESULTADO	37
3.1 Observação clínica e marcha	37
3.2 Propriedades mecânicas	37
3.3 Análise histopatológica	48
3.3.1 Subgrupos TN2 e FC2	49
3.3.2 Subgrupos TN3 e FC3	54
3.3.3 Subgrupos TN6 e FC6	56
4 DISCUSSÃO	60
4.1 Animal de experimentação	60
4.2 Momentos experimentais	61
4.3 Método do ensaio mecânico	62
4.4 Método do estudo histopatológico	66
4.5 Observação clínica e marcha	67
4.6 Estudo das propriedades mecânicas	67
4.7 Estudo histopatológico	76
4.8 Considerações finais	78
5 CONCLUSÃO	80
6 REFERÊNCIAS	82

1 INTRODUÇÃO

1.1 Fundamentos históricos

O presente estudo utilizou a biomecânica e a morfologia como ferramentas para a compreensão da cicatrização dos tendões.

Tudo tem um começo e para o entendimento de um assunto é necessário começar pelo começo e ir até o fim, lembrando que a determinação do começo é arbitrária e o fim, temporal.

Anatomia

Galeno, médico nascido em Pérgamo, no ano de 129 d.C., visitou a cidade de Alexandria e registrou realizações da escola médica local. É provável que tenha tido contato com os estudos anatômicos de Eraristrato, médico grego nascido no ano de 304 a.C., um dos quais relata a diferença entre nervos sensitivos e motores (Porter, 2001). Entretanto, seu conhecimento derivado da prática clínica, como médico de gladiadores em Roma, e de dissecções anatômicas, mais de animais do que de humanos, é bom que se frise, não o impediu de cometer vários e graves erros em seus ensinamentos de medicina. A afirmação de Galeno de que os tendões eram formados por ligamentos e nervos e que a sutura destas estruturas causaria dor, convulsões e morte atrasou o progresso científico e médico nessa área em centenas de anos (Ronan, 1987a; Rang, 2000).

Al-Razi, médico persa, nascido por volta de 854 d.C., expoente da medicina árabe, estudou as obras de Galeno, mas adotou postura crítica e antidogmática no campo das ciências, filosofia e religião, que resultou na obra intitulada “Dúvidas em relação a Galeno”. Ibn Gina, médico e filósofo árabe, conhecido no ocidente como Avicena, contemporâneo e oponente da atitude antidogmática e crítica de Al-Razi, tradutor e divulgador dos estudos de Galeno e conhecido como o “Galeno islâmico” pelo trabalho “Cânion da Medicina”, foi quem realizou a primeira cirurgia reparadora de tendão por volta do ano 1000 d.C., contrariando totalmente as orientações de Galeno! (Ronan, 1987b; Rang, 2000).

A ciência árabe, por motivos desconhecidos, caminhou para o declínio e não alcançou a ciência moderna, iniciada com o renascimento na Europa (Ronan, 1987c).

Vesalius, médico, nascido em Bruxelas, aos 29 anos de idade publicou o livro intitulado *“De Humani Corporis Fabrica”*, em 1543 e fez a distinção definitiva entre tendão e nervo (Ronan, 1987d; Rang, 2000).

A afirmação de Galeno de que os tendões eram compostos por ligamentos e nervos e que sua sutura poderia acarretar morte do paciente é, então, colocada na prateleira da história e esquecida na prática médica, após 1700 anos, aproximadamente.

A trilha do conhecimento clínico e experimental, a respeito das lesões tendinosas, estava aberta e pronta para ser percorrida. Não houve perda de tempo e rapidamente surgiram inúmeros estudos e relatos sobre o tema (Rang, 2000).

Histologia

O aprofundamento dos estudos experimentais em animais sobre cicatrização tendinosa, a partir do caminho aberto por Vesalius, em 1543, necessitava de suporte tecnológico. Era necessário ver mais!

No século XVII, os irmãos holandeses Janssen construíram microscópio combinando mais de uma lente e aumentaram o poder de visão em pouco mais de 10 vezes (Lyon e Petrucelli, 1987).

Em 1665, Robert Hooke publicou o livro intitulado *Micrografia* no qual utilizou pela primeira vez a palavra célula para descrever o arranjo morfológico da cortiça. Marcelo Malpighi, médico, nascido em 1628, na cidade de Bolonha, destacou-se no uso do microscópio na descrição de vários tecidos e vasos sanguíneos, inclusive os capilares. No período de 1830 a 1880, aconteceu o grande salto na microscopia óptica, em razão dos trabalhos de Ernest Abbe na fabricação de instrumentos ópticos Carl Zeiss, na Alemanha, quando surgiu o microscópio acromático, com poder de aumento até o limite teórico de definição (Ronan, 1987e; Ronan, 1987f).

A fixação de fragmento de tecido, sem alterações da estrutura, é fundamental para o estudo microscópico. O desenvolvimento da química permitiu,

em 1851, o surgimento da solução de álcool acético de Clark, seguida pela solução de Zenker, em 1894 e a de Bouin, em 1897. A solução de formalina, utilizada amplamente até hoje, foi desenvolvida por um industrial alemão e oficialmente introduzida na biologia pelo histologista Carl Weigert em 1893 (Cook, 2000).

O patologista alemão Edwinkrebs introduziu o emblocamento com parafina, em 1869, na preparação para cortes dos tecidos. A partir de 1885, desenvolveram-se os micrótomos que, rapidamente, superaram os cortes manuais (Bancroft, s.d.).

Gerlack, em 1858, utilizando corantes à base de carmim usados em Botânica descobriu, acidentalmente, a utilidade em células e fibras nervosas. William Perkins, estudante de 19 anos de idade, na Universidade de Londres, em 1856, estudando corantes para a indústria têxtil, introduziu a anilina na microscopia. Bohan, em 1865, publicou a fórmula química da hematoxilina e iniciou, oficialmente, a era do “HE” na histologia. Em 1900, Mallory descreveu o método tricrômico para diferenciar, por meio de coloração, os tecidos conectivos (Bancroft, s.d.; Cook, 2000).

A histologia e a microscopia óptica estavam, então, consolidadas como meio de observação dos tecidos biológicos.

Biomecânica

Platão, nascido há aproximadamente 2400 anos, não considerava a observação e a experimentação importantes na elaboração das idéias. Acreditava, entretanto, na matemática como sistema puro de idéias e como a melhor ferramenta para prospecção do conhecimento. Paradoxalmente, aquele, que desmerecia a experimentação e a observação, contribuiu para a construção da base da mecânica. Aristóteles, estudante da Academia de Platão, observador arguto dos fenômenos da natureza e da estrutura das coisas, inclusive a anatomia, é considerado o primeiro cientista da biomecânica, ao escrever o livro “Os Movimentos dos Animais”.

No período entre o fim do apogeu da Grécia e o surgimento e queda do Império Romano, o livro de Galeno, médico nascido no ano de 129 d.C., intitulado “Sobre a Função das Partes” permaneceu como a grande obra de referência na

literatura médica, mas não houve outros progressos em relação à biomecânica (Martin, 1999).

Os estudos anatômicos e mecânicos de Leonardo da Vinci, italiano nascido em 1452, a anatomia de Vesalius, presente no livro “A Estrutura do Corpo Humano” em 1543, a mecânica e a metodologia científica de Galileu forneceram o alicerce para o grande avanço da biomecânica proporcionado por Borelli (Martin, 1999).

Giovanni Alfonso Borelli nasceu em Nápoles, no ano de 1608 quando Galileu estava com 44 anos e, provavelmente, o conheceu em Roma durante o julgamento deste pela Inquisição. Na Universidade de Pisa, Borelli trabalhou com Marcelo Malpighi, microscopista e pai da embriologia, sendo que ambos foram influenciados pelos estudos do filósofo René Descartes, particularmente pela obra “*Traité de l’homme et de la formation du foetus*”, em que o corpo humano é considerado como estrutura mecânica animada por alma racional (Maquet, 1992; Martin, 2000).

Borelli, Descartes e Malpighi são considerados figuras chave da Iatrofísica, talvez a primeira denominação da Biomecânica, ao afirmarem o papel fundamental da mecânica nos estudos funcionais do corpo humano (Martin, 2000).

Após publicar dois estudos sobre astronomia nos anos de 1667 e 1670, Borelli trabalhou no livro “*De Motu Animalium*” que foi publicado em duas partes, a primeira em 1680 e a segunda, logo após a sua morte, em 1681. A primeira parte do livro de Borelli trata das funções do aparelho locomotor do homem e de quadrúpedes, pássaros, peixes, vermes e outros animais sob o ponto de vista da mecânica. Por meio da Matemática, Borelli calculou a força que os músculos desenvolveriam e transmitiriam, por meio das articulações, em atividades como deambular, correr, pular, nadar, voar e outras. Realizou diversos experimentos sobre marcha, centro gravitacional do corpo humano, modelos matemáticos para os vários tipos de músculos e para a coluna vertebral. A segunda parte do livro de Borelli é dedicada à mecânica dos fluídos, relativa à circulação sanguínea e experimentos sobre fisiologia respiratória. Apesar de o estudo de Borelli ter tido impacto no mundo científico da época, o interesse pela mecânica do aparelho locomotor declinou nos anos seguintes (Maquet, 1992).

As novas tecnologias surgidas no século XIX, presentes, particularmente, em aparelhos e equipamentos mecânicos, favoreceram o reinício de estudos biológicos relacionados à mecânica. Surgiram, então, estudos sobre a cinemática da marcha e estudos anatômicos que investigaram a correlação entre a função mecânica dos tecidos e sua forma.

Wolff, em 1892, sugeriu que qualquer mudança na forma do osso, na direção ou magnitude da carga nele aplicada, resultará em remodelação das trabéculas ao longo do novo vetor de carga. Roux, em 1895, associou observações histológicas às idéias de Wolff e afirmou que o tecido conectivo indiferenciado, transforma-se em osso, cartilagem ou tecido fibroso dependendo da combinação de forças de compressão e tensão a que são submetidos. No século XX, Pauwels corrigiu, confirmou, desenvolveu e explicou os conceitos de Wolff e Roux, e propôs a aplicação clínica na cirurgia ortopédica, particularmente nas cirurgias do fêmur proximal, consolidando a relação entre a prática ortopédica e a biomecânica (Maquet, 1992).

Cronkite, em 1935, após analisar os testes de resistência mecânica de tendões realizados por Wertheim, Triepel, Valentin e Rarber, sistematizou o estudo das propriedades mecânicas dos tendões, utilizando o mesmo equipamento e a mesma metodologia das avaliações de cordas, arames e materiais similares, consolidando definitivamente a Interface biologia/mecânica no estudo das propriedades mecânicas dos tecidos (Cronkite, 1935).

1.2 Revisão da literatura

Bunnell utilizou o termo “*no man’s land*” (terra de ninguém) em 1934 para descrever a região dos tendões flexores dos dedos da mão, na bainha digital, e afirmou que não se deveria suturar o tendão nesse local em razão da possibilidade da formação de aderências a tecidos vizinhos que poderiam prejudicar o deslizamento e, conseqüentemente, o resultado funcional. A opção seria o enxerto de tendão, sem sutura na região da bainha digital (Bunnell & Boyes, 1967; Neumeyer & Manske, 2004). Verdan (1964) dividiu a mão em sete regiões anatômicas dos tendões flexores dos dedos e, posteriormente, em 1980 a Federação Internacional das Sociedades de Cirurgia da Mão estabeleceu a

divisão em cinco zonas, sendo a zona II a região da bainha digital, correspondente à “terra de ninguém” de Bunnell (Sobania & Santos, 2000).

Apesar de os avanços obtidos no tratamento cirúrgico das lesões dos tendões flexores dos dedos da mão, ocorridos nas últimas décadas, a afirmação de Kleinert & Lubahn (1984) de que o sucesso da restauração da função, após a sutura da lesão do tendão flexor, continua sendo um desafio para o tratamento cirúrgico, permanece válida na primeira década do século XXI. Beredjikian (2003) afirmou que o tratamento de lacerações dos tendões flexores na bainha digital representa um dos maiores desafios em cirurgia ortopédica.

Os tendões são formados por tecido conjuntivo denso modelado, constituído, principalmente, de fibras colágenas, substância fundamental amorfa e células, dispostos em arranjo morfológico e fisiológico complexo (Amadio et al., 1995; Junqueira & Carneiro, 2004).

Lundborg & Myrhage (1977) e Ochiai et al. (1979), por meio de estudos microangiográficos, descreveram a irrigação dos tendões flexores dos dedos da mão na zona II, que é predominantemente dorsal. Na parte distal do tendão, o suprimento sangüíneo penetra pelas inserções ósseas e, na região do canal osteofibroso (zona II), há o sistema de vínculos que recebe irrigação de ramos das arteriais digitais.

Manske et al. (1978) e Manske & Lesker (1982) em estudos experimentais realizados em galinhas e macacos concluíram que a principal fonte de nutrição dos tendões flexores na zona II é o líquido sinovial e não o sangue proveniente do sistema de vínculos.

Amadio et al. (1995) afirmaram que os tendões flexores dos dedos da mão recebem nutrição por via sinovial e vascular, e consideraram ambos os sistemas presentes e importantes. Mattar & Azze [2000] consideraram lógica a presença de dois sistemas de nutrição, uma vez que a região do tendão, que não é comprimida durante a flexão, é nutrida por vascularização, enquanto que a outra, submetida à compressão, recebe nutrição por embebição e difusão do líquido sinovial.

A localização anatômica do tendão ao longo do seu trajeto guarda relação com a função e com o regime de forças mecânicas a que está submetido. Esses três fatores, quais sejam, localização anatômica, função e regime mecânico, são interdependentes e determinam a arquitetura e a composição

bioquímica do tendão. Desta forma a região do tendão proximal à inserção óssea e as regiões submetidas às forças de compressão e tensão, concomitantemente, em razão da presença de polias, exibem características de tecido tendinoso normal (conjuntivo denso modelado) e de tecido fibrocartilaginoso em locais próximos, com região de transição entre esses tecidos.

O tecido fibrocartilaginoso, também chamado de cartilagem fibrosa ou fibrocartilagem, tem características intermediárias entre a cartilagem hialina e os tendões e está sempre associado ao conjuntivo denso e, muitas vezes, os limites são imprecisos entre os dois tecidos (Benjamin, 1990; Felisbino & Carvalho, 1999; Junqueira & Carneiro, 2004).

Os tendões reagem frente às forças de compressão e de tensão de maneira análoga à Lei de Wolff para o tecido ósseo. Há significativa associação entre forças de compressão e tecido fibrocartilaginoso e forças de tensão e tecido conjuntivo denso modelado, típico dos tendões (Figura 1). O quadro 1 apresenta as diferenças morfológicas e bioquímicas entre regiões de tendão normal tipo conjuntivo denso modelado e as regiões de tendão fibrocartilaginoso (Maquet, 1992; Amadio et al., 1995).

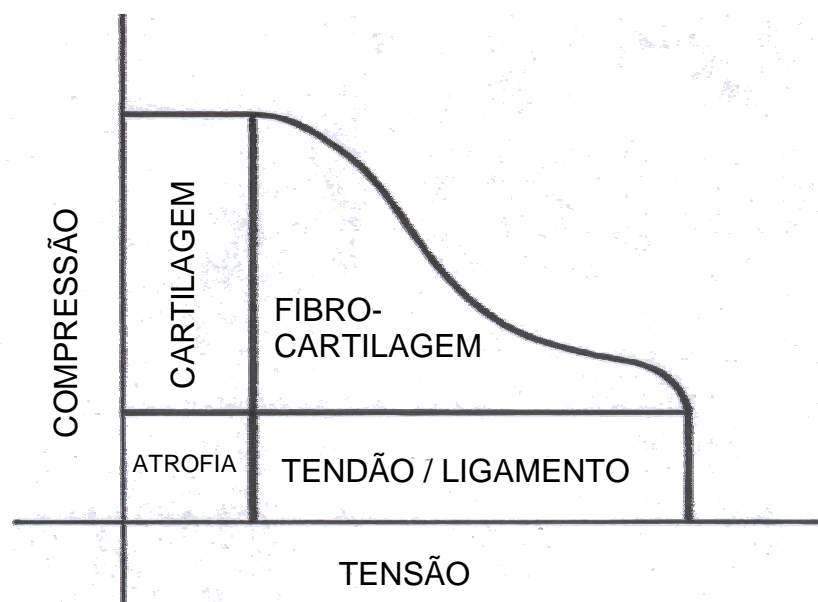


Figura 1 – Lei de Wolff nos tecidos moles. A predominância das forças de tensão ou de compressão determinam o tipo de tecido conectivo, havendo associação entre forças de tensão e tecido tendinoso ou ligamentos e forças de compressão e tecido cartilaginoso. Adaptada de Maquet, 1992 e Amadio et al., 1995.

Quadro 1 - Aspectos morfológicos e bioquímicos das regiões de tecido submetidas à tensão (tecido tendinoso normal) e à compressão (tecido tendinoso fibrocartilaginoso). Adaptado de Amadio et al., 1995.

Variável	Compressão	Tensão
Células	Em lacunas	Ao longo das fibras
Suprimento sanguíneo	Avascular	Vascularizado
Colágeno	Tipo I	Tipo I
Tamanho das fibras	Pequenas	Grandes
Orientação das fibras	Irregular	Regular, paralela à tensão
Glicosaminoglicanos	Maior concentração (Condroitim Sulfatado)	Menor concentração (Dermatam Sulfatado)

Os estudos de Lundborg & Myrhage (1977), Lundborg et al. (1978) e Lundborg (1988) indicaram a presença de região de tecido fibrocartilaginoso na face palmar dos tendões flexores na zona II, especificamente sob as polias anulares, no nível da articulação interfalângica proximal, que seria nutrida por meio de difusão de líquido sinovial. Essa região do tendão, localizada na face palmar e sob as polias anulares, está submetida a regime de forças compressivas durante a flexão dos dedos.

A presença de regiões de tecido fibrocartilaginoso em tendões flexores nos locais submetidos às forças de compressão e tensão, geralmente em polias ósseas ou fibrosas, semelhante ao arranjo observado em humanos, é relatada em vários animais (Gillard et al., 1979; Merrilles & Flint, 1980; Okuda et al., 1987a; Okuda et al., 1987b; Defino et al., 1988; Evanko & Vogel, 1990; Mills & Daniel, 1993; Felisbino & Carvalho, 1999; Feitosa et al., 2002).

Potenza (1962) realizou estudo experimental da cicatrização do tendão flexor profundo dos dedos da mão de cães na bainha digital. Após o reparo do tendão, os animais permaneceram com imobilização das articulações até o momento do sacrifício, que variou de um a 128 dias. Por meio de análise histológica, concluiu que os tecidos da bainha digital promoveram cicatrização ativa do tendão; a nutrição dos fibroblastos presentes na cicatriz é originária das aderências entre a cicatriz tendinosa e a bainha e estas aderências parecem não interferir na função do tendão cicatrizado; com 28 dias de seguimento pós-

operatório a cicatriz ainda é imatura para a movimentação articular ativa, tornando-se suficiente com 38 dias. As conclusões de Potenza (1962) tornaram evidente que as aderências tendinosas, na bainha digital, seriam fundamentais para cicatrização do tendão e que, portanto, haveria a necessidade de imobilização articular após a sutura da lesão durante período mínimo de três semanas (Sobania & Santos, 2000).

Lundborg & Rank (1978) retiraram o tendão flexor dos dedos da mão de coelhos, na região da bainha digital, cortaram, suturaram e o colocaram no interior do joelho do mesmo animal. Os períodos de observação foram de três dias, uma, três e seis semanas. As análises morfológicas e biomecânicas indicaram que os tendões cicatrizaram no interior do joelho. Os resultados revelaram a capacidade própria dos tendões para cicatrização e a importância da nutrição sinovial no processo de reparação. Os autores enfatizaram, também, o papel fundamental da nutrição tecidual na cicatrização adequada com mínima aderência e apontaram para a necessidade de utilização de técnicas de sutura que interfiram, o mínimo possível, na irrigação sanguínea e preservem a bainha digital sinovial. O estudo de Lundborg & Rank (1978), ao afirmar que os tendões possuem capacidade própria de cicatrização, estabeleceu oposição ao conceito defendido por Potenza (1962), baseado na hipótese de que a cicatrização do tendão flexor no canal osteofibroso depende exclusivamente dos tecidos da bainha digital sinovial.

A cicatrização do tendão apresenta o mesmo padrão de outros tecidos conectivos, caracterizado pela evolução em três fases seqüenciais denominadas inflamatória, proliferativa ou fibroblástica e remodelação. Na fase inflamatória, que se inicia imediatamente à lesão, há migração de células de tecidos vizinhos que apresentam, entre outras, ação de fagocitose de tecidos necróticos nas bordas da lesão; entre os cotos tendinosos há tecido de granulação friável. A fase proliferativa ou fibroblástica inicia-se, aproximadamente, cinco dias após a lesão e é caracterizada por deposição, pelos fibroblastos, de colágeno com arranjo irregular e outros componentes da matriz extracelular, e aumento da vascularização. A remodelação inicia-se, aproximadamente, com quatro a oito semanas, caracterizando-se, principalmente, pelo realinhamento do colágeno ao longo da linha de força do tecido (Beredjkljan, 2003; Bindra, 2004).

A origem das células que participam do processo de cicatrização do tendão está relacionada a dois mecanismos: no mecanismo extrínseco, haveria a participação de fibroblastos e células inflamatórias originadas dos tecidos vizinhos e no mecanismo intrínseco, haveria a participação dos fibroblastos e células inflamatórias originadas do próprio tendão. Apesar da divergência de opinião e lacunas no conhecimento da cicatrização tendinosa, principalmente, relativas ao papel e origem das diversas células que participam do processo de reparação, acredita-se que há participação de ambos os mecanismos, isto é, o extrínseco e o intrínseco, e o predomínio de um ou outro seria determinado pelas condições locais, relacionadas, principalmente, à nutrição tecidual e à movimentação da região suturada durante a cicatrização.

Outro aspecto específico da cicatrização tendinosa é relativo às regiões dos tendões que apresentam tecido tendinoso normal e fibrocartilaginoso no mesmo local anatômico e que, durante o processo de reparação, exibirá cicatrização de dois tecidos com características diferentes, no mesmo local e período. Nessler et al. (1992) realizaram estudo experimental em cães, seccionando, parcialmente, o tendão flexor de dedos da mão em região de tecido normal tendinoso e região de tecido fibrocartilaginoso e os resultados indicaram que a região de tecido fibrocartilaginoso avascular apresentou, precocemente, cicatriz com maior resistência que a região do tecido tendinoso normal.

Diferentemente da lesão do tendão calcâneo, que, em determinadas situações, possibilita o tratamento conservador, a lesão completa dos tendões flexores dos dedos da mão exige o reparo cirúrgico para a recuperação funcional. Portanto, o reparo cirúrgico obtido por meio da colocação de pontos no tendão, possibilitando a manutenção dos cotos tendinosos lesados apostos um ao outro, é condição fundamental para o processo de cicatrização tendinosa e recuperação funcional (Mass, 2004).

Entre os diversos itens que caracterizam a técnica de sutura ideal, Strickland (1999) e Sobania & Santos (2000) salientaram: 1) facilidade de ser realizada; 2) o nó deve ser firme; 3) a superfície da sutura deve permanecer lisa; 4) conservar íntegras a bainha e polias; 5) o material do fio não deve ser irritante; 6) mínimo potencial de formação de espaço no local da sutura; 7) a técnica deve ser atraumática; 8) resistência suficiente para permitir movimentação precoce e 9) mínima interferência na vascularização.

Strickland (1999) e Beredjklian (2003), baseados na literatura, estabeleceram alguns princípios importantes na sutura da lesão do tendão flexor: 1) a sutura central combinada com a periférica epitendinosa gera maior resistência e previne o espaçamento no local da lesão; 2) a resistência da sutura tendinosa é proporcional ao número de passagens e ao calibre dos fios que cruzam o local da lesão e 3) a colocação do ponto central na região dorsal do tendão gera maior resistência que na região palmar; no entanto, a sutura dorsal poderia interferir negativamente no suprimento sangüíneo do tendão.

A colocação do ponto central na região palmar do tendão flexor na zona II, com a intenção de limitar a lesão vascular dos tendões é orientação clássica na história do tratamento das lesões dos tendões flexores. Kleinert & Smith Jr. (1991) afirmaram que, independente da técnica, a sutura deve ser colocada na região palmar para limitar o dano vascular, sendo este princípio cirúrgico confirmado por outros autores (Culp & Taras, 1995; Fernandes & Font, 2000; Sobania & Santos, 2000).

A tendência da utilização de programas de pós-operatório com movimentação articular passiva ou mesmo com movimentação ativa, baseada em estudos clínicos e experimentais que demonstraram melhores resultados funcionais, mecânicos e histológicos em tendões cicatrizados com movimentação, impulsionou a procura por técnicas de reparo tendinoso com maior resistência (Kleinert et al., 1973; Lister et al., 1977; Gelberman et al., 1980; Gelberman et al., 1981; Gelberman et al., 1982; Gelberman et al., 1983; Hitchcock et al., 1987; Wada et al., 2001). Mass (2004) lembrou que as pesquisas, a partir dos anos noventa, apontaram dois fatores importantes: 1) a técnica deve incluir sutura central e do epitendão e 2) quanto mais a sutura central cruzar o local da lesão, maior a resistência.

Apesar de o estudo de Stein et al. (1998a) não ter demonstrado diferenças na resistência máxima à tração com sutura central tipo Kessler, Strickland, Robertson e Baker quando colocada na parte palmar ou dorsal em tendões flexores dos dedos da mão de cadáveres humanos, os estudos experimentais de Aoki et al. (1995a), Soejima et al. (1995), Komanduri et al. (1996) e Cao et al. (2002) concluíram que o posicionamento dorsal do ponto central apresenta maior resistência do que o posicionamento palmar. Aoki et al. (1995a), ao sugerirem que a sutura central deve ser colocada na face dorsal do

tendão em razão da maior resistência obtida, lembraram que há contradição em relação aos estudos que indicaram a face palmar, com a intenção de evitar interferências na vascularização intrínseca dos tendões; entretanto Aoki et al. (1995a) justificaram a colocação dorsal da sutura central ao afirmarem que a nutrição tendinosa é determinada, principalmente, por difusão, havendo, portanto, menor importância do local da sutura em relação à nutrição tecidual tendinosa. Deve-se lembrar que esses experimentos não estudaram o processo de cicatrização tendinosa, limitando-se ao estudo da resistência imediata da sutura.

A incerteza entre colocar a sutura central na face dorsal do tendão e obter maior resistência, eventualmente prejudicando a irrigação sanguínea intrínseca do tendão ou colocar a sutura central na face palmar para preservar a irrigação, porém com menor resistência, persiste ainda na prática clínica e nos experimentos de técnicas de reparo e de cicatrização dos tendões flexores dos dedos da mão na região da bainha digital.

1.3 Objetivo

O objetivo do presente estudo* foi analisar comparativamente a evolução das propriedades mecânicas e das características histopatológicas do processo de cicatrização do tendão flexor com interesse no local de colocação da sutura, na região de tendão normal vascularizada ou na região de tendão fibrocartilaginoso avascular, por meio da utilização de modelo experimental de lesão do tendão flexor profundo dos dedos do pé do coelho.

* Na elaboração deste trabalho foram observadas as seguintes condições:

1 - Volpato ESN, Silva RC, Pizzani, L. Manual de apresentação de trabalho científico: tese, dissertação, monografia. Botucatu: Divisão Técnica de Biblioteca e Documentação, Unesp, Campus de Botucatu, 2003 [cited 2004 Set 03]. Available from: www.biblioteca.btu.unesp.br.

2 - Os termos anatômicos humanos estão em conformidade com: Sociedade Brasileira de Anatomia. Terminologia Anatômica. São Paulo: Manole, 2001.

3 - Os termos anatômicos veterinários estão em conformidade com: Schaller O. Nomenclatura Anatômica Veterinária Ilustrada. São Paulo: Manole, 1999.

4 - Projeto aprovado pela Comissão de Ética na Experimentação Animal da Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp.

5 - Os procedimentos experimentais foram realizados no Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental "William Saad Hossne", do Departamento de Cirurgia e Ortopedia da Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp.

2 MATERIAL E MÉTODO

2.1 Animais de experimentação

Foram utilizados 83 coelhos da raça Norfolk, sexo masculino, peso entre 1500g e 2000g, idade aproximada de 90 dias, provenientes do Biotério Central do Campus de Botucatu-UNESP.

2.2 Grupos experimentais

Os animais foram divididos por sorteio em dois grupos de acordo com a localização do ponto central do reparo tendinoso efetuado: Grupo Tendão Normal – TN = ponto central na região de tecido tendinoso normal vascularizada e Grupo Fibrocartilagem – FC = ponto central na região de tecido tendinoso fibrocartilaginoso avascular. Cada grupo foi subdividido em quatro subgrupos de acordo com o tempo de seguimento pós-operatório, que foram de zero dias (imediatos), duas, três e seis semanas. As tabelas 1 e 2 apresentam a composição dos grupos experimentais e o delineamento.

Tabela 1 – Grupo Tendão Normal (TN): subgrupos, tempo de imobilização, tempo de seguimento pós-operatório, número de animais e atributos estudados.

Subgrupo	Imobilização (semanas)	Seguimento (semanas)	Número de animais (n=42)	
			Biomecânica	Histopatologia
TN ₀ *	0	0	6	0
TN ₂	2	2	6	4
TN ₃	3	3	6	6
TN ₆	3	6	6	8

O número do subgrupo indica o tempo de seguimento em semanas.

*Nesse subgrupo não foi realizada análise histopatológica.

Tabela 2 – Grupo Fibrocartilagem (FC): subgrupos, tempo de imobilização, tempo de seguimento pós-operatório, número de animais e atributos estudados.

Subgrupo	Imobilização (semanas)	Seguimento (semanas)	Número de animais (n=41)	
			Biomecânica	Histopatologia
FC ₀ *	0	0	6	0
FC ₂	2	2	6	5
FC ₃	3	3	6	5
FC ₆	3	6	6	7

O número do subgrupo indica o tempo de seguimento em semanas.

*Nesse subgrupo não foi realizada análise histopatológica.

2.3 Atributos estudados

2.3.1 Evolução

Os animais foram avaliados em relação aos aspectos clínicos (estado geral e ingestão de alimento e água), imobilização do membro operado e marcha, por meio de observação da locomoção em superfície cimentada.

2.3.2 Cicatrização do tendão

2.3.2.1 Propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas estudadas foram: Carga Máxima (N), Tensão na Carga Máxima (MPa), Módulo de Elasticidade (MPa), Energia na Carga Máxima ($N \cdot 10^{-3}m$) e Energia por Área ($N \cdot 10^{-3}/mm^2$).

2.3.2.2 Análise histopatológica

Os aspectos histopatológicos foram estudados por meio de microscopia óptica de secções teciduais incluídas em parafina, cortadas em

micrótomo usual na espessura de 4µm e submetidas às colorações de hematoxilina-eosina (HE), tricrômico de Masson e picrossíruis red.

2.4 Modelo experimental

Utilizou-se o tendão do músculo flexor profundo dos dedos do pé do coelho. Esse músculo origina-se na face medial da diáfise proximal da tíbia e insere-se nas falanges terminais dos 2^o, 3^o, 4^o e 5^o dedos; a ação principal é fletir os dedos do pé. O tendão realiza curva na região da articulação do tarso estabelecendo contato com as superfícies do talo e do calcâneo e, dirige-se para a face plantar do pé onde se divide em quatro tendões terminais. Na região da articulação do tarso, no local em contato com o talo e o calcâneo, o tendão apresenta abaulamento em forma de nódulo elíptico, no qual se observa região com epitendão e vasos sanguíneos, denominada, na presente investigação, de tendão normal (TN) e, região esbranquiçada, brilhante e sem vasos sanguíneos, denominada de tendão fibrocartilaginoso (FC) (Gillard et al., 1979; Merrillees & Flint, 1980; MacLaughlin & Chiasson, 1990; Mills & Daniel, 1993) (Figuras 2 e 3).

A lesão do tendão foi realizada por meio de acesso cirúrgico medial no membro pélvico direito, região da articulação do tarso, e secção transversal completa do tendão no centro do nódulo.

O reparo do tendão foi realizado com ponto central tipo Kessler colocado na região de tendão normal no Grupo Tendão Normal ou na região de tendão fibrocartilaginoso no Grupo Fibrocartilagem; a sutura central foi completada com sutura periférica circunferencial contínua em ambos os grupos. Após o procedimento cirúrgico, a extremidade operada foi imobilizada com órtese de plástico colocada na região dorsal da perna e pé com a articulação do tarso em aproximadamente 45° e dedos em posição neutra (Figuras 4, 5 e 6).

O tendão do membro pélvico esquerdo não operado foi utilizado como controle.

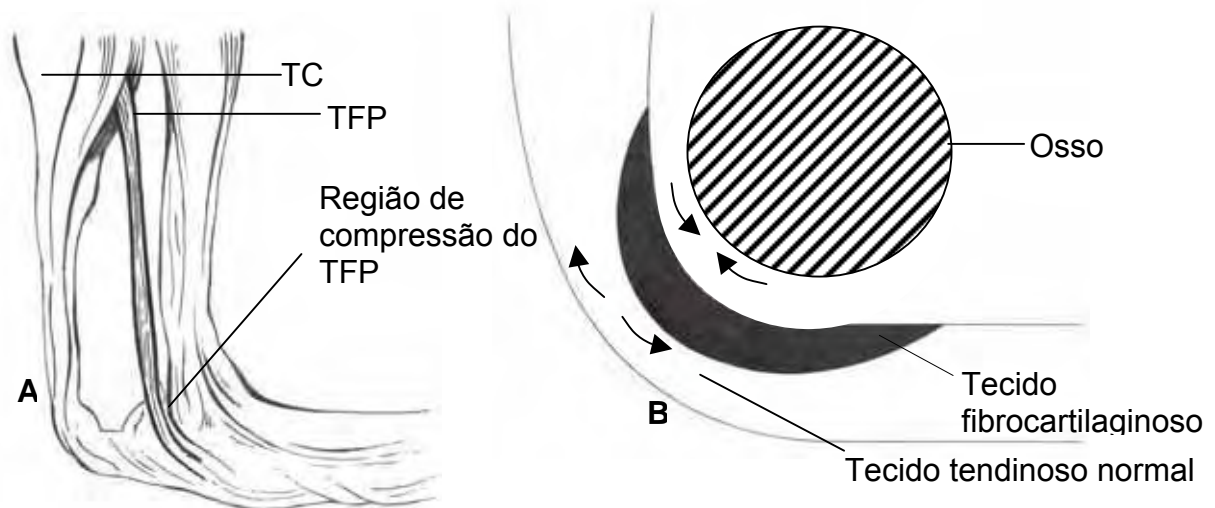


Figura 2 – **A:** Aspecto medial do tarso do coelho, mostrando o tendão flexor profundo dos dedos do pé (TFP), região de compressão e tendão calcâneo (TC). **B:** Representação do tendão flexor profundo dos dedos do pé do coelho, no tarso, mostrando a região de tecido fibrocartilaginoso (face côncava, submetida a forças de compressão) e a região de tecido tendinoso normal (face convexa submetida a forças de tensão); as setas indicam as direções das forças mecânicas.

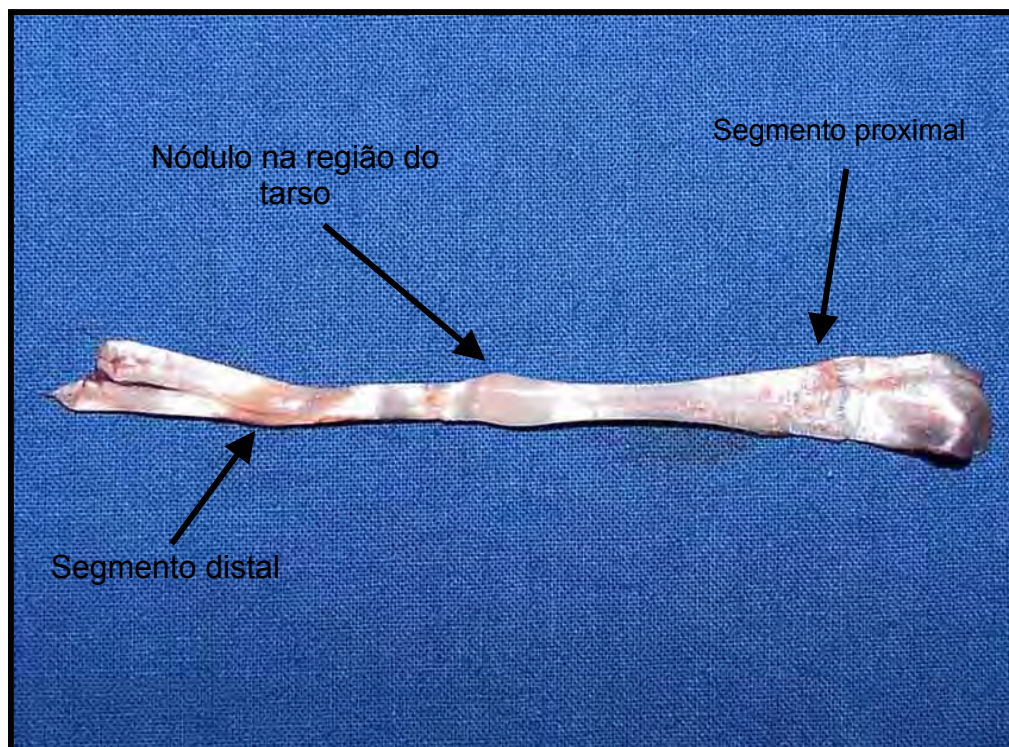


Figura 3 - Tendão flexor profundo dos dedos do pé do coelho

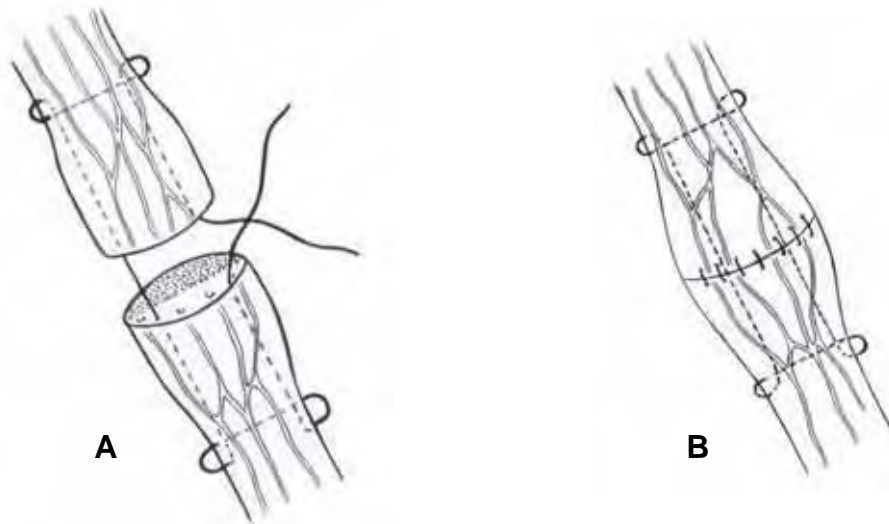


Figura 4 – Sutura utilizada no grupo tendão normal – TN. **A:** Ponto tipo Kessler na região de tecido tendinoso normal; **B:** Sutura completada com pontos contínuos.

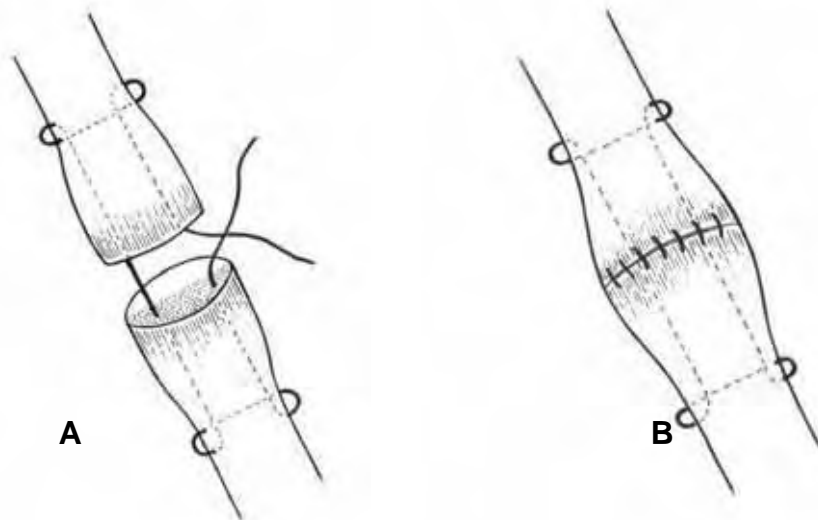


Figura 5 – Sutura utilizada no grupo fibrocartilagem – FC. **A:** Ponto tipo Kessler na região de tecido tendinoso fibrocartilaginoso; **B:** Sutura completada com pontos contínuos.

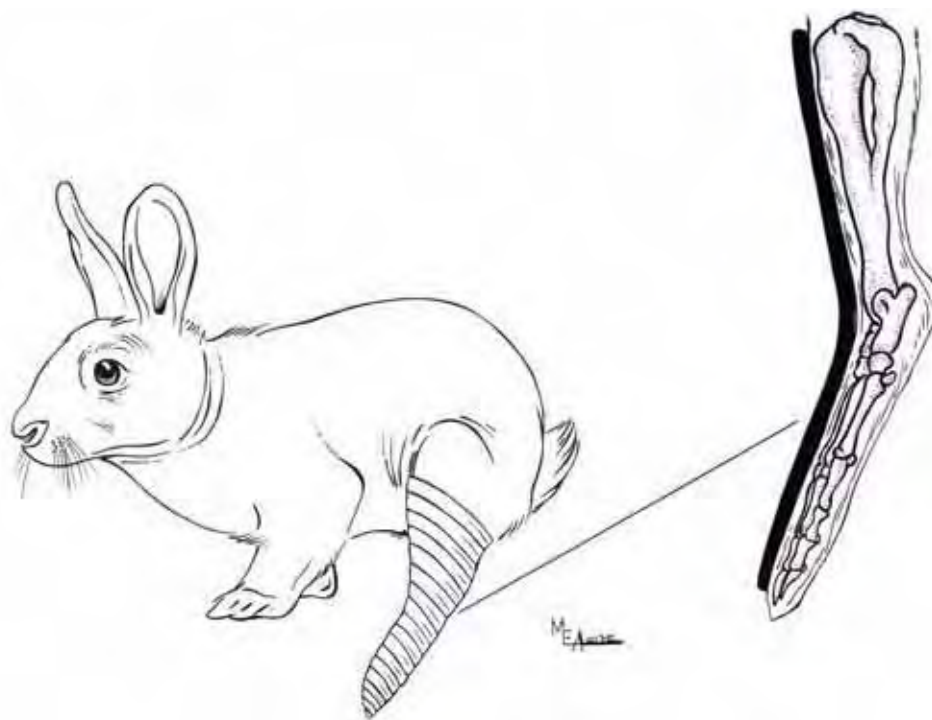


Figura 6 – Animal com o membro pélvico operado imobilizado.

2.5 Técnicas utilizadas

2.5.1 Inspeção e pesagem

Os coelhos foram examinados clinicamente e aceitos os que estavam saudáveis. Os animais foram pesados em balança digital.

2.5.2 Anestesia

Os animais foram anestesiados com Pentobarbital Sódico na dose de 3mg/kg de peso corporal, via intravenosa.

2.5.3 Procedimento cirúrgico

2.5.3.1 Tricotomia e limpeza

O membro pélvico direito foi lavado com água e sabão e realizada tricotomia da perna, região do tarso e pé.

2.5.3.2 Posicionamento do animal

O animal foi posicionado em decúbito dorsal horizontal em goteira de Claude Bernard, com o membro pélvico direito em abdução e rotação externa.

2.5.3.3 Assepsia e antissepsia

O membro pélvico direito foi lavado com água e sabão, antissepsia com solução de álcool iodado a 5% e delimitação com campos estéreis. O cirurgião utilizou paramentação e instrumental cirúrgico esterilizados.

2.5.3.4 Técnica cirúrgica

Grupo Tendão Normal (TN):

1. Incisão da pele de aproximadamente 3,0cm na região medial do tarso;
2. Identificação e dissecação do tendão flexor profundo dos dedos do pé;
3. Incisão do ligamento que mantém o tendão em contato com o osso;
4. Secção transversal completa do tendão na região central do nódulo com bisturi montado com lâmina número 15;
5. Reparo do tendão com ponto central tipo Kessler colocado na região do tendão normal, utilizando-se fio de náilon 4.0*; sutura periférica circunferencial com pontos contínuos, utilizando-se fio de náilon 6.0**;
6. Sutura do ligamento com pontos simples, utilizando-se fio de náilon 6.0;
7. Sutura da pele com pontos contínuos, utilizando-se fio de náilon 6.0;
8. Oclusão da ferida cirúrgica com gaze, enfaixamento do pé, tarso e perna com algodão ortopédico;
9. Imobilização com órtese dorsal de plástico com a articulação do tarso em aproximadamente 45° e dedos em posição neutra.

* Nylpoint 4.0, agulha triangular 2,0 cm (Point Suture).

** Mononylon Ethilon 6.0, agulha cilíndrica 1,5 cm (Ethicon).

Grupo Fibrocartilagem (FC):

Nesse grupo, o ponto central tipo Kessler foi colocado na região de tendão fibrocartilaginoso; demais etapas foram iguais ao Grupo Tendão Normal.

As figuras 4, 5 e 6 demonstram os principais aspectos cirúrgicos.

2.5.3.5 Instrumentos utilizados

Utilizou-se instrumental de microcirurgia e lupa de aumento 3,5x.

2.5.4 Seguimento pós-operatório

Os animais foram mantidos em jaulas metálicas, medindo 49 cm de altura, 50 cm de largura e 52 cm de profundidade, colocadas suspensas a 76 cm do solo, dois animais por jaula; os animais foram alimentados com ração e água potável.

2.5.5 Sacrifício e obtenção das peças anatômicas

2.5.5.1 Sacrifício

Os animais foram sacrificados com dose letal de Pentobarbital Sódico (70mg/kg), via intravenosa.

2.5.5.2 Preparação das peças anatômicas

2.5.5.2.1 Preparação dos corpos de prova (ensaio mecânico)

Os membros pélvicos direito e esquerdo foram desarticulados no joelho, identificados, acondicionados em sacos plásticos e armazenados em congelador de uso doméstico à -20°C pelo período de quatro a sete dias. No dia do ensaio mecânico, as peças foram descongeladas à temperatura ambiente e, com instrumental de microcirurgia e uso de lupa de aumento 3,5x foram dissecados e retirados os tendões para realização do ensaio mecânico; os

tendões foram mantidos em compressas umedecidas com solução salina a 0,9% durante a dissecação e ensaios mecânicos.

2.5.5.2.2 Preparação das lâminas (estudo histopatológico)

Após o sacrifício, os membros pélvicos foram dissecados com instrumental de microcirurgia e uso de lupa com aumento 3,5x, obtendo-se os tendões, que foram seccionados transversalmente, permanecendo segmento de aproximadamente quatro centímetros, com o local da cicatrização no centro; os tendões foram fixados em solução de formalina a 10% por alguns dias, incluídos em blocos de parafina, obtendo-se secções de 4µm no sentido longitudinal e corados pela hematoxilina-eosina, tricrômico de Masson e picrossírius red.

2.5.6 Técnica do ensaio mecânico

Os tendões foram fixados em garras metálicas sinusoidais, de alumínio, comprimidas entre si por parafusos com distância de 20mm com a região da sutura, nos tendões operados, na parte central e com a região do nódulo, nos tendões não operados, também na parte central; as garras foram montadas axialmente em máquina universal de ensaio mecânico* com célula de carga de 1000N e velocidade de aplicação de carga de 30mm/min (Figura 7); a área de secção do tendão foi obtida pela aplicação de fórmula que integrou os valores dos diâmetros maior e menor do formato elíptico da região do nódulo do tendão contralateral não operado, utilizado como controle ($A = \pi \times \text{altura} \times \text{largura}/4$), sendo este valor utilizado como referência para cálculo das propriedades mecânicas materiais do tendão operado e do tendão não operado. Após o ensaio, o programa da máquina acoplada ao computador forneceu os valores da Carga Máxima, Tensão na Carga Máxima, Módulo de Elasticidade, Energia na Carga Máxima e Energia por Área, além do diagrama carga-deformação.

* EMIC – Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda. Modelo DL 10000 (Curitiba-PR)

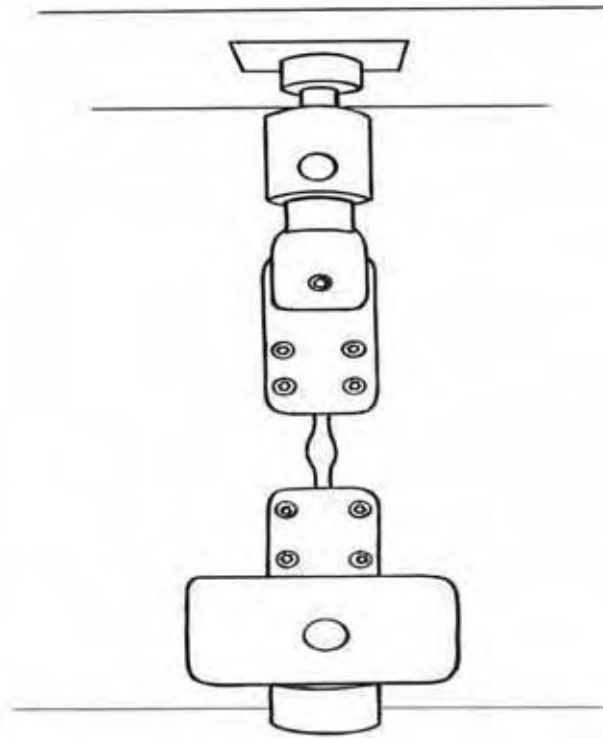


Figura 7 – Corpo de prova fixado nas garras e montado axialmente para o ensaio mecânico.

2.5.7 Técnicas da análise histopatológica

A análise histopatológica foi realizada conjuntamente por dois observadores por meio de microscópio óptico, utilizando-se metodologia descritiva qualitativa e sem conhecimento dos grupos e momentos experimentais.

2.6 Método estatístico

O estudo estatístico das variáveis das propriedades mecânicas, segundo local da sutura central (grupos TN e FC), momentos experimentais (imediate, duas, três e seis semanas) e lado (operado e controle contralateral) foi realizado pela técnica da análise de variância não paramétrica para o modelo de dois fatores em medidas repetidas, complementado com os respectivos testes de comparações múltiplas (Norman e Streiner, 1994). A discussão dos resultados foi realizada no nível de 5% de significância.

3 RESULTADO

3.1 Observação clínica e marcha

Os animais foram observados, diariamente, com interesse no estado geral, imobilização do membro pélvico operado e marcha.

A presença de afrouxamento da fixação da órtese de imobilização do membro pélvico operado foi notada em alguns animais e prontamente refeita.

A marcha foi observada colocando-se os animais em superfície cimentada notando-se que, com uso da órtese de imobilização, ocorreu arrastamento do membro pélvico operado. Nos animais dos subgrupos TN₆ e FC₆, que permaneceram três semanas com imobilização do membro operado e três semanas com movimentação sem a órtese, observou-se carga progressiva com o membro operado ao longo do período sem imobilização, porém sempre com claudicação.

3.2 Propriedades mecânicas

As tabelas 3, 5, 7, 9 e 11 apresentam as medianas, valores mínimo e máximo das propriedades mecânicas estudadas em ambos os grupos (TN e FC), lado operado e controle, nos quatro momentos experimentais acompanhados pelas letras de comparação (análise estatística).

As tabelas 4, 6, 8, 10 e 12 apresentam as hipóteses estatísticas testadas e comentários para efeito do local de sutura (TN / FC), momentos experimentais (imediate, duas, três e seis semanas) e lado (operado e controle).

As figuras 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17 e 18 ilustram os resultados obtidos para cada propriedade mecânica.

As rupturas ocorreram sempre no local da sutura ou da cicatrização dos tendões em ambos os grupos experimentais. Nos tendões íntegros não operados, utilizados como controle, as rupturas ocorreram sempre no segmento entre a garra e o nódulo.

Tabela 3 – Medidas descritivas (mediana, valor mínimo e máximo) da Carga Máxima (N), segundo tempo de experimentação, tipo de sutura (tendão normal e fibrocartilagem) e lado (operado e controle).

TEMPO (semanas)	SUTURA	LADO	
		Controle	Operado
0	TN	189 (138 – 254) aAβ	25 (22 – 29) aAα
	FC	149 (119 – 200) aAβ	29 (20 – 39) aAα
2	TN	172 (149 – 228) aAβ	29 (19 – 33) aAα
	FC	171 (119 – 185) aAβ	32 (16 – 35) aAα
3	TN	195 (119 – 240) aAβ	29 (15 – 40) aAα
	FC	139 (134 – 196) aAβ	32 (20 – 48) aAα
6	TN	174 (156 – 293) aAβ	91 (68 – 119) aBα
	FC	208 (185 – 300) aBβ	89 (55 – 98) aBα

sutura: TN (tendão normal) / FC (fibrocartilagem)
 letras minúsculas: comparação de sutura, fixado momento
 letras maiúsculas: comparação de tempo, fixados sutura e lado
 letras gregas: comparação de lado, fixados tempo e sutura

letras iguais: semelhança
 letras diferentes: diferença

Tabela 4 – Hipóteses testadas: efeito da sutura, efeito do tempo, efeito do lado e comentários (Carga Máxima).

Hipótese Testada	Comentário		
Efeito da sutura, fixado o momento	0	TN ≅ FC	
	2	TN ≅ FC	
	3	TN ≅ FC	
	6	TN ≅ FC	
Efeito do tempo, fixados sutura e lado	TN	Operado (0 ≅ 2 ≅ 3) < 6	
	FC	Operado (0 ≅ 2 ≅ 3) < 6	
Efeito do lado, fixados tempo e sutura	0	TN	Controle > Operado
		FC	Controle > Operado
	2	TN	Controle > Operado
		FC	Controle > Operado
	3	TN	Controle > Operado
		FC	Controle > Operado
6	TN	Controle > Operado	
	FC	Controle > Operado	

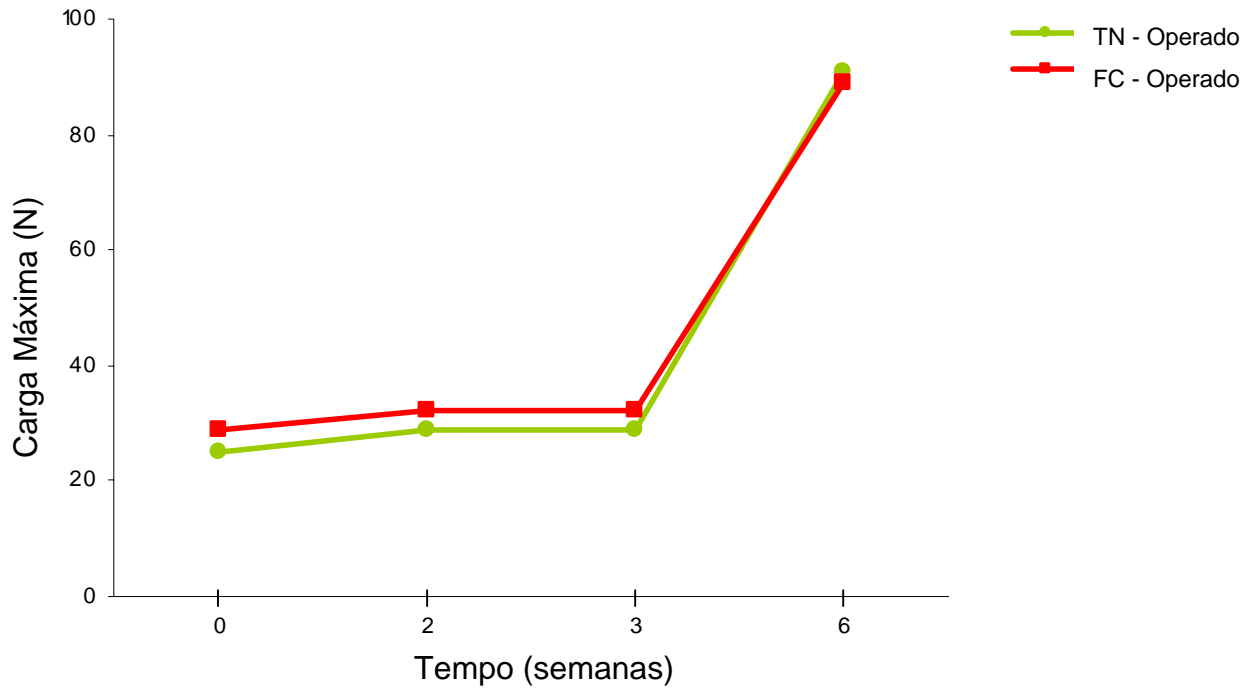


Figura 8 - Medianas da Carga Máxima (N) dos grupos TN e FC, lado operado, nos quatro momentos experimentais.

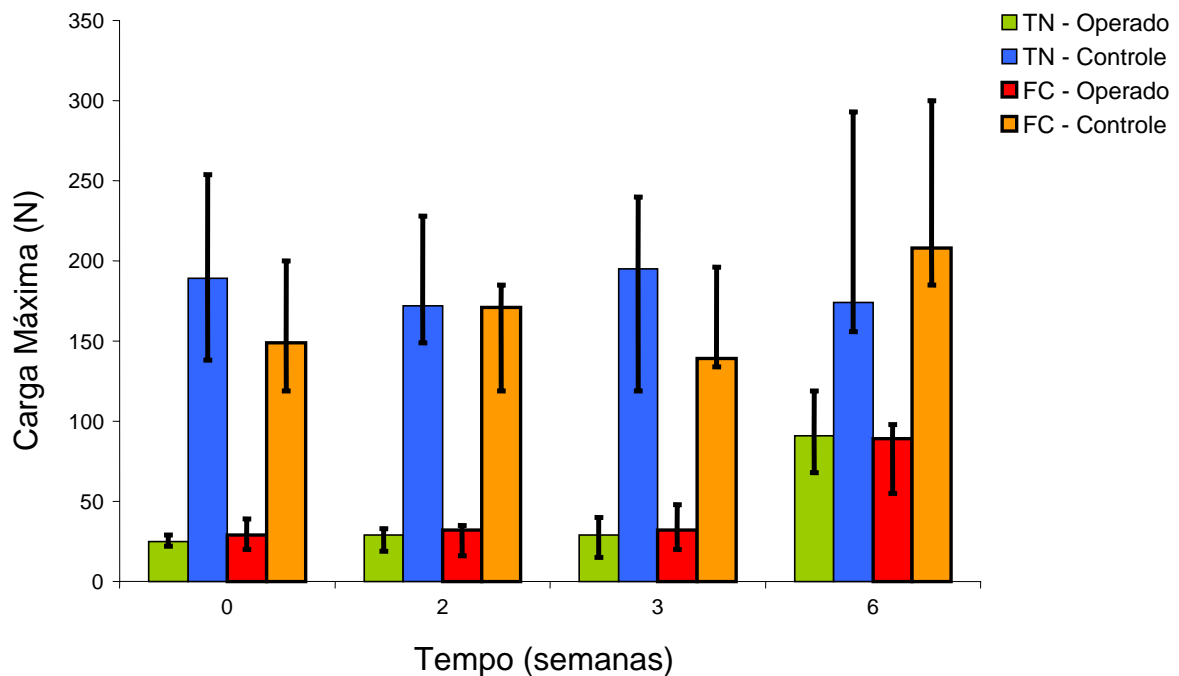


Figura 9 - Medidas descritivas (mediana, valor mínimo e máximo) da Carga Máxima (N) dos grupos TN e FC, lados operado e controle, nos quatro momentos experimentais.

Tabela 5 – Medidas descritivas (mediana, valor mínimo e máximo) da Tensão na Carga Máxima (MPa) segundo tempo de experimentação, tipo de sutura (tendão normal e fibrocartilagem) e lado (operado e controle).

TEMPO (semanas)	SUTURA	LADO	
		Controle	Operado
0	TN	22 (16 – 32) aAβ	3,1 (2,7 – 3,4) aAα
	FC	17 (14 – 22) aAβ	3,4 (2,2 – 4,7) aAα
2	TN	21 (18 – 27) aAβ	3,5 (2,2 – 3,8) aAα
	FC	20 (13 – 23) aAβ	3,5 (1,9 – 4,2) aAα
3	TN	22 (15 – 27) aAβ	3,7 (1,9 – 4,3) aAα
	FC	18 (14 – 32) aAβ	4,1 (2,9 – 7,8) aABα
6	TN	21 (18 – 40) aAβ	11,9 (7,5 – 13,6) aBα
	FC	25 (20 – 29) aAβ	9,9 (4,5 – 13) aBα

sutura: TN (tendão normal) / FC (fibrocartilagem)

letras minúsculas: comparação de sutura, fixado momento

letras maiúsculas: comparação de tempo, fixados sutura e lado

letras gregas: comparação de lado, fixados tempo e sutura

letras iguais: semelhança

letras diferentes: diferença

Tabela 6 – Hipóteses testadas: efeito da sutura, efeito do tempo, efeito do lado e comentários (Tensão na Carga Máxima).

Hipótese Testada	Comentário		
Efeito da sutura, fixado o momento	0	TN ≅ FC	
	2	TN ≅ FC	
	3	TN ≅ FC	
	6	TN ≅ FC	
Efeito do tempo, fixados sutura e lado	TN	Operado (0 ≅ 2 ≅ 3) < 6	
	FC	Operado [(0 ≅ 2) < 3] < 6	
Efeito do lado, fixados tempo e sutura	0	TN	Controle > Operado
		FC	Controle > Operado
	2	TN	Controle > Operado
		FC	Controle > Operado
	3	TN	Controle > Operado
		FC	Controle > Operado
6	TN	Controle > Operado	
	FC	Controle > Operado	

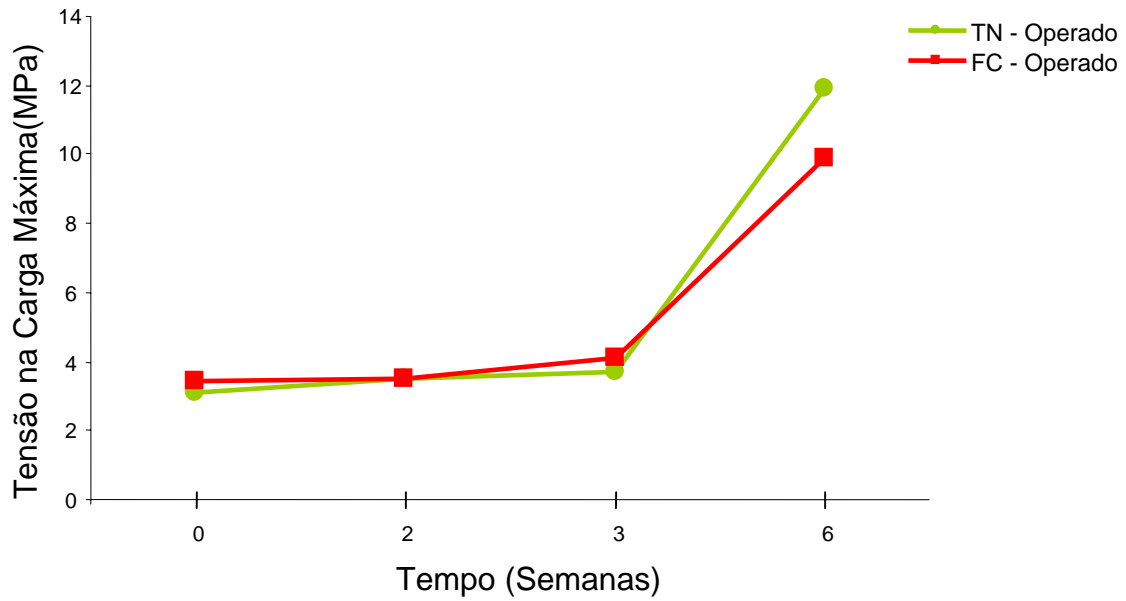


Figura 10 - Medianas da Tensão na Carga Máxima (MPa) dos grupos TN e FC, lado operado, nos quatro momentos experimentais.

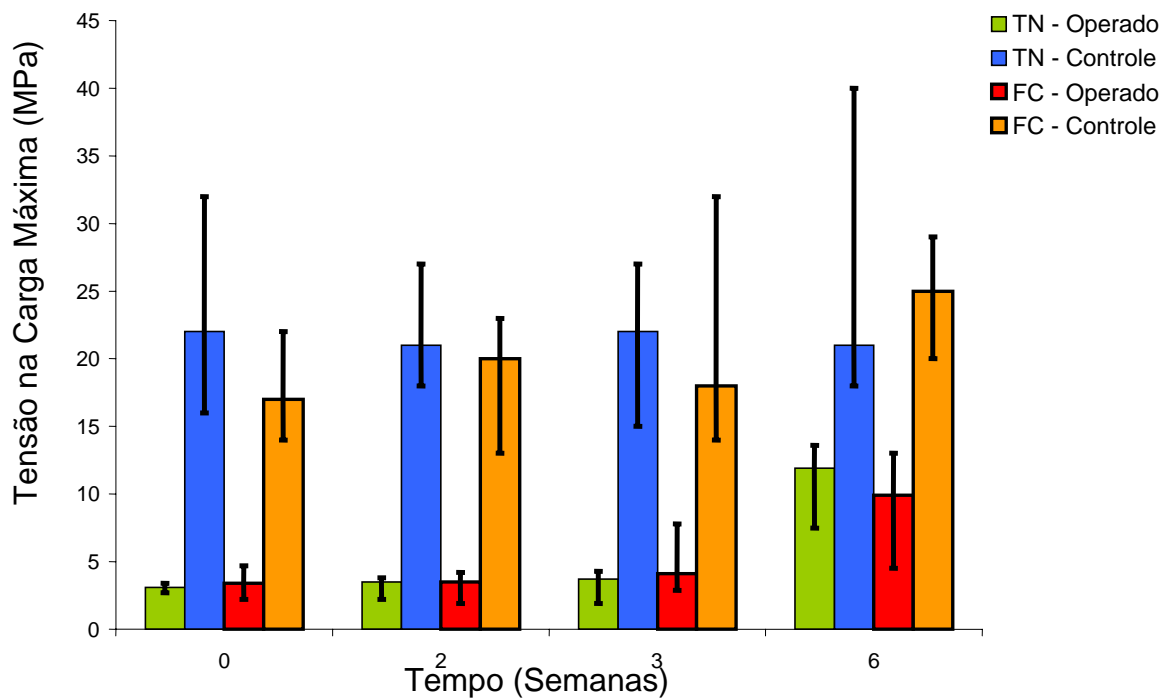


Figura 11 - Medidas descritivas (mediana, valor mínimo e máximo) da Tensão na Carga Máxima (MPa) dos grupos TN e FC, lados operado e controle, nos quatro momentos experimentais.

Tabela 7 – Medidas descritivas (mediana, valor mínimo e máximo) do Módulo de Elasticidade (MPa) segundo tempo de experimentação, tipo de sutura (tendão normal e fibrocartilagem) e lado (operado e controle).

TEMPO (semanas)	SUTURA	LADO	
		Controle	Operado
0	TN	119 (95,5 – 193) aAβ	16 (15 – 49) aAα
	FC	99 (87 – 120) aAβ	17 (10 – 22) aAα
2	TN	114 (89 – 131) aAβ	31 (2,8 – 41) aAα
	FC	114 (72 – 144) aAβ	30 (14 – 37) aAα
3	TN	164 (121 – 219) aAβ	35 (12 – 43) aAα
	FC	135 (62 – 265) aAβ	37 (14 – 123) aAα
6	TN	161 (96 – 195) aAβ	72 (55 – 91) aBα
	FC	119 (96 – 261) aAβ	71 (40 – 148) aBα

sutura: TN (tendão normal) / FC (fibrocartilagem)

letras minúsculas: comparação de sutura, fixado momento

letras maiúsculas: comparação de tempo, fixados sutura e lado

letras gregas: comparação de lado, fixados tempo e sutura

letras iguais: semelhança

letras diferentes: diferença

Tabela 8 – Hipóteses testadas: efeito da sutura, efeito do tempo, efeito do lado e comentários (Módulo de Elasticidade).

Hipótese Testada	Comentário	
Efeito da sutura, fixado o momento	0	TN ≅ FC
	2	TN ≅ FC
	3	TN ≅ FC
	6	TN ≅ FC
Efeito do tempo, fixados sutura e lado	TN	Operado (0 ≅ 2 ≅ 3) < 6
	FC	Operado (0 ≅ 2 ≅ 3) < 6
Efeito do lado, fixados tempo e sutura	0	TN Controle > Operado
		FC Controle > Operado
	2	TN Controle > Operado
		FC Controle > Operado
	3	TN Controle > Operado
		FC Controle > Operado
6	TN Controle > Operado	
	FC Controle > Operado	

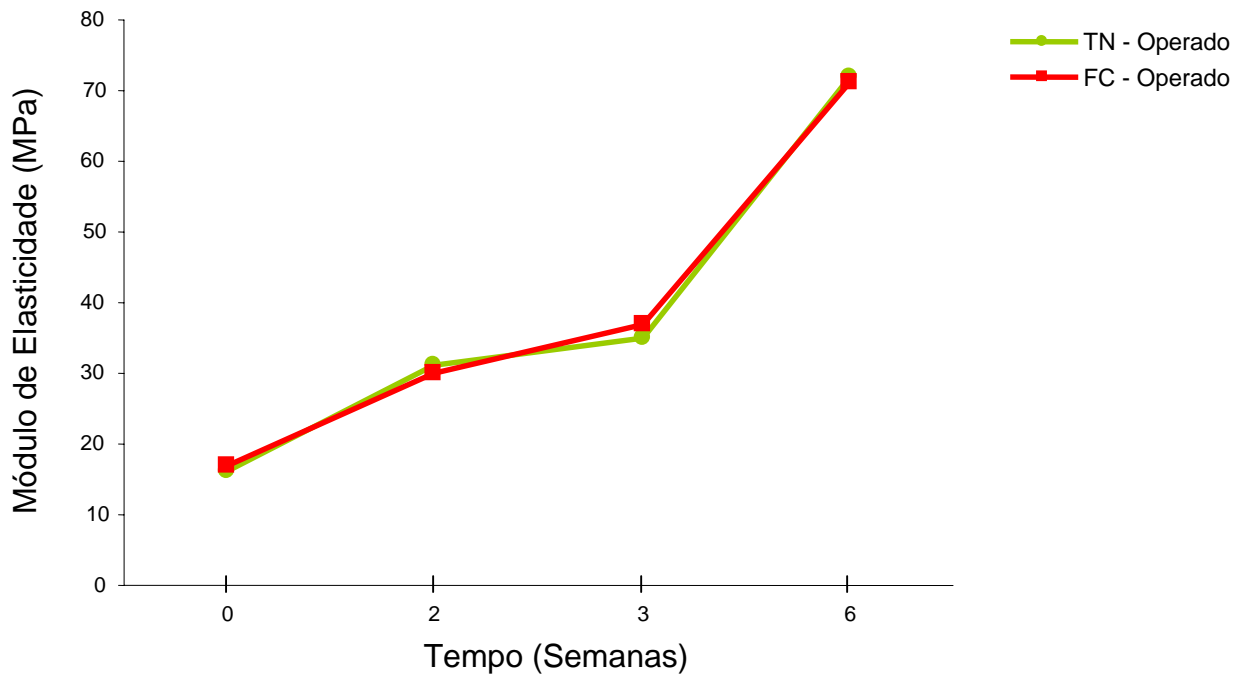


Figura 12 - Medianas do Módulo de Elasticidade (MPa) dos grupos TN e FC, lado operado, nos quatro momentos experimentais.

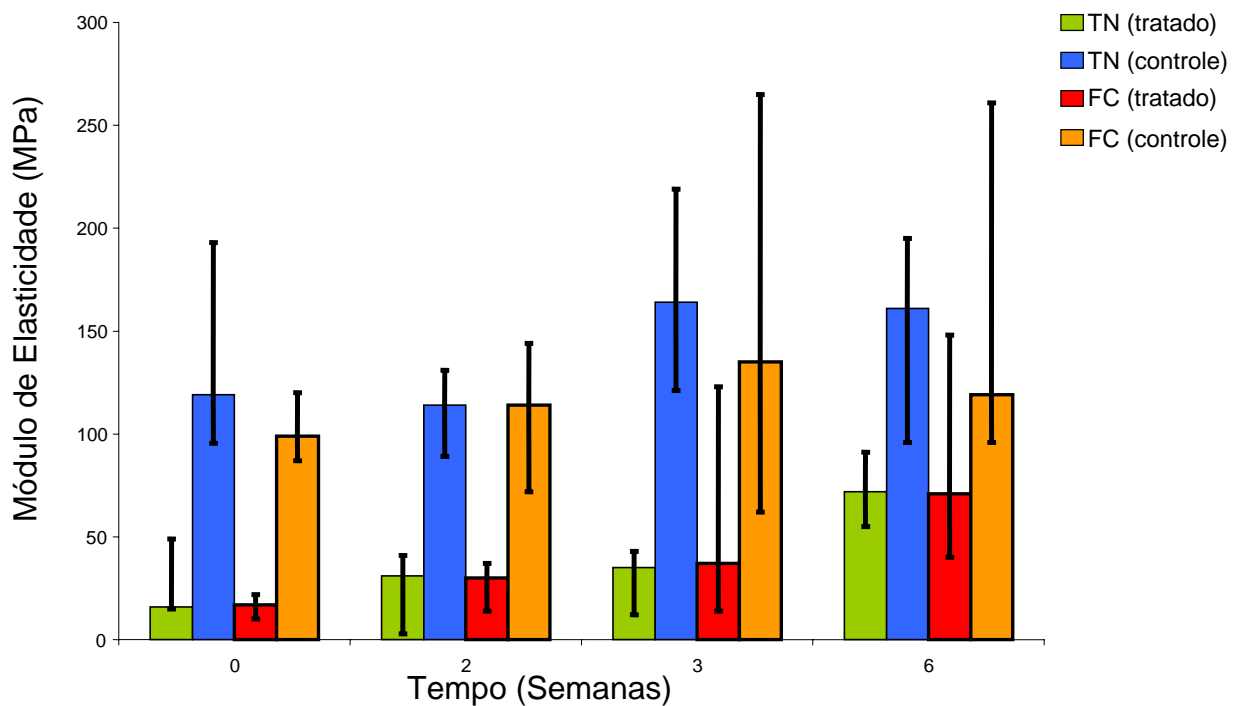


Figura 13 - Medidas descritivas (mediana, valor mínimo e máximo) do Módulo de Elasticidade (MPa) dos grupos TN e FC, lados operado e controle, nos quatro momentos experimentais.

Tabela 9 – Medidas descritivas (mediana, valor mínimo e máximo) da Energia na Carga Máxima ($N \cdot 10^{-3} \text{ m}$) segundo tempo de experimentação, tipo de sutura (tendão normal e fibrocartilagem) e lado (operado e controle).

TEMPO (semanas)	SUTURA	LADO	
		Controle	Operado
0	TN	514 (291 – 638) bAβ	53 (14 – 75) aAα
	FC	282 (209 – 522) aABβ	66 (46 – 108) aABα
2	TN	376 (320 – 580) aAβ	43 (18 – 76) aAα
	FC	383 (216 – 463) aABβ	53 (18 – 101) aAα
3	TN	374 (184 – 524) aAβ	34 (12 – 54) aAα
	FC	248 (176 – 347) aAβ	51 (28 – 99) aAα
6	TN	412 (308 – 899) aAβ	139 (87,5 – 239) aBα
	FC	507 (260 – 1043) aAβ	107 (78 – 169) aBα

sutura: TN (tendão normal) / FC (fibrocartilagem)

letras minúsculas: comparação de sutura, fixado momento

letras maiúsculas: comparação de tempo, fixados sutura e lado

letras gregas: comparação de lado, fixados tempo e sutura

letras iguais: semelhança

letras diferentes: diferença

Tabela 10 – Hipóteses testadas: efeito da sutura, efeito do tempo, efeito do lado e comentários (Energia na Carga Máxima)

Hipótese Testada	Comentário	
Efeito da sutura, fixado o momento	0	TN \cong FC
	2	TN \cong FC
	3	TN \cong FC
	6	TN \cong FC
Efeito do tempo, fixados sutura e lado	TN	Operado (0 \cong 2 \cong 3) < 6
	FC	Operado [0 > (2 \cong 3)] < 6
Efeito do lado, fixados tempo e sutura	0	TN Controle > Operado
		FC Controle > Operado
	2	TN Controle > Operado
		FC Controle > Operado
	3	TN Controle > Operado
		FC Controle > Operado
6	TN Controle > Operado	
	FC Controle > Operado	

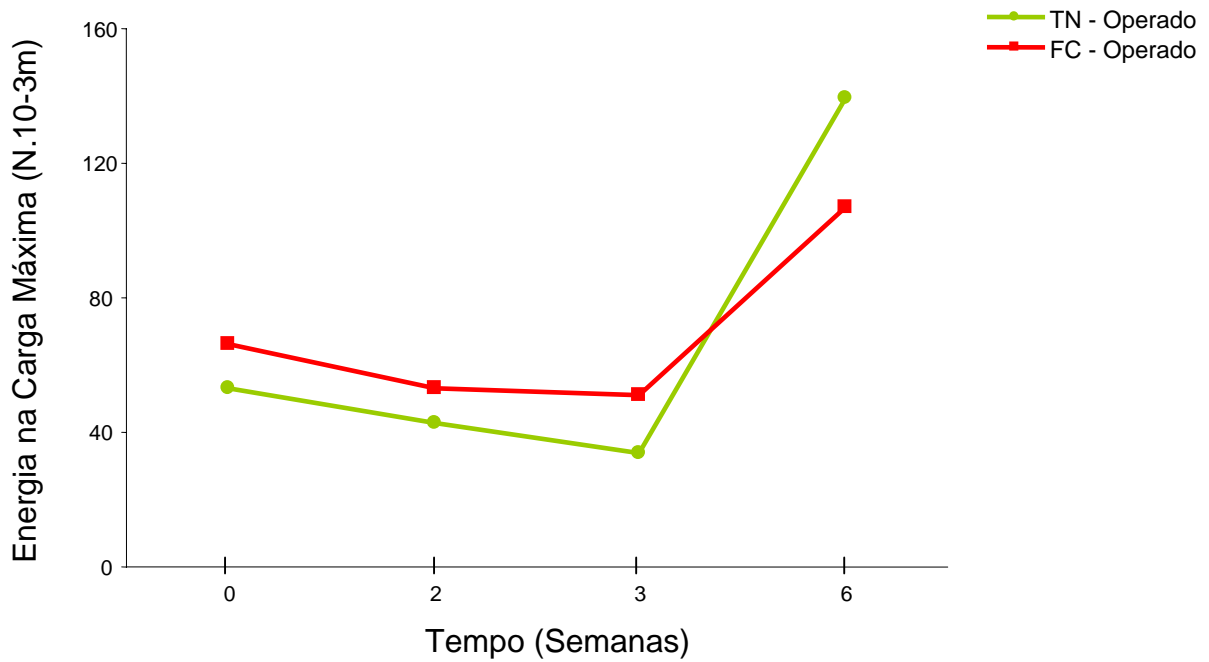


Figura 14 - Medianas da Energia na Carga Máxima (N.10-3m) dos grupos TN e FC, lado operado, nos quatro momentos experimentais.

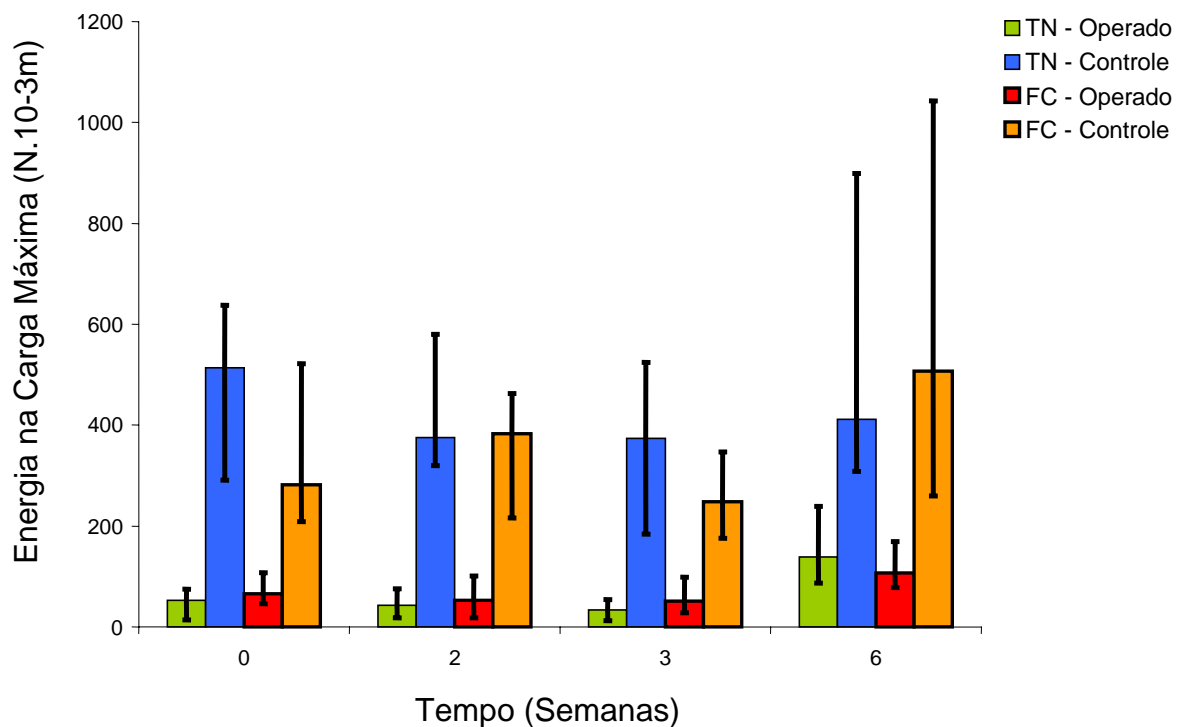


Figura 15 - Medidas descritivas (mediana, valor mínimo e máximo) da Energia na Carga Máxima (N.10-3m) dos grupos TN e FC, lados operado e controle, nos quatro momentos experimentais.

Tabela 11 – Medidas descritivas (mediana, valor mínimo e máximo) da Energia/Área (N.mm/mm²) segundo tempo de experimentação, tipo de sutura (tensão normal e fibrocartilagem) e lado (operado e controle).

TEMPO (semanas)	SUTURA	LADO	
		Controle	Operado
0	TN	63 (35 – 76) bAβ	6,3 (1,7 – 8,3) aAα
	FC	33 (25 – 60) aAβ	7,7 (5,0 – 12,8) aAα
2	TN	44 (39 – 69) aAβ	5,1 (2 – 8,9) aAα
	FC	44 (26 – 55) aAβ	6,3 (2,1 – 11,0) aAα
3	TN	44 (27 – 57) aAβ	4,1 (1,5 – 6,6) aAα
	FC	38 (21 – 55) aAβ	7,1 (4,2 – 15,8) bAα
6	TN	48 (34 – 108) aAβ	20 (11 – 25) aBα
	FC	56 (39 – 87) aAβ	13 (7 – 18) aBα

sutura: TN (tensão normal) / FC (fibrocartilagem)

letras minúsculas: comparação de sutura, fixado momento

letras maiúsculas: comparação de tempo, fixados sutura e lado

letras gregas: comparação de lado, fixados tempo e sutura

letras iguais: semelhança

letras diferentes: diferença

Tabela 12 – Hipóteses testadas: efeito da sutura, efeito do tempo, efeito do lado e comentários (Energia por Área).

Hipótese Testada	Comentário	
Efeito da sutura, fixado o momento	0	TN ≅ FC
	2	TN ≅ FC
	3	TN < FC
	6	TN ≅ FC
Efeito do tempo, fixados sutura e lado	TN	Operado (0 ≅ 2 ≅ 3) < 6
	FC	Operado (0 ≅ 2 ≅ 3) < 6
Efeito do lado, fixados tempo e sutura	0	TN Controle > Operado
		FC Controle > Operado
	2	TN Controle > Operado
		FC Controle > Operado
	3	TN Controle > Operado
		FC Controle > Operado
6	TN Controle > Operado	
	FC Controle > Operado	

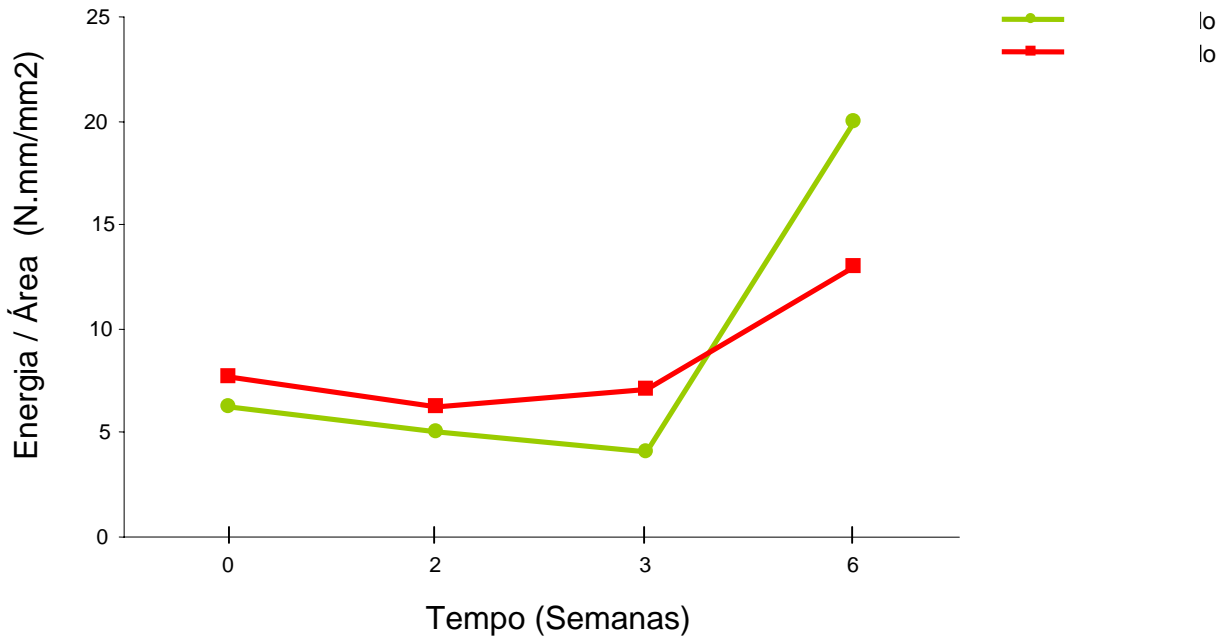


Figura 16 - Medianas da Energia / Área (N.mm/mm²) dos grupos TN e FC, lado operado, nos quatro momentos experimentais.

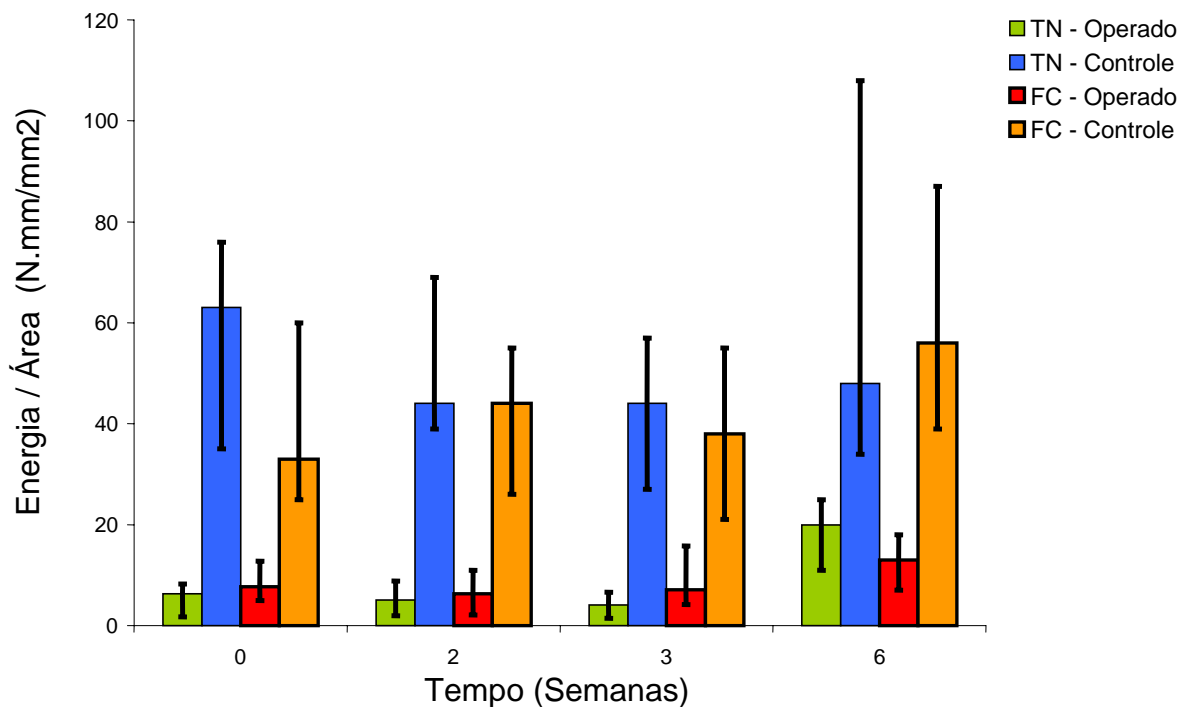


Figura 17 - Medidas descritivas (mediana, valor mínimo e máximo) da Energia por Área (N.mm/mm²) dos grupos TN e FC, lados operado e controle, nos quatro momentos experimentais.

3.3 Análise histopatológica

A análise realizada demonstrou que o processo de cicatrização tendinosa ocorreu de modo semelhante em ambos os grupos experimentais, isto é, no grupo Tendão Normal (TN) e no grupo Fibrocartilagem (FC), havendo diferenças somente nos subgrupos, relacionadas à evolução temporal dos fenômenos observados.

As figuras 18 e 19 demonstram os aspectos histológicos dos tendões normais íntegros não operados.

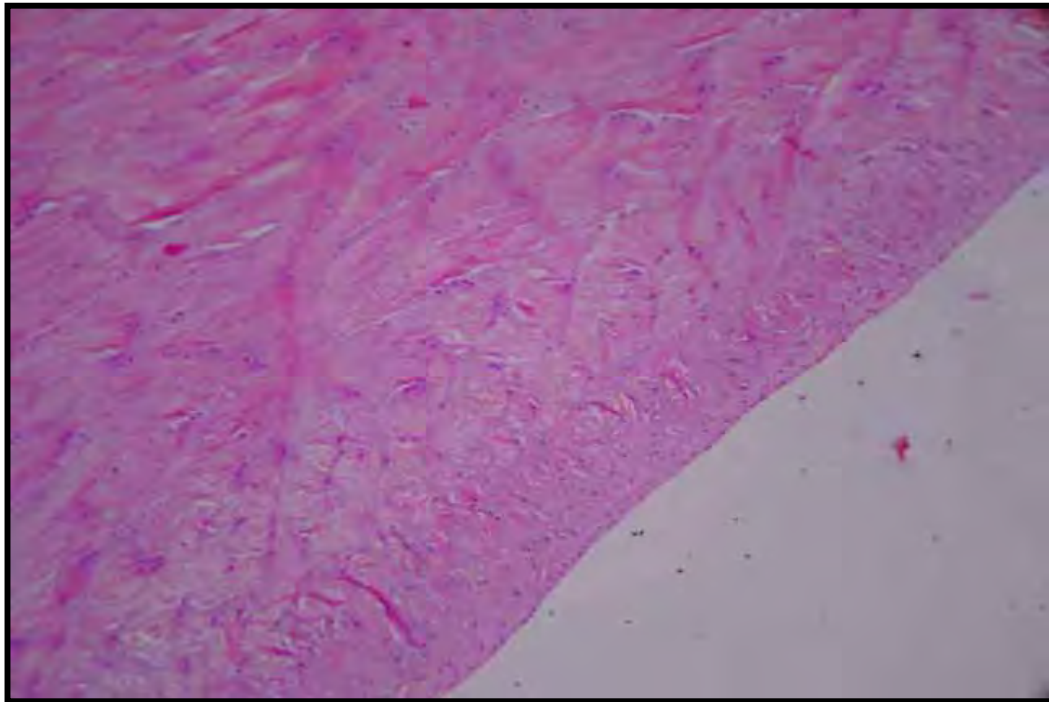


Figura 18 – Tendão não operado, mostrando colágeno denso com fibras de disposição paralela e tecido fibrocartilaginoso com fibras colágenas mais irregulares (HE- Aumento original 100X).

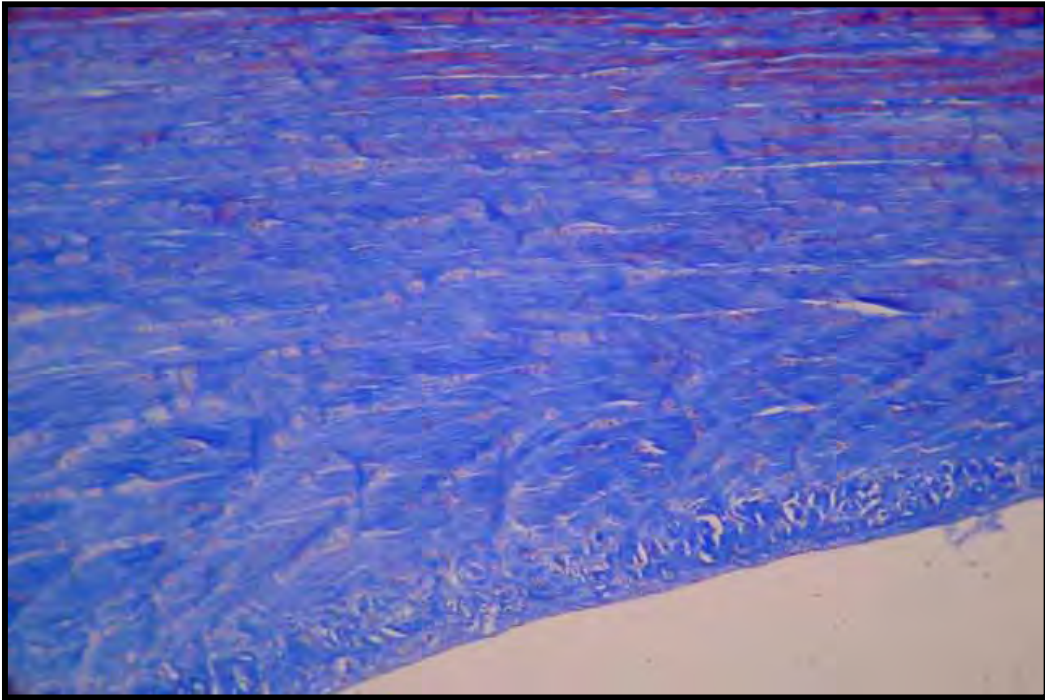


Figura 19 - Mesmo aspecto da figura 18, corado pelo tricrômico de Masson (Aumento original 100X).

3.3.1 Subgrupos TN₂ e FC₂ (duas semanas de pós-operatório)

Com duas semanas de evolução pós-operatória, quando o espaço entre os cotos tendinosos era amplo, ocorreu preenchimento principalmente por exsudato de fibrina e proliferação de tecido de granulação (Figuras 20 e 21). Nas situações em que o espaço entre os cotos tendinosos era menor, houve preenchimento predominantemente por tecido de granulação com edema intersticial, focos irregulares de depósitos de fibrina e discreto infiltrado inflamatório mononuclear permeado por poucos eosinófilos (Figura 22). Esse tecido de granulação, na região central do espaço, proliferou a partir dos vasos do interstício dos cotos tendinosos (Figura 23), com deposição, irregular, de fibras colágenas ainda imaturas, que se coraram discretamente pelo tricrômico de Masson (Figura 24); quando coradas pela técnica do picrossírius red e examinadas sob luz polarizada, esse colágeno praticamente não demonstrou refringência, em contraste com a intensa refringência do tecido tendinoso dos cotos (Figura 25). Em parte das amostras, a presença de pequeno espaço entre os cotos esteve acompanhada de deposição de fibras colágenas com disposição paralela ao eixo longitudinal do

tendão, que se coraram pelo tricrômico de Masson e demonstraram fibras delicadas e refringentes quando examinadas na coloração de picrossírius red sob luz polarizada (Figura 26). Nas zonas periféricas, o tecido de granulação se originou a partir dos tecidos peritendinosos, formando aderências com a derme e tecido sinovial circunjacentes; a deposição de colágeno nessas zonas apresentou disposição irregular (Figura 27). Em meio ao processo de reparação, identificaram-se granulomas do tipo corpo estranho que circundavam os fios de sutura e interrompiam a continuidade da deposição regular de colágeno.

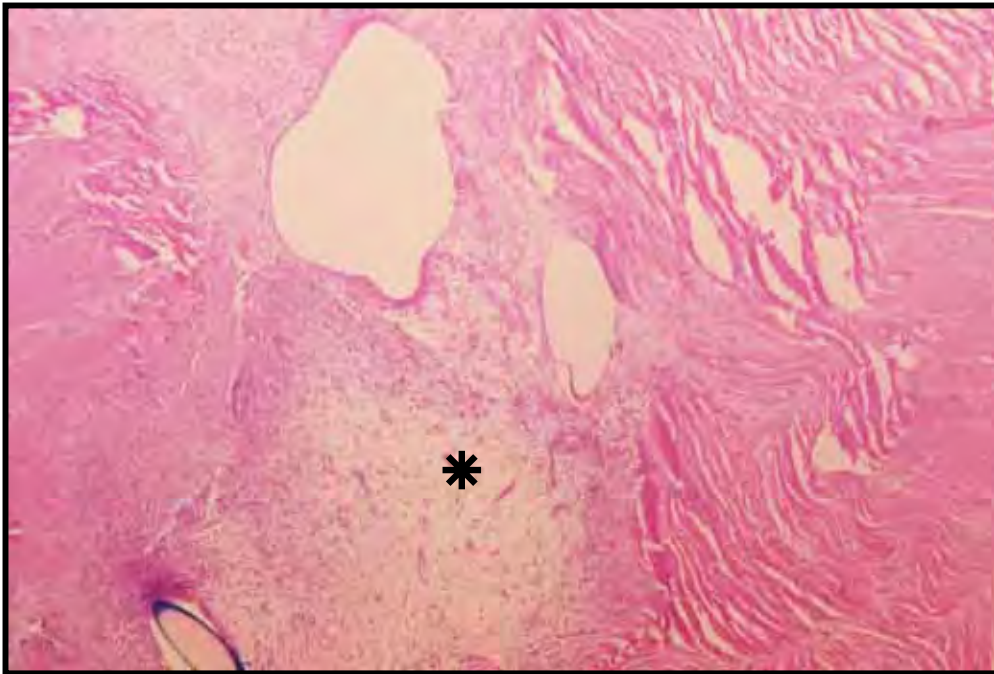


Figura 20 – Os cotos são representados por tecido conjuntivo denso adjacente ao espaço central amplo (*), no qual se observa deposição de fibrina e proliferação de tecido de granulação acompanhado de edema intersticial (HE – Aumento original 50X).

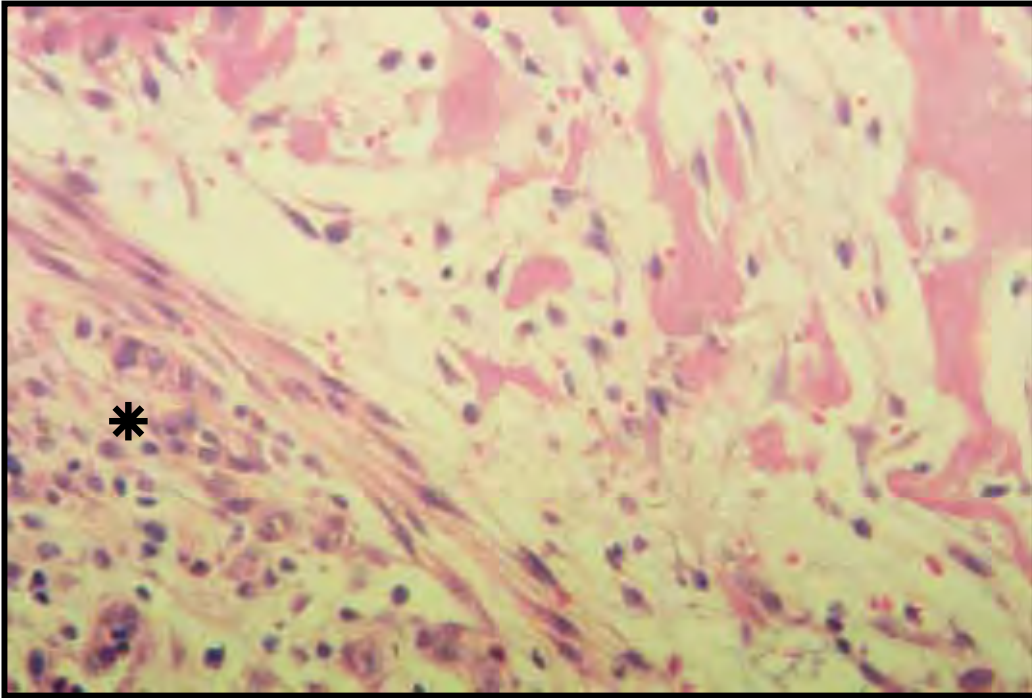


Figura 21 - Detalhe que ilustra o amplo espaço entre os cotos tendinosos, representado por depósito de fibrina, intenso edema intersticial, infiltrado inflamatório mononuclear discreto e proliferação de tecido de granulação (*) (HE – Aumento original 400X).

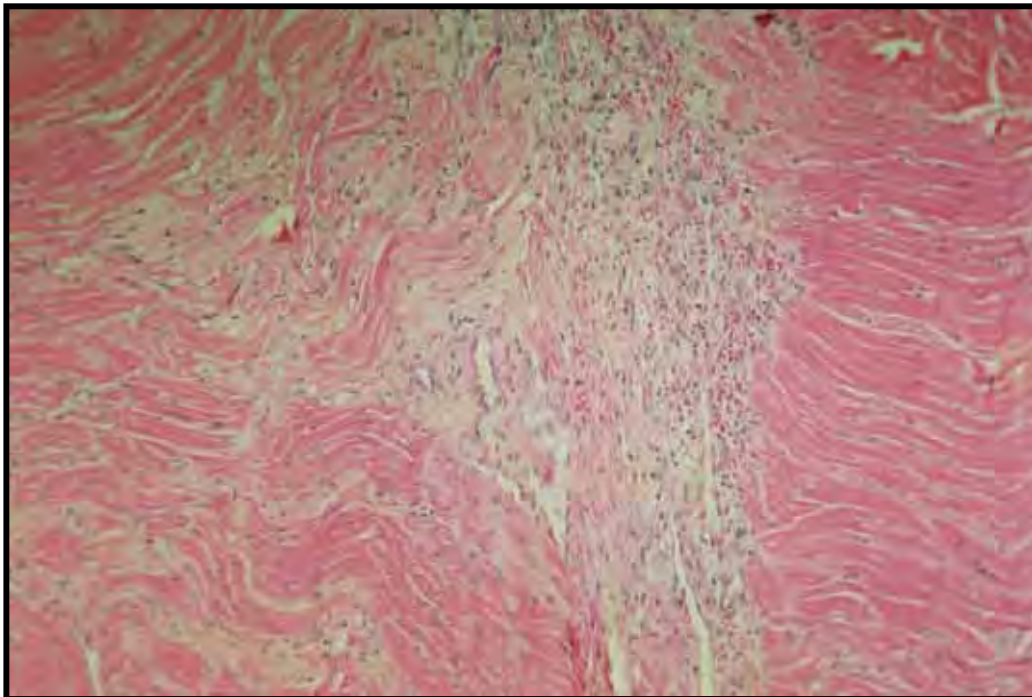


Figura 22 – O pequeno espaço entre os cotos encontra-se totalmente preenchido por tecido de granulação com discreto edema intersticial e infiltrado inflamatório mononuclear; observa-se, à esquerda do espaço, tecido de granulação a partir do interstício das fibras tendinosas do coto (HE – Aumento original 100X).

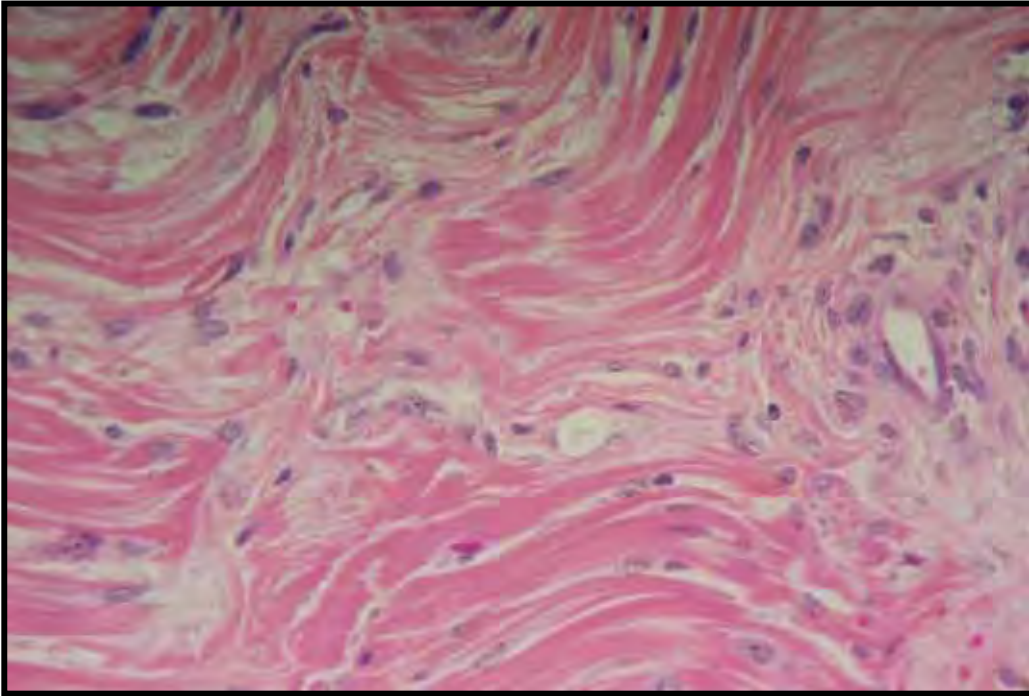


Figura 23 – Detalhe da figura 22 que demonstra tecido de granulação originário do interstício das fibras tendinosas do coto (HE - Aumento original 400X).

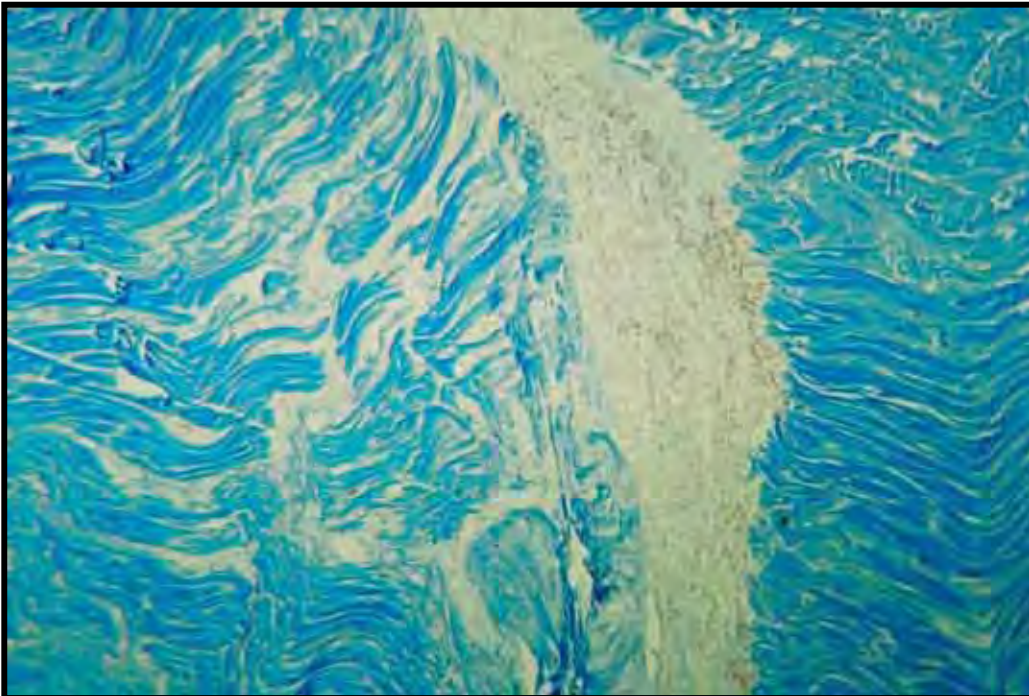


Figura 24 - Mesmo campo da figura 22, no qual se observa a presença de cotos tendinosos densamente corados e poucas fibras imaturas no espaço entre os cotos (Tricrômico de Masson – Aumento original 100X).

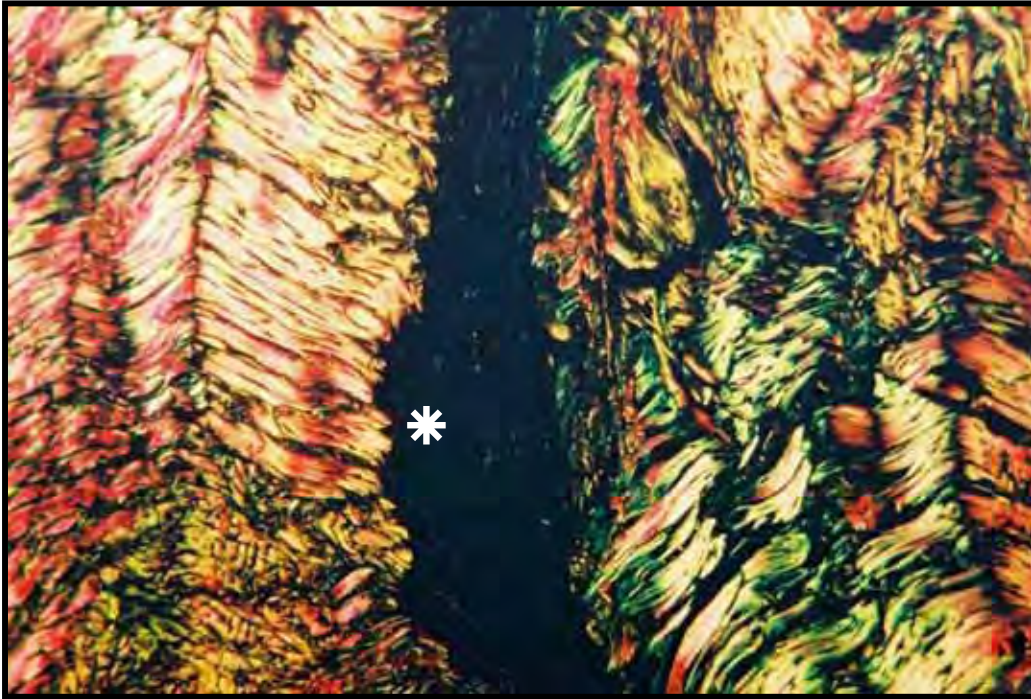


Figura 25 – Mesmo campo da figura 22, no qual se observa o espaço entre os cotos escuro, sem refringência (*), contrastando com a intensa refringência do colágeno dos cotos tendinosos (Picrossírius red sob luz polarizada – Aumento original 100X).

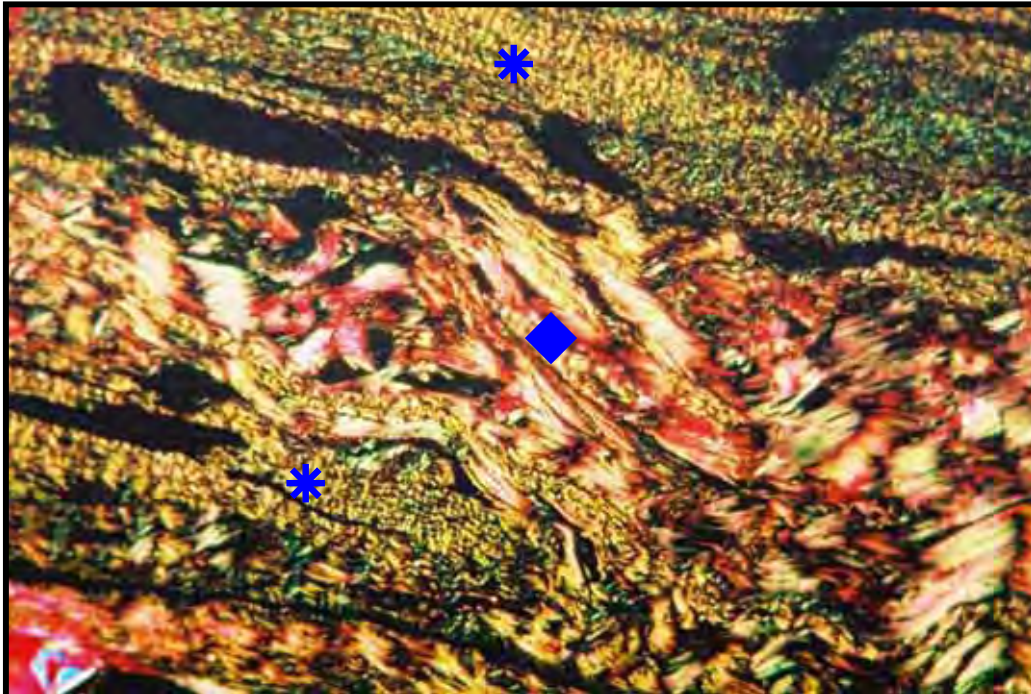


Figura 26 – Detalhe no qual se observa o espaço entre os cotos tendinosos (*) preenchido por colágeno imaturo, em disposição paralela ao tendão, mais delicado e menos refringente que o tendão normal remanescente (◆) (Picrossírius red sob luz polarizada – Aumento original 100X).

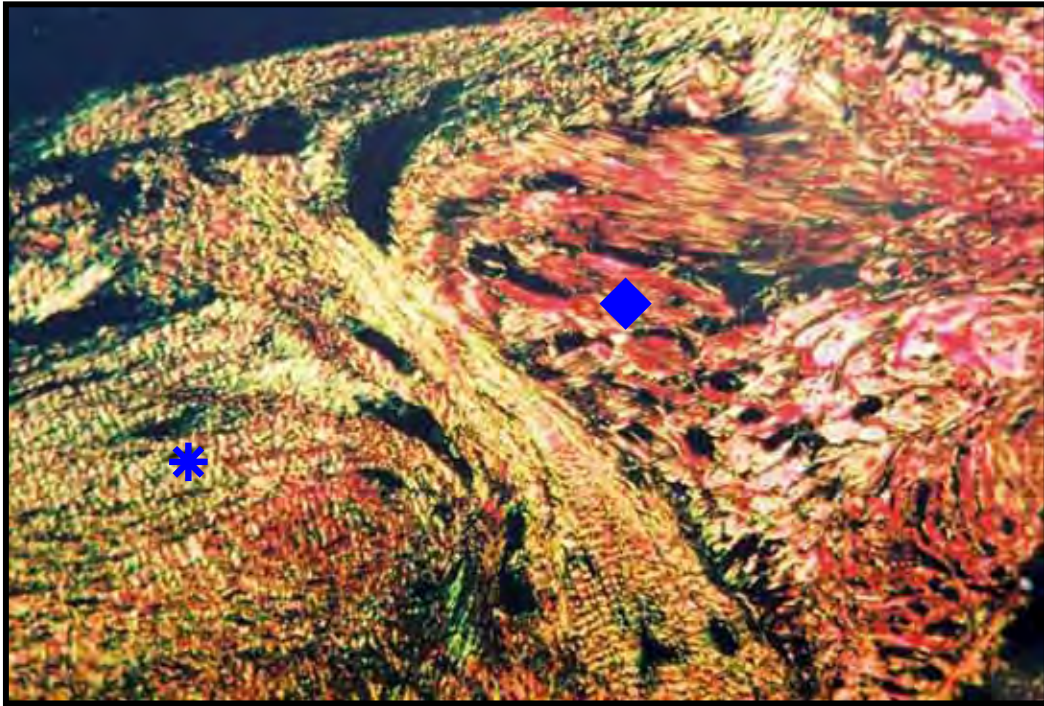


Figura 27 – Detalhe da deposição irregular de colágeno (*) na zona periférica do espaço entre os cotos tendinosos (◆) (Picrosirius red sob luz polarizada – Aumento original 100X).

3.3.2 Subgrupos TN₃ e FC₃ (três semanas de pós-operatório)

Nos animais sacrificados com três semanas de pós-operatório, houve redução do edema intersticial no tecido de granulação, ausência dos depósitos de fibrina, presença de infiltrado inflamatório mononuclear mínimo e deposição de colágeno mais denso em relação ao observado no período de duas semanas (Figura 28). As colorações pelas técnicas de tricrômico de Masson e picrosirius red confirmaram a presença de colágeno de disposição regular e mais denso do que ao observado na segunda semana de pós-operatório (Figuras 29 e 30).

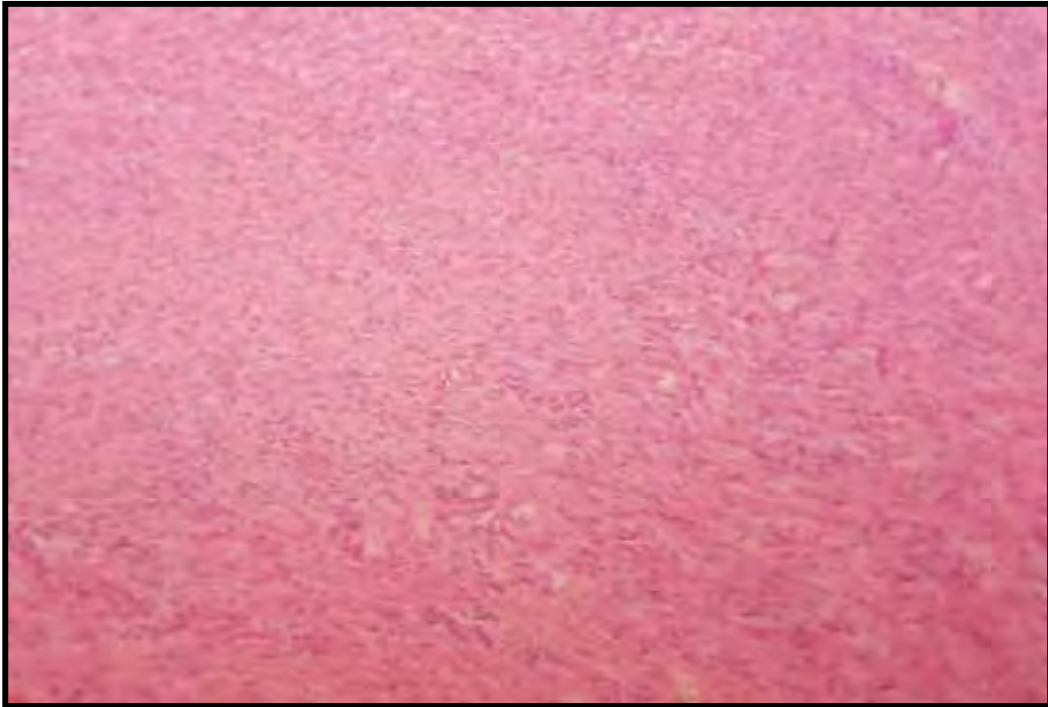


Figura 28 – O espaço entre os cotos tendinosos está preenchido, principalmente, por fibroblastos e fibras colágenas, acompanhados de pequena quantidade de tecido de granulação (HE – Aumento original 100X).

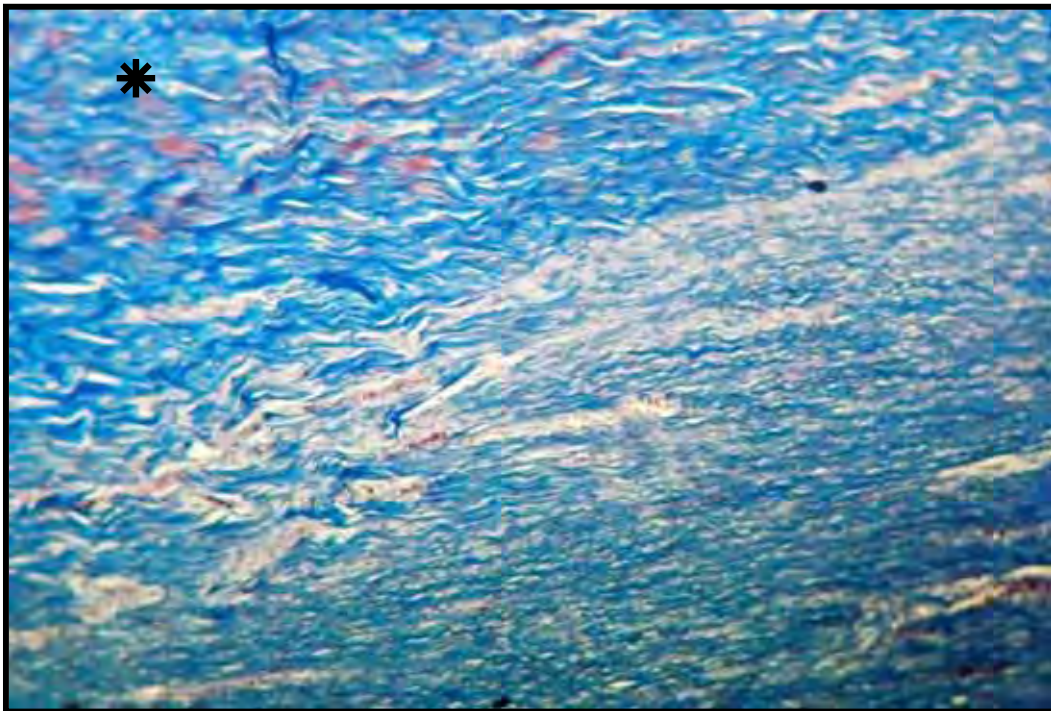


Figura 29 – Observa-se presença de colágeno denso junto ao coto tendinoso (*) em continuidade ao colágeno mais imaturo e vascularizado presente no espaço entre os cotos (Tricrômico de Masson – Aumento original 100X).

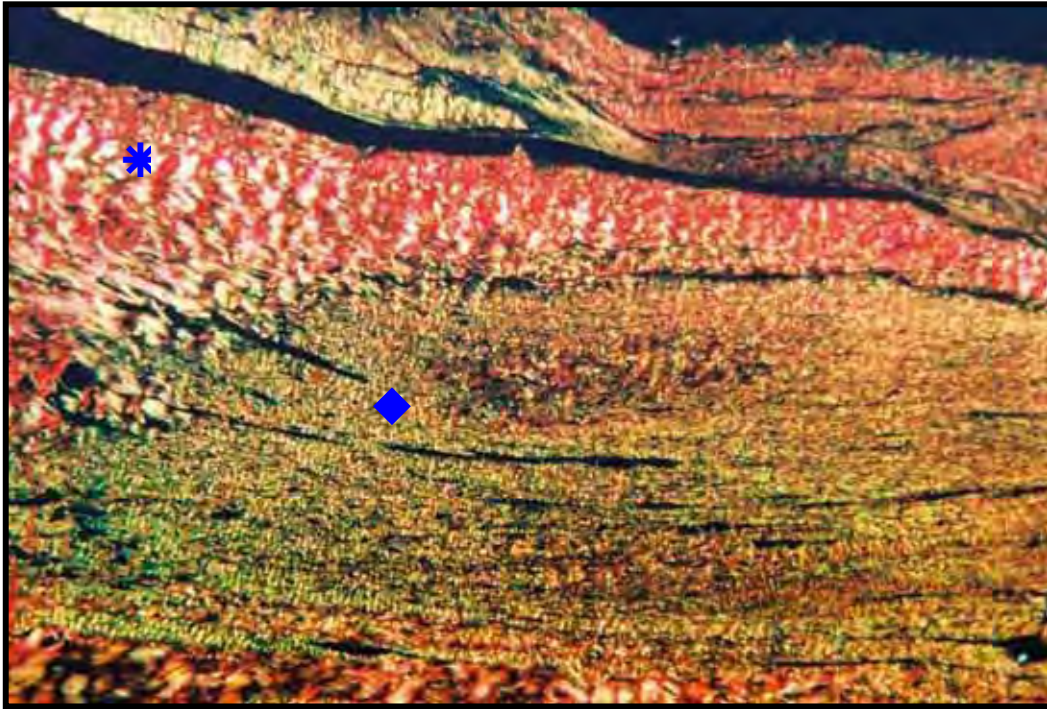


Figura 30 – Observa-se a presença de colágeno denso com intensa refringência no coto tendinoso(*), em continuidade com deposição de colágeno menos refringente e mais delicado, que ocupa o espaço entre os cotos tendinosos (◆) (Picrosirius red sob luz polarizada – Aumento original 100X).

3.3.3 Subgrupos TN₆ e FC₆ (seis semanas de pós-operatório)

Na sexta semana de pós-operatório, a maior parte do tecido de granulação foi substituída por depósito de colágeno denso (Figura 31) que se corou intensamente pelo tricrômico de Masson, de maneira semelhante ao tecido tendinoso dos cotos, em arranjo paralelo ao eixo longitudinal do tendão (Figura 32); quando corado pelo picrosirius red e examinado sob luz polarizada, o colágeno reparativo foi caracterizado por fibras mais delicadas e refringência pouco menos intensa quando comparado ao observado no tecido tendinoso dos cotos (Figura 33).

Os granulomas tipo corpo estranho que envolvem os fios de sutura e as aderências aos tecidos dérmicos e sinoviais nas zonas periféricas foram observados em todos os momentos experimentais, com progressivo aumento da densidade do colágeno cicatricial.

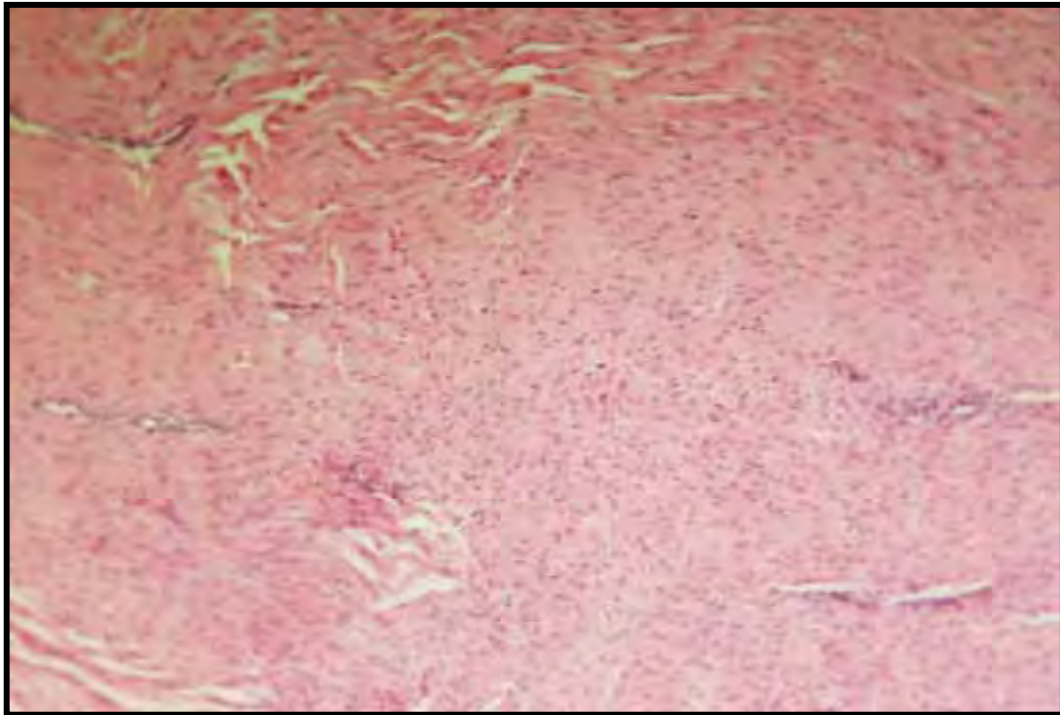


Figura 31 – Todo o espaço entre os cotos tendinosos está ocupado por tecido cicatricial composto de colágeno maduro (HE - Aumento original 100X).



Figura 32 – Há dificuldade na distinção entre o tecido tendinoso do coto em relação ao colágeno cicatricial do espaço, que apresenta disposição paralela ao eixo longitudinal do tendão (Tricrômico de Masson – Aumento original 100X).

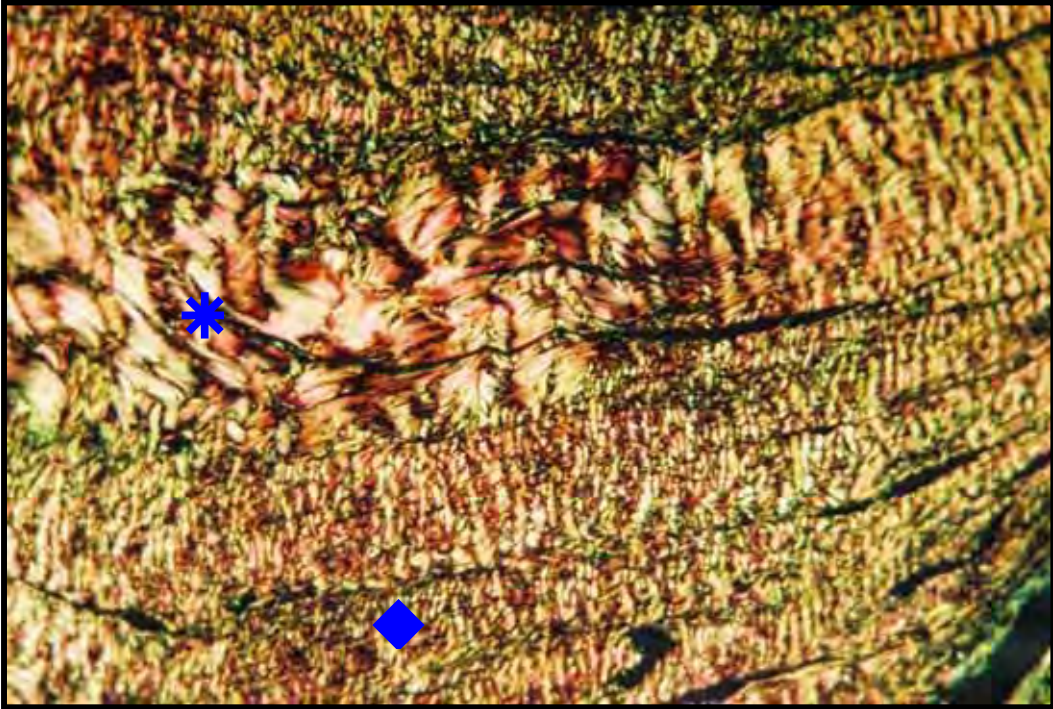


Figura 33 – Observa-se distinção entre o colágeno do coto (*) mais denso e refringente, em relação ao colágeno cicatricial, mais delicado, menos refringente e com arranjo paralelo ao eixo longitudinal do tendão (◆) (Picrosirius red sob luz polarizada – Aumento original 100X).

4 DISCUSSÃO

4.1 Animal de experimentação

O coelho, animal escolhido neste estudo, é amplamente utilizado na prática de cirurgia experimental, particularmente, na área de Ortopedia. Trata-se de animal criado em biotério para fins exclusivos de experimentação, apresentando grande semelhança morfológica e comportamental entre os indivíduos e é de fácil obtenção no nosso meio.

O tendão do músculo flexor profundo dos dedos do pé, utilizado no presente estudo, possui, na região do tarso, nódulo localizável macroscopicamente que permite identificar região de tendão normal com irrigação sangüínea e região de tendão fibrocartilaginoso avascular, o que torna possível a colocação do ponto central de sutura em uma dessas regiões específicas.

O local do nódulo do tendão apresenta aspectos morfológicos e bioquímicos distintos nas regiões de tendão normal e tendão fibrocartilaginoso. Na região de tendão normal, há presença de fibroblastos alongados dispostos em feixes de fibras colágenas paralelos e matriz extracelular com quantidade discreta de glicosaminoglicanos, predominando o dermatam sulfatado; na região de tendão fibrocartilaginoso, as células possuem formato condróide, o arranjo dos feixes de colágenos é irregular e há maior quantidade de glicosaminoglicanos na matriz extracelular com predomínio do condroitim sulfatado. O arranjo morfológico e a composição bioquímica da região do nódulo apresentam semelhanças com a região do tendão flexor profundo dos dedos da mão de humanos no nível da articulação interfalângica proximal (Lundborg & Myrhage, 1977; Lundborg et al., 1977; Gillard et al., 1979; Merrilees & Flint, 1980; Lundborg, 1988; Mills & Daniel, 1993).

Diversas espécies animais têm sido utilizadas em estudos experimentais de tendões. Nos estudos dirigidos exclusivamente para avaliações imediatas dos aspectos biomecânicos das suturas, a preferência tem sido pelo uso de tendões flexores dos dedos da mão de cadáveres humanos (Wade et al., 1986; Gordon et al., 1992; Trail et al., 1992; Aoki et al., 1995a; Aoki et al., 1995b; Soejima et al., 1995; Komanduri et al., 1996; Howard et al., 1997; Sanders et al., 1997; Gordon et al., 1998; Singer et al., 1998; Stein et al., 1998a; Stein et al.,

1998b; Thurman et al., 1998; McLarney et al., 1999; Barrie et al., 2001; Boyer et al., 2001b; Zobitz et al., 2001; Xie et al., 2002; Buendia et al., 2005; Severo et al., 2005), apesar de outras espécies, como cão (Ketchum et al., 1977; Momose et al., 2001; Barmakian et al., 1994; Boyer et al., 2001a; Sardenberg et al., 2002; Müller et al., 2003), porco (Robertson & Al-Qattan, 1992; Zatiti et al., 1997; Smith & Evans, 2001; Cao et al., 2002; Mishra et al., 2003; Wang et al., 2003; Tan et al., 2004; Lawrence et al., 2005), carneiro (Silfveskiöld & Andersson, 1993) e galinha (McDowell et al., 2002) serem citadas na literatura. Os experimentos relacionados à cicatrização tendinosa necessitam de observações realizadas após determinado período do procedimento cirúrgico e, portanto, dificultam o uso de seres humanos, uma vez que, nessa situação, somente parâmetros clínicos funcionais seriam utilizados para avaliação dos resultados. Assim sendo, na literatura observa-se que os estudos de cicatrização tendinosa, especificamente de tendões flexores dos dedos, são realizados, principalmente, com cães (Potenza, 1962; Gelberman et al., 1980; Gelberman et al., 1981; Gelberman et al., 1983; Defino et al., 1985; Nessler et al., 1992; Winters et al., 1998; Dinopoulos et al., 2000; Moraes et al., 2000; Boyes et al., 2001; Zhao et al., 2004), coelhos (Cowan & Courtemanche, 1959; Lundborg & Rank, 1978; Akali et al., 1999; Jones et al., 2002;) e galinhas (Hitchcock et al., 1987; Hatano et al., 2000; McDowell et al., 2002; Strick et al., 2004; Moran et al., 2005).

Aspectos relacionados à facilidade de obtenção do animal, manejo, experiência prévia do autor com o animal e com o tendão flexor profundo dos dedos do pé, semelhante ao tendão flexor profundo dos dedos da mão humana, particularmente no canal osteofibroso e no nível da articulação interfalângica proximal, com regiões que permitem delimitação entre tendão normal vascularizado e tendão fibrocartilaginoso avascular, justificam a escolha do coelho como animal de experimentação no presente estudo.

4.2 Momentos experimentais

Os momentos de experimentação delineados foram imediatamente após a sutura, duas, três e seis semanas de pós-operatório.

A necessidade de se estabelecerem vários momentos experimentais no estudo está relacionada às fases da cicatrização, classificadas como

inflamatória, proliferativa ou fibroblástica e maturação ou remodelamento (Strickland, 1982; Beredjikian, 2003; Bindra, 2004).

Na literatura, encontra-se variedade de períodos no estudo experimental da cicatrização tendinosa, porém, sempre com a preocupação de que haja correspondência com as três fases descritas ou especificamente com uma delas. Potenza (1962) escolheu períodos de um a 128 dias; Lundborg & Rank (1978) três dias, uma, três e seis semanas; Gelberman et al. (1980) três a 12 semanas; Gelberman et al. (1981) três a 12 semanas; Gelberman et al. (1983) 10 dias, três e seis semanas; Defino et al. (1985), quatro, oito e 16 semanas; Nessler et al. (1992) três e seis semanas; Winters et al. (1998) três e seis semanas; Moraes et al. (2000) sete e 15 dias; Dissopoulos et al. (2000) dez dias; Boyer et al. (2001), cinco, 21 e 42 dias; Zhao et al. (2004) um, três, cinco e sete dias.

Na presente investigação, a escolha do momento imediato teve como objetivo a avaliação mecânica do reparo realizado, sem o efeito dos eventos relacionados à cicatrização e, portanto, exclusivo da resistência da sutura. Os demais momentos experimentais (duas, três e seis semanas) são representativos das fases da cicatrização, particularmente a fibroblástica e de remodelação.

4.3 Método do ensaio mecânico

Os ensaios foram realizados em máquina universal de ensaio. Estes equipamentos foram desenvolvidos para ensaios de tração ou compressão, em corpos de prova isotrópicos, como metais e plásticos. Acoplado à máquina opera computador com programa que fornece dados e gráficos dos resultados obtidos, a partir de parâmetros e unidades previamente escolhidos.

A utilização de equipamento, desenvolvido para testar materiais isotrópicos, em testes de tendões, material viscoelástico, inclui a aceitação da existência de limitações do método. No entanto, não existe máquina de ensaio mecânico desenvolvida exclusivamente para testes de materiais biológicos viscoelásticos, ocorrendo justamente o oposto, isto é, o uso de equipamentos normalmente utilizados em engenharia, para estudo do comportamento mecânico de tendões e ligamentos. Cronkite (1935) utilizou máquina de teste do mesmo tipo que os engenheiros avaliam arames, cordas e outros materiais semelhantes.

O método de estudo do comportamento mecânico dos tendões baseia-se na deformação à tração, aplicada axialmente, com velocidade constante de carregamento até a ruptura, obtendo-se a curva carga-deformação característica do corpo de prova testado (Nordin et al., 2003).

As características da curva carga-deformação e as propriedades mecânicas são relacionadas à velocidade de aplicação de carga. Portanto, a comparação dos resultados das propriedades mecânicas dos tendões deve ser considerada para determinada velocidade. Na literatura, há variedade nas velocidades utilizadas em ensaios com tendões reparados, porém a faixa de 20mm/min a 50mm/min é a mais citada. Smith et al. (1993) classificaram as velocidades em baixa (0,18mm/min), média (18mm/min) e alta (6750mm/min). A velocidade utilizada, no presente estudo, 30mm/min pode ser considerada média e encontra-se dentro da faixa de velocidade mais freqüente em ensaios de tendões.

O tipo de sistema utilizado para fixar o tendão durante o ensaio de tração, também, pode influenciar os resultados. Em tese, o tipo ideal de garra deve fixar o tendão de modo a não ocorrer escorregamento e não criar concentração de estresse nas bordas e, conseqüente, produção de falha artificial e prematura (Viidik, 1979). A variedade das características dos tendões testados em diversos experimentos relativa a dimensões, presença de outros arranjos associados, como junção músculo-tendinosa e ósseo-tendinosa, implica no desenvolvimento de garras apropriadas para situações específicas. Na literatura, encontram-se referências ao uso de “garras compressivas”, “garras não deslizantes”, “garras de tendões”, “garras serrilhadas”, “garras lisas”, “garras com ranhuras interdigitais”, “garras especialmente desenvolvidas para o presente estudo”, “garras fornecidas pelo fabricante da máquina de ensaio”, “garras pneumáticas”, “garras com faces sinusoidais” e “garra de gelo seco” (“*dry-ice freeze clamp*”) sendo que, com exceção da “garras de gelo seco” (Riemersa & Schamhart, 1982) e “garras de faces sinusoidais” (Webster & Werner, 1983), em que há descrições específicas, não há explicações detalhadas sobre o desenho das demais garras citadas. Viidik (1979) afirmou que a garra deve ser desenhada ou adaptada para tipo e tamanho do tendão e que a compressão ideal deve estar no meio termo entre o escorregamento e a falha na garra, obtida empiricamente. Na presente investigação, foram utilizadas garras semelhantes às descritas por

Webster & Werner (1983), moldadas em alumínio, compostas por dois blocos com desenho sinusoidal e superfície lisa que, quando pressionadas, não se encaixam totalmente; a fixação entre as faces foi realizada com parafusos travados com porcas. O objetivo dos ensaios mecânicos foi avaliar o processo de cicatrização dos tendões e, portanto, utilizaram-se garras que não permitissem escape até carga suportada pela cicatriz (Zatiti et al., 1997). O fato de os tendões reparados romperem-se sempre na região da cicatriz atesta a eficiência do sistema. Nos tendões normais, utilizados como controle, a ruptura ocorreu sempre no espaço entre a garra e o nódulo. O fato de todos os tendões utilizados como controle romperem-se no mesmo local indica homogeneidade da amostra e do método.

As propriedades mecânicas analisadas no presente estudo foram Carga Máxima, Tensão na Carga Máxima, Módulo de Elasticidade, Energia na Carga Máxima e Energia por Área. A área de secção, essencial para o cálculo da Tensão na Carga Máxima, Módulo de Elasticidade e Energia por Área foi obtida por meio de mensurações da região do nódulo do tendão contralateral aplicando-se a fórmula da área da elipse ($A = \pi \times \text{altura} \times \text{largura} / 4$) (Nessler et al., 1992; Boyer et al., 2001b). O ideal é utilizar a área de secção do próprio corpo de prova a ser testado mecanicamente; no entanto, a colocação dos pontos de sutura e, principalmente, o processo de cicatrização, induzem à formação de irregularidades morfológicas no local de mensuração. Além disso, a dissecação anatômica para a retirada do tendão, também, pode interferir na forma e volume do local da cicatriz. O aspecto irregular do local a ser mensurado pode, portanto, trazer dificuldades técnicas para obtenção da área de secção, exigindo equipamentos complexos e não disponíveis. Deve-se lembrar ainda que, no ensaio de tração, a própria deformação progressiva do tendão causa diminuição da área de secção, sendo necessário admitir, para o cálculo da tensão, a área de secção inicial. Boyer et al. (2001b), em estudo sobre a influência da área de secção nas propriedades mecânicas do tendão flexor dos dedos da mão de cadáveres humanos, realizaram mensurações no mesmo tendão a ser testado, previamente à lesão e reparo. Nessler et al. (1992), em experimento sobre cicatrização tendinosa em lesão parcial de tendão flexor dos dedos da mão de cães, utilizaram o tendão contralateral para o cálculo da área de secção. As dificuldades para mensuração da área de secção em ensaios de tração com tendões e ligamentos referem-se, em última análise, às dificuldades inerentes aos

métodos de estudo das propriedades mecânicas de materiais biológicos e, muitas vezes, são intransponíveis, exigindo a adoção de alternativas que devem ser consideradas na análise dos resultados obtidos.

O diagrama carga-deformação é o método clássico de caracterização do comportamento mecânico dos tendões. A curva carga-deformação dos tendões e ligamentos apresenta regiões com características e significados próprios. Inicialmente, há a fase de acomodação, na qual pequenas cargas produzem deformação, uma vez que as fibras do tecido não estão carregadas na totalidade; em seguida, há a fase elástica, na qual as fibras perdem o aspecto ondulado e tornam-se paralelas, existindo correspondência entre carga aplicada e a deformação obtida sendo que, cessado o carregamento até o limite desta fase, o corpo de prova retorna à dimensão inicial; segue-se a fase plástica, caracterizada pelo início da ruptura das fibras do tendão, terminando no ponto de ruptura, quando o material não suporta cargas (Carlsted, 1987; Nordin et al., 2003; Bindra, 2004) (Figura 34).

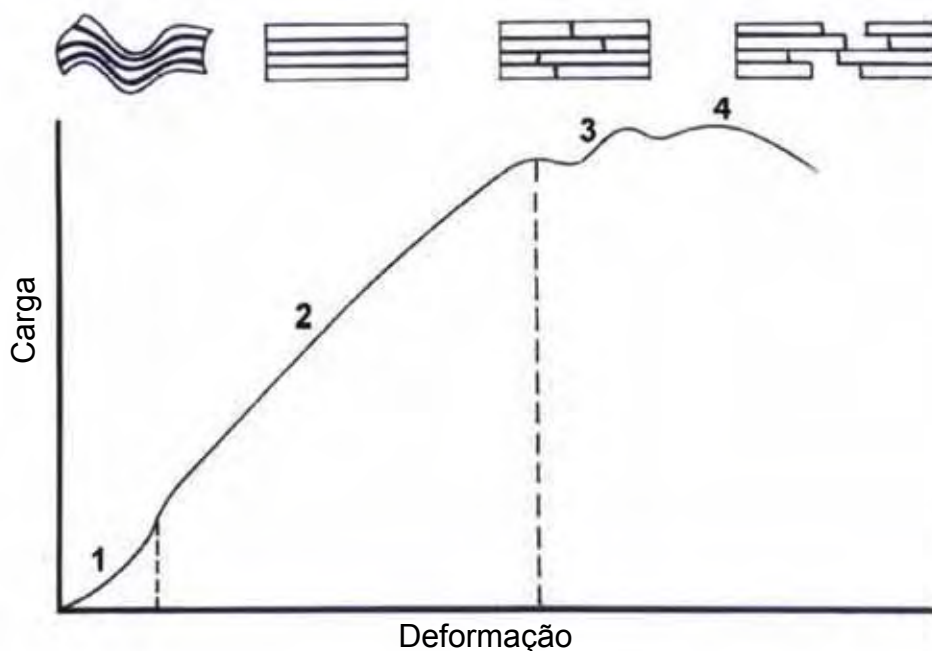


Figura 34 – Diagrama carga-deformação com as diversas regiões da curva: acomodação (1), fase elástica (2), fase plástica (3) e limite de ruptura (4). Adaptada de Nordin et al., 2003 e Bindra 2004.

As propriedades mecânicas dos tecidos biológicos podem ser caracterizadas como estruturais, relacionadas à determinada estrutura anatômica específica e materiais, relacionadas à qualidade e quantidade dos componentes da estrutura sendo, portanto, dependentes da área de secção da estrutura. A Carga Máxima e a Energia na Carga Máxima são classificadas como propriedades estruturais, enquanto que Tensão na Carga Máxima, Módulo de Elasticidade e Energia por Área são definidas como propriedades materiais (Smith et al., 1993; Hernandez, 1994; Müller, 1998).

A utilização de várias propriedades na análise do comportamento mecânico dos tendões é fundamental, particularmente no estudo da curva carga-deformação, uma vez que valores semelhantes de uma mesma propriedade, por exemplo, Carga Máxima, podem ocorrer com valores distintos de Módulo de Elasticidade, dependendo das características do corpo de prova testado.

Na presente investigação, o objetivo foi avaliar o efeito da sutura nas regiões de tendão normal (vascularizada) e tendão fibrocartilaginoso (avascular) ao longo do processo de cicatrização e, nessas circunstâncias pode-se considerar que o método de ensaio mecânico, assim como as propriedades mecânicas utilizadas foram satisfatórios para a caracterização biomecânica dos tendões íntegros e reparados.

4.4 Método do estudo histopatológico

O estudo histopatológico foi realizado por meio de microscopia óptica de secções de tecidos coradas com hematoxilina-eosina (HE), tricrômico de Masson e picrossírius red e análise descritiva das imagens.

A microscopia óptica é amplamente utilizada em estudos experimentais sobre cicatrização tendinosa (Potenza, 1962; Mattheus & Richards, 1974; Lundborg & Rank, 1978; Manske & Lesker, 1984; Defino et al., 1985; Al-Qattan et al., 1995; Akali et al., 1999; Khan et al., 2000; Hatano et al., 2000; Moran et al., 2000; Özgenel et al., 2001; Jones et al., 2002; Giordano et al., 2004).

Iniciou-se a análise das lâminas com a coloração HE, técnica padrão para estudos histológicos; posteriormente, utilizou-se o tricrômico de Masson, que apresenta especificidade para tecido conjuntivo (azul) e o picrossírius red,

também, específico para tecido conjuntivo que, sob luz polarizada, possibilita melhor visualização do alinhamento das fibras de colágeno (Hossne, 2004).

Os achados histopatológicos, na presente investigação, foram descritos sob ponto de vista qualitativo, com base em estudos anteriores de cicatrização tendinosa e, tornou possível caracterizar as semelhanças e diferenças dos aspectos morfológicos observados nos dois grupos experimentais (TN e FC), ao longo dos períodos de observação de duas, três e seis semanas de pós-operatório (Bunnell & Boyes, 1967; Abrahamsson, 1991; Liu et al., 1995; Strickland, 1999; Beredjikian, 2003; Bindra, 2004).

4.5 Observação clínica e marcha

A observação da evolução clínica dos animais operados teve como objetivo avaliar o estado geral, presença de infecção no membro operado, imobilização do membro operado e marcha.

Os animais de ambos os grupos apresentaram comportamento clínico e marcha semelhantes.

O sistema de imobilização do membro pélvico operado, após várias tentativas na fase de padronização de procedimentos do experimento, funcionou adequadamente e sem complicações.

A observação da marcha, durante o período de imobilização do membro pélvico operado, não acrescentou elementos significativos para o experimento; durante o período sem imobilização nos animais dos subgrupos TN₆ e FC₆ a carga progressiva no membro operado, ainda que com claudicação, indicou melhora funcional da extremidade operada.

4.6 Estudo das propriedades mecânicas

Os ensaios mecânicos foram realizados com tendões isolados, isto é, sem inserções ósseas ou junções músculo-tendinosas. Desse modo, o estudo é limitado às características do local do reparo e da cicatrização.

Os ensaios mecânicos realizados imediatamente após o reparo (subgrupos TN₀ e FC₀) avaliaram a resistência inicial da sutura. De fato, avaliou-

se comparativamente o local do reparo, região de tendão normal (Grupo TN) ou região de tendão fibrocartilaginoso (Grupo FC), uma vez que todos os outros fatores não variaram em ambos os grupos experimentais.

Apesar de a passagem da agulha e do fio na região de tendão fibrocartilaginoso, tanto do ponto central como da sutura periférica circunferencial contínua, permitir a impressão subjetiva de maior resistência, a análise estatística dos resultados não demonstrou diferença nos subgrupos TN₀ e FC₀. É possível supor que a sutura periférica circunferencial contínua, que pode aumentar em até 50% a resistência do reparo central (Strickland, 1999), tenha equalizado os reparos realizados nas regiões de tendão normal e fibrocartilaginoso; no entanto, essa afirmação não pôde ser comprovada, uma vez que não foram realizados ensaios mecânicos somente com a sutura central.

A colocação da sutura central na face dorsal ou palmar do tendão flexor dos dedos da mão é tema de vários estudos experimentais de análise mecânica imediata. A questão principal nesse aspecto é que a face dorsal é vascularizada e, teoricamente, a sutura colocada nesse local poderia prejudicar a cicatrização. O quadro 2 (página 73) apresenta resumo de alguns desses estudos, nos quais observa-se grande variedade de corpos de prova e metodologias; de qualquer modo, há predomínio de resultados que indicam melhor desempenho mecânico da sutura colocada na face dorsal do tendão. Em relação ao modelo experimental da presente investigação, a face dorsal do tendão corresponde ao tendão normal (Grupo TN) e a face palmar ao tendão fibrocartilaginoso (Grupo FC).

Os estudos de Soejima et al. (1995) e de Stein et al. (1998a) aproximam-se da presente investigação, uma vez que variaram somente o local da sutura central (dorsal ou palmar) e utilizaram ensaio mecânico linear com tendão isolado. Soejima et al. (1995) encontraram perfil mecânico superior na sutura colocada na face dorsal enquanto que Stein et al. (1998a) não observaram diferenças atribuídas ao local do reparo. Estudos experimentais, a serem realizados, somente com sutura central, sem a periférica, poderiam, eventualmente, esclarecer essas discrepâncias.

Os ensaios mecânicos realizados nos períodos de duas, três e seis semanas de pós-operatório avaliaram a resistência da cicatriz tendinosa. As propriedades mecânicas estudadas nos grupos TN e FC não apresentaram

diferenças estatísticas significativas, com exceção da Energia por Área no período de três semanas de pós-operatório, no qual o Grupo FC apresentou valores maiores que o Grupo TN. Esses resultados indicam que, mecanicamente, não houve diferença no processo de cicatrização tendinosa em relação à localização do ponto central da sutura, na região de tendão normal vascularizada ou na região de tendão fibrocartilaginoso avascular.

A colocação do ponto central da sutura na região vascularizada do tendão (Grupo TN) poderia, em teoria, agredir o suprimento sanguíneo e prejudicar a cicatrização. No entanto, a imobilização da extremidade operada por três semanas no pós-operatório, provavelmente favoreceu os mecanismos extrínsecos de cicatrização e diminuiu o possível efeito deletério da sutura na região vascularizada do tendão (Bindra, 2004).

No período de três semanas de observação, a Energia por Área foi maior no Grupo FC. A Energia por Área pode ser caracterizada como a capacidade do corpo de prova de absorver impactos. Nos materiais viscoelásticos como tendões, está relacionada à quantidade de material e ao arranjo das fibras colágenas. É possível imaginar que com três semanas o Grupo FC tenha apresentado cicatriz com maior volume e arranjo de colágeno irregular, que justificariam maior capacidade de absorção de impacto. No entanto, tratou-se de achado pontual, uma vez que, com seis semanas, os valores foram semelhantes em ambos os grupos.

A influência do tempo no processo de cicatrização tendinosa foi semelhante em ambos os grupos experimentais, TN e FC, com estabilização dos valores das propriedades mecânicas no período imediato até três semanas de pós-operatório, seguido de aumento acentuado com seis semanas.

Na literatura consultada, não foram encontrados experimentos que variassem a colocação do ponto central da sutura na região vascularizada ou fibrocartilaginosa avascular do tendão e que avaliassem o processo de cicatrização, para comparação mais apurada com os dados da presente investigação. O estudo de Nessler et al. (1992) relativo à cicatrização de regiões de tendão normal e tendão fibrocartilaginoso em tendões flexores dos dedos da mão de cães indicou desempenho morfológico e mecânico superiores da cicatrização da fibrocartilagem nos períodos de três e seis semanas; no entanto, o modelo experimental foi de lesão parcial, sem material de sutura e movimentação

ativa imediata no pós-operatório. Nessas circunstâncias, provavelmente pode ter ocorrido predomínio de mecanismos intrínsecos de cicatrização tendinosa e a fibrocartilagem, com seu arranjo irregular do colágeno apresentou cicatriz mais precoce que o tendão normal, que exige maior tempo para o alinhamento das fibras de colágeno.

O quadro 3 (página 74) apresenta resumos de alguns estudos experimentais de reparo tendinoso com avaliação de propriedades mecânicas ao longo de determinados períodos de tempo. Novamente, a grande variedade de corpos de prova e métodos dificulta a análise comparativa direta; no entanto, observa-se que, somente nos estudos de Masson & Allen (1941), Hitchcock et al. (1987) e Wada et al. (2001) que utilizaram imobilização no pós-operatório, houve queda da resistência do reparo nos primeiros dias do pós-operatório, em período variando de cinco a 20 dias. Os demais estudos apresentaram, independente do tipo de pós-operatório, isto é, com imobilização ou movimentação, aumento lento e progressivo desde o início do reparo ou ausência de queda da resistência nas primeiras três semanas. Deve-se destacar que os estudos comparativos de pós-operatório com imobilização versus movimentação, como os de Gelberman et al. (1982), Hitchcock et al. (1987) e Wada et al. (2001) apresentaram resultados superiores nos tendões submetidos à movimentação.

A análise dos resultados dos estudos citados no quadro 3, com as exceções comentadas, permite identificar determinado padrão de comportamento mecânico, principalmente em relação à carga máxima necessária para ruptura da cicatriz tendinosa, caracterizado por aumento muito lento ou estabilização nas primeiras três semanas, seguido de aumento acentuado em torno de seis a oito semanas. Os resultados da presente investigação apresentam semelhanças com esses achados da literatura.

A Carga Máxima e o Módulo de Elasticidade atestaram comportamento semelhante em todas as variáveis estudadas. Apesar de, sob o ponto de vista funcional, a Carga Máxima apresentar menor interesse, ela é importante na elucidação das propriedades estruturais. Por outro lado, o Módulo de Elasticidade, que é o quociente da tensão pela deformação relativa num ponto qualquer da fase elástica da curva tensão-deformação pode ser considerada como a propriedade mecânica que melhor expressa a especificidade dos materiais (Viidik, 1980; Muller, 1998). A semelhança do comportamento dessas

propriedades mecânicas, particularmente do Módulo de Elasticidade, em ambos os grupos experimentais (TN e FC) indicam a homogeneidade do processo de cicatrização tendinosa, independente do local de colocação do ponto central de sutura no tendão.

A mecânica define o Módulo de Elasticidade como a medida de rigidez do material, isto é, quanto maior for o módulo, menor será a deformação elástica resultante da aplicação de uma tensão e, portanto, mais rígido será o material (Cozaciuc et al., 2000). Viidik (1980) lembrou que o “módulo” da engenharia não é idêntico ao “módulo” de materiais biológicos com características viscoelásticas não lineares, que incluem certo grau de plasticidade. Müller (1998) afirmou que o arranjo tecidual morfológico não paralelo está relacionado à maior deformação necessária para ruptura e conseqüente menor Módulo de Elasticidade. Os achados da presente investigação demonstraram que com seis semanas de pós-operatório, a recuperação do Módulo de Elasticidade, em relação ao controle, foi de 45% e 60%, nos grupos TN e FC, respectivamente, indicando provável arranjo irregular das fibras de colágeno da cicatriz tendinosa.

A discordância desse padrão evolutivo das propriedades mecânicas da cicatriz tendinosa, caracterizado por aumento muito lento ou estabilização nas primeiras três semanas e aumento acentuado com seis semanas de pós-operatório, foi observado no Grupo FC em relação à Tensão na Carga Máxima e Energia na Carga Máxima. A Tensão na Carga Máxima obtida no Grupo FC apresentou estabilização no período imediato até duas semanas, seguido de aumento discreto, porém estatisticamente significativo, com três semanas e aumento acentuado com seis semanas. Na Energia na Carga Máxima, o Grupo FC apresentou queda discreta, porém estatisticamente significativa, no período imediato a duas semanas, estabilização até três semanas e aumento acentuado com seis semanas. As discordâncias observadas no Grupo FC em relação aos valores de Tensão na Carga Máxima e Energia na Carga Máxima foram discretas e pontuais e, portanto, não descaracterizam o padrão observado em relação às demais propriedades mecânicas.

O presente estudo não avaliou, especificamente, o efeito da imobilização ou movimentação durante o processo de cicatrização. No entanto, o comportamento das propriedades mecânicas estudadas demonstrou estabilização no período de imobilização (imediato a três semanas) e aumento acentuado após

três semanas de movimentação ativa, indicando que pode ter havido efeito benéfico do movimento na qualidade da cicatriz, causado, provavelmente, pelo alinhamento do colágeno ao longo do eixo longitudinal do tendão, fenômeno observado na fase de remodelação cicatricial (Beredjklian, 2003; Bindra, 2004).

A análise dos valores das propriedades mecânicas dos tendões suturados, comparada com os controles contralaterais, isto é, tendões íntegros, indica o grau de recuperação do comportamento mecânico. Os resultados da presente investigação demonstraram que com três semanas de pós-operatório as propriedades mecânicas avaliadas apresentaram recuperação de 15% a 27%, atingindo 52% a 60% com seis semanas, valores semelhantes aos referidos para a cicatrização da pele e de tendões flexores (Gelberman et al., 1982; Cotran et al., 1999).

Quadro 2 - Resumo de estudos mecânicos comparando ponto central de sutura em região dorsal ou palmar.

Autores	Tendão	Ensaio Mecânico	Sutura	Fio	Parâmetros Mecânicos	Resultados (melhor desempenho mecânico)
Aoki et al., 1995a	Flexor dos dedos da mão do cão	Dedo; teste curvilíneo	Savage e Retalho em tendão	Poliéster e Dacron	Trabalho de flexão	Dorsal
Soejima et al., 1995	Flexor dos dedos da mão de cadáver humano	Tendão isolado; teste longitudinal	Kessler	Náilon e Prolene	Carga Máxima e Tensão	Dorsal
Komanduri et al., 1996	Flexor dos dedos da mão de cadáver humano	Mão; teste curvilíneo	Kessler e Bunnell	Náilon	Carga Máxima	Dorsal
Stein et al., 1998a	Flexor dos dedos da mão de cadáver humano	Tendão isolado; teste longitudinal	Kessler, Stricland, Robertson e Beker	Poliéster e Náilon	Carga Máxima e Carga para 2 mm de espaço	Dorsal ≅ Palmar
Stein et al., 1998b	Flexor dos dedos da mão de cadáver humano	Mão; teste curvilíneo	Kessler, Stricland, Robertson e Beker	Poliéster e Náilon	Carga Máxima	Kessler e Robertson: Dorsal Stricland e Beker: Dorsal ≅ Palmar
Cao et al., 2002	Flexor dos dedos da mão do porco	Tendão isolado; teste curvilíneo	Kessler (palmar) e Tang (dorsal)	Náilon	Carga Máxima e Carga para 2 mm de espaço	Dorsal
Xie et al., 2002	Flexor dos dedos da mão de cadáver humano	Tendão isolado; teste curvilíneo	Savage (misto), Tang (dorsal) e Lim (palmar)	Náilon	Carga Máxima e Carga para 2 mm de espaço	Dorsal

Quadro 3 - Resumo de estudos das propriedades mecânicas da cicatrização de tendão.

Autores	Tendão	Pós-operatório (PO)	Parâmetros Mecânicos	Período Estudado	Resultados
Masson & Allen, 1941	Flexor do punho do cão	Imobilização	Carga Máxima	2 a 68 dias	↓ com 5 a 10 dias de PO; recuperação ao nível imediato com 20 dias
Cowan & Courtemanche, 1959	Flexor dos dedos do pé do coelho	Imobilização por 21 dias	Carga Máxima	2 a 90 dias	↑ lento de 0 a 21 dias; ↑ acentuado com 90 dias
Gelberman et al., 1982	Flexor dos dedos da mão do cão	Imobilização X Movimentação	Carga Máxima	3, 6, 9 e 12 semanas	Movimentação > Imobilização. Imobilização: ↓ discreta de 3 para 6 semanas; ↑ acentuado de 6 para 12 semanas. Movimentação: ↑ progressivo até 3 semanas e acentuado de 3 a 6 semanas.
Defino et al., 1985	Flexor dos dedos da mão do cão	Imobilização	Carga Máxima	4 e 8 semanas	↑ acentuado entre 4 e 8 semanas
Hitchcock et al., 1987	Flexor dos dedos da galinha	Imobilização X Movimentação	Carga Máxima	0, 5, 10, 15, 20, 30 e 40 dias	Imobilização: ↓ de 0 para 20 dias; ↑ lento até 40 dias; 40 dias menor que 0 dias. Movimentação: ↑ de 0 dias até 40 dias; 40 dias maior que 0 dias
O'Broin et al., 1993	Flexor dos dedos do pé do coelho	Imobilização	Carga Máxima	3 dias, 2 e 4 semanas	↑ discreto de 3 dias para duas semanas; ↑ acentuado de 2 para 4 semanas

Mass et al., 1993	Flexor dos dedos da mão do coelho	com tração X sem tração (in vitro)	Carga Máxima, Deformação e Energia	1, 3 e 6 semanas	Carga máxima: com tração \equiv sem tração; \uparrow ao longo do tempo; maior que 0 dias com 6 semanas Deformação: com tração $0 \equiv 1 \equiv 3 \equiv 6$ semanas; sem tração \uparrow ao longo do tempo; maior que 0 dias com 6 semanas Energia: com tração e sem tração maior que 0 dias com 6 semanas; com tração: maior que 0 dias com 1 e 6 semanas
-------------------	-----------------------------------	---	---	---------------------	---

Quadro 3 - Resumo de estudos das propriedades mecânicas da cicatrização de tendão.

Autores	Tendão	Pós-operatório (PO)	Parâmetros Mecânicos	Período Estudado	Resultados
Aoki et al., 1997	Flexor dos dedos da mão do cão	Movimentação ativa	Carga Máxima e Carga para espaço	0, 5, 10 e 21 dias	Carga máxima: $0 \equiv 5 \equiv 10 \equiv 21$ dias Carga para espaço: $0 \equiv 5$ dias; \uparrow discreto com 10 dias e acentuado com 21 dias
Winters et al., 1998	Flexor dos dedos da mão do cão	Movimentação passiva	Carga Máxima e Tensão	3 e 6 semanas	\uparrow de 3 para 6 semanas
Kusano et al., 1999	Fibular do coelho	Imobilização	Carga Máxima e Carga para espaço	0, 1 e 3 semanas	$(0 \equiv 1) < 3$ semanas
Churei et al., 1999	Fibular do coelho	Imobilização	Carga para espaço	0, 1, 2 e 4 semanas	$(0 \equiv 1 \equiv 2) < 4$ semanas
Boyer et al., 2001a	Flexor dos dedos da mão do cão	Movimentação passiva: forte X leve	Carga Máxima e Coeficiente de Rigidez	0, 10, 20, 30 e 40 dias	Forte \equiv Leve Carga máxima: $[(0 \equiv 10 \equiv 20) < 30] < 40$ dias Rigidez: \uparrow constante até 40 dias com pico a partir de 21 dias
Wada et al., 2001	Flexor dos dedos da mão do cão	Imobilização X Movimentação	Carga Máxima e Carga para espaço	0, 7, 14, 28 e 42 dias	Carga máxima: movimentação $0 \equiv 7 \equiv 14 \equiv 28 \equiv 42$ Imobilização $0 > (7 \equiv 14 \equiv 28 \equiv 42)$ Com 7 dias, movimentação $>$ imobilização Carga para espaço:

		ativa			movimentação $[(0 \equiv 7 \equiv 14) < 28] < 42$ dias imobilização $[(0 < 7) \equiv 14 \equiv 28] < 42$ dias com 42 dias: movimentação > imobilização $1 \equiv 3 \equiv 5 \equiv 7$ dias
Zhao et al., 2004	Flexor dos dedos da mão do cão	Imobilização	Carga Máxima e Carga para espaço	1, 3, 5, e 7 dias	

4.7 Estudo histopatológico

A análise dos resultados do estudo histopatológico demonstrou que as características do processo de cicatrização dos tendões não guardam relação com o local de colocação do ponto central de sutura, na região vascularizada no grupo Tendão Normal e na região avascular no grupo Fibrocartilagem, mas, por outro lado, estão relacionadas aos períodos de pós-operatório. Desta maneira, pode-se supor que a colocação do fio de sutura na região vascularizada que, em tese, poderia prejudicar a irrigação sanguínea intrínseca do tendão, não produziu efeitos específicos ou deletérios no processo de cicatrização tendinosa.

O modelo experimental desenvolvido na presente investigação utilizou imobilização da extremidade operada por períodos de duas e três semanas. Nessa condição, é possível imaginar que houve predomínio dos mecanismos extrínsecos de cicatrização, nos quais a participação dos tecidos adjacentes ao tendão é intensa, inclusive aqueles diretamente relacionados à vascularização da cicatriz (Culp & Taras, 1995; McDowell et al., 2002; Bindra, 2004). A presença de aderências aos tecidos dérmicos e sinoviais, observadas em todos os momentos experimentais na região periférica da cicatriz tendinosa, sugere o predomínio dos mecanismos extrínsecos de cicatrização, fato, também, observado por Wada et al. (2001).

O estudo de Manske & Lesker (1982), realizado em macacos, demonstrou que a nutrição dos tendões flexores na zona II ocorre predominantemente por difusão sinovial. Defino et al. (1985) e Aoki et al. (1995), baseados nesse estudo e em seus próprios experimentos, afirmaram que, do ponto de vista da nutrição tecidual, o local da sutura no tendão não teria relevância no processo cicatricial.

A presença de espaço entre os cotos tendinosos reparados é constante em toda sutura tendinosa. A questão principal, do ponto de vista da cicatrização, parece ser a dimensão do espaço. Lindsay et al. (1960) concluíram que quanto maior o espaço entre os cotos tendinosos, maior a cicatriz, maiores as aderências e maior o desarranjo do colágeno, com provável prejuízo do resultado funcional. Na presente investigação, a ocorrência de grandes espaços entre os cotos tendinosos esteve sempre associada à grande quantidade de exsudato de fibrina, indicativa de possível retardo no processo reparativo. Por outro lado, nas

situações em que o espaço foi menor, observou-se tecido de granulação que se originava da região central do tendão e, em algumas amostras, deposição de colágeno junto ao eixo longitudinal do tendão. Esses achados permitem supor a presença de mecanismos intrínsecos de cicatrização, mesmo em condições de imobilização da extremidade operada. Culp & Taras (1995) afirmaram que, em condições clínicas, os tendões flexores provavelmente cicatrizam por meio da combinação dos mecanismos extrínsecos e intrínsecos, fenômeno que deve ter ocorrido na presente investigação, porém, com provável predomínio dos mecanismos extrínsecos. É importante lembrar que a presença de espaços maiores ou menores entre os cotos tendinosos foi observada aleatoriamente em ambos os grupos experimentais.

A reação tecidual ao material de sutura utilizado, na presente investigação, fio monofilamentar de náilon, induziu à formação de granulomas do tipo corpo estranho que foram observados em todos os momentos experimentais. Observações realizadas com duas semanas de pós-operatório demonstraram que esses granulomas interrompiam a deposição regular de colágeno, o que pode indicar possível atraso na maturação da cicatriz. McDowell et al. (2002), em estudo experimental, observaram que a presença de material de sutura causou repercussões morfológicas, bioquímicas e biomecânicas adversas em tendões flexores na bainha digital. Os achados histopatológicos da presente investigação permitem supor que a reação tecidual ao fio de sutura pode ter provocado retardo na maturação do colágeno, principalmente em relação ao alinhamento das fibras, o que, por sua vez, poderia alterar o perfil mecânico da cicatriz.

4.8 Considerações finais

A observação e análise criteriosa dos resultados biomecânicos e histopatológicos, na presente investigação, permitiu concluir que a colocação do ponto central de sutura na região vascularizada ou avascular do tendão provoca a mesma influência na cicatrização tendinosa. A agressão ao suprimento sanguíneo do tendão, pela colocação do ponto de sutura na região vascularizada, não prejudicou a cicatrização do tendão.

Os resultados do estudo podem sugerir que, no tratamento da lesão do tendão flexor de dedos da mão na zona II, o cirurgião não necessita preocupar-se

em evitar a colocação do ponto de sutura na região vascularizada do tendão, facilitando a técnica e possibilitando o uso de reparos com maior resistência.

Os resultados de investigações experimentais em animais sofrem a influência do material e do método adotados o que, por sua vez, limita o valor das conclusões obtidas. Na presente investigação, a imobilização do membro pélvico no pós-operatório causou, provavelmente, predomínio dos mecanismos extrínsecos da cicatrização tendinosa; além disso, não foram analisados aspectos relativos às aderências tendinosas da cicatriz. Esses aspectos limitam a conclusão obtida e apontam para a necessidade de desenvolvimento de estudos experimentais com métodos que utilizem movimentação precoce no pós-operatório e avaliação das aderências tendinosas.

A transposição de resultados de experimentos em animais para a prática clínica em seres humanos deve ser criteriosa e com cuidados permanentes. Os resultados obtidos na presente investigação representam, provavelmente, parte da verdade e podem fornecer maior segurança para os cirurgiões e pacientes no tratamento das lesões dos tendões flexores dos dedos da mão.

5 CONCLUSÃO

Nas condições desta investigação e no coelho, a localização do ponto central de sutura na região de tendão normal vascularizada ou na região de tendão fibrocartilaginoso avascular não provocou diferenças em relação aos aspectos biomecânicos e histopatológicos do processo de cicatrização tendinosa do tendão flexor profundo dos dedos do pé.

6 REFERÊNCIAS*

Abrahamsson SO. Matrix metabolism and healing in the flexor tendon. *Scand J Plast Reconstr Hand Surg Suppl.* 1991;23:1-51.

Akali A, Khan U, Khaw PT, McGrouther AD. Decrease in adhesion formation by a single application of 5-fluorouracil after flexor tendon injury. *Plast Reconstr Surg.* 1999;103:151-8.

Al-Qattan MM, Posnick JC, Lin KY. The in vivo response of foetal tendons to sutures. *J Hand Surg Br.* 1995;20B:314-8.

Amadio PC, Jaeger SH, Hunter JM. Nutricional aspects of tendon healing. In: Hunter JM, Mackin EJ, Callahan AD, editors. *Rehabilitation of the hand surgery and therapy.* 4th ed. St. Louis: Mosby; 1995. p. 409-16.

Aoki M, Kubota H, Pruitt DL, Manske PR. Biomechanical and histologic characteristics of canine flexor tendon repair using early postoperative mobilization. *J Hand Surg Am.* 1997;22A:107-14.

Aoki M, Manske PR, Pruitt DL, Kubota H, Larson BJ. Work of flexion after flexor tendon repair according to the placement of sutures. *Clin Orthop.* 1995a; 320:205-10.

Aoki M, Manske PR, Pruitt DL, Larson BJ. Work of flexion after tendon repair with various suture methods – a human cadaveric study. *J Hand Surg Br.* 1995b;20B: 310-3.

* International Committee of Medical Journal Editors. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journal: sample references. [cited 2004 Sept 03]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html.

Bancroft JD. The development of histology from an art to a science. [cited 2006 april 26]. Available from: [www.leica-microsystems.com/pdfs.nsf/\(ALLIDs\)/A13C8C2373AE413D862569AB0033887E/\\$FILE/Bancroft.pdf](http://www.leica-microsystems.com/pdfs.nsf/(ALLIDs)/A13C8C2373AE413D862569AB0033887E/$FILE/Bancroft.pdf).

Barmakian JT, Lin H, Green SM, Posner MA, Casar RS. Comparison of a suture technique with the modified Kessler method: resistance to gap formation. *J Hand Surg Am.* 1994;19A:777-81.

Barrie KA, Tomak SL, Cholewicki J, Merrel GA, Wolfe SW. Effect of suture locking and suture caliber on fatigue strength of flexor tendon repairs. *J Hand Surg Am.* 2001;26A:340-6.

Benjamin M, Evans EJ. Fibrocartilage. *J Anat.* 1990;171:1-15.

Beredjkljan PK. Biologic aspects of flexor tendon laceration and repair. *J Bone Joint Surg Am.* 2003; 85A: 539-50.

Bindra RR. Basic pathology of the hand, wrist and forearm: tendon and ligament. In: Berger RA, Weiss APC, editors. *Hand surgery.* ed. Philadelphia: Lippincott William & Wilkins; 2004. p. 23-35.

Boyer MI, Gelberman RH, Burns ME, Dinopoulos H, Hoferm R, Silva MJ. Intrasynovial flexor tendon repair: an experimental study comparing low and high levels of in vivo force during rehabilitation in canines. *J Bone Joint Surg Am.* 2001a;83A:891-9.

Boyer MI, Meunier MJ, Lesheid J, Burns ME, Gelberman RH, Silva MJ. The influence of cross-sectional area on the tensile properties of flexor tendons. *J Hand Surg Am.* 2001b;26A:828-32.

Buendia LA, Mattar Jr R, Ulson HJR. Estudo biomecânico comparativo da resistência à tração entre técnicas de suturas dos tendões flexores da mão. *Rev Bras Ortop.* 2005;40:407-17.

Bunnell S, Boyes JH. Tendones. In: Bunnell S, Boyes JH. Cirurgia de la mano. 4. ed. Buenos Aires: Inthermedica: 1967. p. 400-76.

Cao Y, Xie RG, Tang JB. Dorsal enhanced sutures improve tension resistance of tendon repair. *J Hand Surg Br.* 2002;27B:161-4.

Carlstedt CA. Mechanical and chemical factors in tendon healing: effects of indomethacin and surgery in the rabbit. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1987;224:7-75.

Churei Y, Yoshizu T, Maki Y, Tsubokawa N. Flexor tendon repair in a rabbit model using a “core” of extensor retinaculum with synovial membrane. *J Hand Surg Br.* 1999; 24B:267-71.

Cook H. History zone: the evolution of histology. Institute of Biomedical Science; 2000. [cited in 2004 Jan 30]. Available from: http://www.ibms.org.index.cfm?method=science.history-zone&subpage=evolution_of_history.

Cotran RS, Kumar V, Collins T. Tissue repair: celular growth, fibrosis, and wound healing. In: Robbins: pathologic basis of disease. 6th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1999. p. 89–112.

Cowan RJ, Courtemanche AD. An experimental study of tendon suturing techniques. *Can J Surg.* 1959;2:373-80.

Cozaciuc I, Silva LR, Togni MA. Telecurso 2000 profissionalizante, mecânica, ensaio de materiais. São Paulo: Globo; 2000. p. 10-42.

Cronkite AE. The tensile strength of human tendons. *Anat Rec.* 1935; 64:173-86.

Culp RW, Taras JS. Primary care of flexor tendon injuries. In: Hunter JM, Mackim EJ, Callahan AD, editors. *Rehabilitation of the hand: surgery and therapy.* 4th ed. St. Louis: Mosby; 1995. p. 417-31.

Defino HL, Barbieri CH, Gonsalves RP, Paulin JBP. Estudo experimental comparativo das técnicas de Kessler e Tsuge para sutura tendinosa. *Rev Bras Ortop.* 1985; 20:211-8.

Defino HLA, Barbieri CH, Moraes JRE, Vugman I. Presença de cartilagem em tendões flexores: revisão do padrão histológico. *Rev Bras Ortop.* 1988;23:157-62.

Dinopoulos HT, Boyer MI, Burns ME, Gelberman RH, Silva MJ. The resistance of a four-and eight-strand suture technique to gap formation during tensile testing: an experimental study of repaired canine flexor tendons after 10 days of in vivo healing. *J. Hand Surg Am.* 2000;25A:489-98.

Evanko SP, Vogel KG. Ultrastructure and proteoglycan composition in the development fibrocartilaginous region of bovine flexor. *Matrix.* 1990;10:420-36.

Feitosa VL, Vidal BC, Pimentel ER. Optical anisotropy of a pig tendon under compression. *J Anat.* 2002;200:105-11.

Felisbino SL, Carvalho HF. Identification and distribution of type VI collagen in tendon fibrocartilages. *J Submicrosc Cytol Pathol.* 1999;31:187-95.

Fernandes M, Font CD. Principes techniques de la prise em charge d'une lésion des fléchisseurs. *Maitrise Orthop.* 2002; 117. [cited 2005 May 13]. Available from: http://www.maitrise_orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/117_fernandes/fernandes.shtml.

Gelberman RH, Menon J, Gonsalves M, Akeson WH. The effects of mobilization on the vascularization of healing flexor tendons in dogs. *Clin Orthop.* 1980;153:283-9.

Gelberman RH, Amifl D, Gonsalves M, Woo S, Akeson WH. The influence of protected passive mobilization on the healing of flexor tendons: a biomechanical and microangiographic study. *Hand.* 1981;13:120-8.

Gelberman RH, Berg JSV, Lundborg GN, Akeson WH. Flexor tendon healing and restoration of the gliding surface. An ultrastructural study in dogs. *J Bone Joint Surg Am.* 1983;65A:70-80.

Gelberman RH, Woo SLY, Lothringer K, Akeson WH, Amiel D. Effects of early intermittent passive immobilization on healing canine flexor tendons. *J Hand Surg Am.* 1982;7A:170-5.

Gillard GC, Reilly HC, Bell-Booth PG, Flint MH. The influence of mechanical forces on the glycosaminoglycan content of the rabbit flexor digitorum profundus tendon. *Connect Tissue Res.* 1979;7:37-46.

Giordano V, Pallottino AB, Almeida RN, Giordano M, Amaral NP, Apfel MIR et al. Estudo experimental comparativo de duas técnicas de suturas para reparo do tendão de Aquiles: análises bioquímica, histológica e mecânica. *Rev. Bras. Ortop.* 2004;39:590-600.

Gordon L, Garrison JL, Cheng JC, Liu YK, Nathan RP, Levinsohn DG. Biomechanical analysis of a step-cut technique for flexor tendon repair. *J Hand Surg Br.* 1992;17B:282-5.

Gordon L, Tolar M, Rao TV, Ritchie RO, Rabinowitz S, Lamb RP. Flexor tendon repair using stainless steel internal anchor: biomechanical study on human cadaver tendon. *J Hand Surg Br.* 1998;23B: 37-40.

Hatano I, Suga T, Diao E, Peimer CA, Howard C. Adhesions from flexor tendon surgery: an animal study comparing surgical techniques. *J Hand Surg Am.* 2000;25A:252-9.

Hernandez AJ. Correlação das propriedades biomecânicas dos ligamentos do joelho com seus parâmetros antropométricos. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 1994.

Hitchcock TF, Light TR, Bunch WH, Knight GW, Sartori MJ, Patwardhan AG et al. The effect of immediate constrained digital motion on the strength of flexor tendon repair in chickens. *J Hand Surg Am.* 1987;12A:590-5.

Hossne GSS. Estudo clínico, radiológico e anatomopatológico da artroplastia do cotovelo com e sem interposição de fáscia muscular. Modelo experimental em cães. [Tese de Doutorado]. Botucatu: Faculdade de Medicina de Botucatu, Universidade Estadual Paulista; 2004.

Howard RF, Onchovic T, Greenwald DP. Biomechanical analysis of four-strand extensor tendon repair techniques. *J Hand Surg Am.* 1997;22A:838-42.

Junqueira LC, Carneiro J. Tecido conjuntivo. In: Junqueira LC, Carneiro J. *Histologia básica*. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004. p.92-124.

Jones ME, Burnett S, Southgate A, Sibbons P, Grobbelaar AO, Green CJ. The role of human derived fibrin sealant in the reduction of postoperative flexor tendon adhesion formation in rabbits. *J Hand Surg Br.* 2002; 27B 278-82.

Ketchum LD, Martin NI, Kappel DA. Experimental evaluation of factors affecting the strength of tendon repairs. *Plast Reconstr Surg.* 1977;59:708-19.

Khan U, Kakar S, Akali A, Bentley G, McGrouther DA. Modulation of the formation of adhesions during the healing of injured tendons. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82B:1054-8.

Kleinert HE, Kutz JE, Atasoy E, Stormo A. Primary repair of flexor tendons. *Orthop Clin N Am.* 1973;4:865-76.

Kleinert HE, Gill T, Schlafly B. Primary repair of flexor tendons. In: Turbiana R, editor. *The hand*. Philadelphia: Saunders; 1988. p.199-212.

Kleinert HE, Smith Jr. DJ. Primary and secondary repairs of flexor and extensor tendon injuries. In: Jupiter JB, editor. Flynn's hand surgery. 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1991. p.241-61.

Kleinert HE, Lubahn JD. Current state of flexor tendon surgery. *Ann Chir Main.* 1984;3:7-17.

Komanduri M, Phillips CS, Mass DP. Tensile strength of flexor tendon repair in a dynamic cadaver model. *J Hand Surg Am.* 1996;21A:605-11.

Kusano N, Yoshizu T, Maki Y. Experimental study of two new flexor tendon suture techniques for postoperative early active flexion exercises. *J Hand Surg Br.* 1999;24B:152-6.

Lawrence TM, Woodruff MJ, Aladin A, Davis TRC. An assessment of the tensile properties and technical difficulties of two: and four-strand flexor tendon repairs. *J Hand Surg Br.* 2005; 30B:294-7.

Lindsay WK, Thomson HG, Walker FG. Digital flexor tendons: and experimental study. *Br J Plast Surg.* 1960; 13:1-9.

Lister GD, Kleinert HE, Kutz JE, Atasoy E. Primary flexor tendon repair followed by immediate controlled mobilization. *J Hand Surg Am.* 1977;2A:441-51.

Liu SH, Yang RS, Shaikh RA, Lane JM. Collagen in tendon, ligament, and bone healing: a current review. *Clin Orthop.* 1995; 318:265-78.

Lundborg G, Myrhage R. The vascularization and structure of the human digital tendon sheath as related to flexor tendon function. *Scan J Plast Reconstr Surg.* 1977; 11:195-203.

Lundborg G, Myrhage R, Rydevik B. The vascularization of human flexor tendons within the digital sinovial sheath region-structural and functional aspects. *J Hand Surg Am.* 1977; 2A:417-27.

Lundborg G, Rank F. Experimental intrinsic healing of flexor tendons based upon synovial fluid nutrition. *J Hand Surg Am.* 1978;3A:21-31.

Lundborg G. The nutrition of flexor tendons. In: Turbiana R, editor. *The hand.* Philadelphia: Saunders; 1988. p.20-32.

Lyons AS, Petrucelli II RJ. *Medicine: an illustrated history.* Singapore: Abradale Press; 1987. p.439.

MacLaughlin CH, Chiasson RB. *Laboratory anatomy of the rabbit.* 3th ed. Boston: McGraw; 1990. p.8-50.

Manske PR, Bridwell, Lesker PA. Nutrient pathways of flexor tendons of chickens using tritiated proline. *J Hand Surg Am.* 1978; 3A:352-7

Manske PR, Lesker PA. Histologic evidence of intrinsic flexor tendon repair in various experimental animals: an in vitro study. *Clin Orthop.* 1984;182:297-304.

Manske PR, Lesker PA. Nutrient pathways of flexor tendon in primates. *J Hand Surg Am.* 1982;7A:436-44.

Maquet P. Iatrophysics to biomechanics from Borelli (1608-1679) to Pauwels (1885-1980). *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74B:335-9.

Martin RB. A genealogy of biomechanics. [cited 2004 jun 30]. Available from:<http://asb-biomech.org/historybiomech/index.html>.

Mass DP, Tuel RJ, Labarbera M, Greenwald DP. Effects of constant mechanical tension on the healing rabbit flexor tendons. *Clin Orthop.* 1993;296:301-6.

Mass DP. Early repairs of flexor tendon injuries. In: Berger RA, Weiss APC, editors. *Hand surgery.* Philadelphia: Lippincott William & Wilkins; 2004. p.679-98.

Masson ML, Allen HS. The rate of healing of tendons. An experimental study of tensile strength. *Ann Surg.* 1941;113:424-59.

Mattar Jr R, Azze RJ. Lesões traumáticas dos tendões flexores dos dedos e polegar. São Paulo: Instituto de Ortopedia e Traumatologia Dr. F. E. de Godoy Moreira, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo;[2000]. p.3-27. Atualização em traumatologia do aparelho locomotor, 2.

Mattheus P, Richards H. The repair potencial of digital flexor tendons - an experimental study. *J Bone Joint Surg Br.* 1974;56B:618-25.

McDowell CL, Marqueen TJ, Yager D, Owen JR, Wayne JS. Characterization of the tensile properties and histologic / biochemical changes in normal chicken tendon at the site of suture insertion. *J Hand Surg Am.* 2002;27A: 605-14.

McLarney E, Hoffman H, Wolfe SW. Biomechanical analysis of the cruciate four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg A.* 1999;24A:295-301.

Merle M, Dautel G, Dumontier C. Comment améliorer la chirurgie des tendons de la main. *Maitrise Orthop.* [cited 2005 Jul 26]. Available from: http://www.maitrise-orthop.com/corpus_maitri/orthopaedic/mo75-tendons_main/index.shtml.

Merrilees MJ, Flint MH. Ultrastructural study of tension and pressure zones in a rabbit flexor tendon. *Am J Anat.* 1980: 157:87-106.

Mills DK, Daniel JC. Development of functional specializations within the maturing rabbit flexor digitorum profundus tendon. *Connect Tissue Res.* 1993;30:37-57.

Mishra V, Kuiper JH, Kelly CP. Influence of core suture material and peripheral repair technique on the strength of Kessler flexor tendon repair. *J Hand Surg Br.* 2003; 28B:357-62.

Momose T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, Couvreur PJ, An KN. Suture techniques with high breaking strength and low gliding resistance. *Acta Orthop Scand.* 2001;72:635-41.

Moraes JRE, Hataka A, Paura D, Moraes FR. Efeito da localização do nó de sutura na recuperação morfofuncional do tendão flexor digital profundo do membro torácico do cão após tenorrafia experimental. *Braz J Vet Res Anim Sci.* 2000;37:56-60.

Moran SL, Ryan CK, Orlando GS, Pratt CE, Michalko KB. Effects of 5-fluorouracil on flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 2000;25A:242-51.

Müller SS. Análise comparativa das propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo: estudo experimental em cadáveres humanos. [Tese de Doutorado] Botucatu: Faculdade de Medicina de Botucatu, Universidade Estadual Paulista; 1998.

Müller SS, Sardenberg T, Danieli MV, Pizol F, Padovani CR. Avaliação biomecânica de sutura tendinosa com três tipos de fios cirúrgicos: estudo experimental em cães. *Rev Ortop Bras.* 2003;38:117-26.

Nessler JP, Amadio PC, Berglund LJ, An KN. Healing of canine tendon in zones subjected to different mechanical forces. *J Hand Surg Br.* 1992;17B:561-8.

Newmeyer WL, Manske PR. No man's land: revisited the primary flexor tendon repair controversy. *J Hand Surg Am.* 2004;29A:1-5.

Nordin M, Lorentz T, Campello M. Biomecânica de tendões e ligamentos. In: Nordin M, Frankel VH, editores. *Biomecânica básica do sistema musculoesquelético.* 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2003. p.86-107.

Norman GR, Streiner DL. *Bioestatistics: the base essentials.* St Louis: Mosby; 1994.

O'Broin ES, Earley MJ, Smyth H, Hooper ACB. Absorbables sutures in tendon repair. A comparison of PDS with Prolene in rabbit tendon repair. *J Hand Surg Br.* 1993; 20B:505-8.

Ochiai G, Matsui T, Miyaiji N. Vascular anatomy of flexor tendons I. Vincular system and blood supply of the digital sheath. *J Hand Surg Am.* 1979;4A:321-30.

Özgenel GY, Samli B, Özcan M. Effects of human amniotic fluid on peritendinous adhesion formation and tendon healing after flexor tendon surgery in rabbits. *J Hand Surg Am.* 2001;26A:332-9.

Okuda Y, Gorski JP, An KN, Amadio PC. Biochemical, histological, and biomechanical analyses of canine tendon. *J Orthop Res.* 1987a;5:60-8.

Okuda Y, Gorski JP, An KN, Amadio PC. Effect of postnatal age on the ultrastructure of six anatomical areas of canine flexor digitorum profundus tendon. *J Orthop Res.* 1987b;5:231-41.

Porter R. Cambridge: história ilustrada da medicina. Rio de Janeiro: Revinter: 2001. p. 62.

Potenza AD. Tendon healing within the flexor digital sheath in the dog: an experimental study. *J Bone Joint Surg Am.* 1962;44A: 49-64.

Rang M. The story of orthopaedics. Philadelphia: WB Saunders; 2000. p.127-9.

Riemexsa DJ, Schamhardt HC. The cryo-jaw, a clamp designed for in vitro rheology studies of horse digital flexor tendons. *J Biomech.* 1982;15:619-20.

Robertson GA, Al-Qattan MM. A biomechanical analysis of a new interlock suture technique for flexor tendon repair. *J Hand Surg Br.* 1992;17B:92-3.

Ronan CA. História ilustrada da ciência da Universidade de Cambridge. Rio de Janeiro: Jorge Zahar; 1987a. v.1, p.122-4.

Ronan CA. História ilustrada da ciência da Universidade de Cambridge. Rio de Janeiro: Jorge Zahar; 1987b. v.2, p.114-26.

Ronan CA. História ilustrada da ciência da Universidade de Cambridge. Rio de Janeiro: Jorge Zahar; 1987c. v.2, p.129.

Ronan CA. História ilustrada da ciência da Universidade de Cambridge. Rio de Janeiro: Jorge Zahar; 1987d. v.3, p.23-8.

Ronan CA. História ilustrada da ciência da Universidade de Cambridge. Rio de Janeiro: Jorge Zahar; 1987e. v.3, p.144-6.

Ronan CA. História ilustrada da ciência da Universidade de Cambridge. Rio de Janeiro: Jorge Zahar; 1987f. v.4, p.17-9.

Sanders DW, Milne AD, Dobravec A, MacDermid J, Johnson JA, King GJW. Cyclic testing of flexor tendon repairs: an in vitro biomechanical study. *J Hand Surg Am.* 1997;22A:1004-10.

Sardenberg T, Müller SS, Facuri Neto C, Barbosa GC, El Murr JF, Pereira HR. Mechanical comparative analysis of three different types of sutures in different dimensions tendons-experimental study. *Acta Ortop Bras.* 2002;10:35-41.

Severo AL, Ávila AO, Costa M, Lech OLC. Reparo de tendões flexores da mão: análise biomecânica com diferentes técnicas de sutura. *Rev Bras Ortop.* 2005;40:418-27.

Silfverskiöld KL, Andersson CH. Two new methods of tendon repair: an in vitro evaluation of tensile strength and gap formation. *J. Hand Surg Am.* 1993;18A: 58-65.

Singer G, Ebramzadeh E, Jones NF, Meals R. Use of the Taguchi method of biomechanical comparison of flexor-tendon-repair techniques to allow immediate active flexion. *J Bone Joint Surg Am.* 1998; 80A:1498-506.

Smith AM, Evans DM. Biomechanical assessment of a new type of flexor tendon repair. *J Hand Surg Br.* 2001;26B: 217-9.

Smith BA, Livesay GA, Woo SLY. Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Sports Med.* 1993;12:637-70.

Sobania LC, Santos PS. Lesões dos tendões flexores. In: Pardini Jr AG, editor. *Traumatismo da mão.* 3. ed. Rio de Janeiro: Medsi; 2000. p.317-50.

Soejima O, Diao E, Lotz JC, Harihran JS. Comparative mechanical analysis of dorsal versus palmar placement of core suture for flexor tendon repairs. *J Hand Surg Am.* 1995; 20A:801-7.

Stein T, Ali A, Hammam J, Mass DP. A randomized biomechanical study of zone II human flexor tendon repairs analyzed in an in vitro model. *J Hand Surg Am.* 1998a;23A:1046-51.

Stein T, Ali A, Hamman J, Mass DP. A randomized biomechanical study of zone II human flexor tendon repairs analyzed in a linear model. *J Hand Surg Am.* 1998b;23A:1043-5.

Strick MJ, Filan SL, Hile M, Makenzie C, Walsh WR, Tonkin MA. Adhesion formation after flexor tendon repair: a histologic and biomechanical comparison of 2-and 4-strand repairs in a chicken model. *J Hand Surg Am.* 2004;29A:15-21.

Strickland JW. Flexor tendons: acute injuries. In: Green DP, Hotchkiss RN, Pederson WC, editors. *Green's operative hand surgery.* 4th ed. Philadelphia: Churchill Livingstone; 1999. p. 1851-97.

Tan J, Ming L, Jia ZJ, Tang JB. Repairs of partial oblique tendon injuries: a biomechanical evaluation. *J Hand Surg Br.* 2004; 29B:381-5.

Thurman RT, Trumble TE, Hanel DP, Tencer AF, Kiser PK. Two - , four - , and six-strand zone II flexor tendon repairs: an in situ biomechanical comparison using a cadaver model. *J Hand Surg Am.* 1998; 23A:261-5.

Trail IA, Powel ES, Noble J. The mechanical strength of various suture technique. *J Hand Surg Br.* 1992; 17B:89-91.

Verdan CE. Practical considerations for primary and secondary repair in flexor tendon injuries. *Surg Clin North Am.* 1964;44:951-57.

Viidik A. Biomechanical behavior of soft connective tissues. In: Akkas N, editor. *Progress un biomechanic.* Apen aan den Rijn: Sijtoff and Nordhoff; 1979. p. 75-113.

Viidik A. Mechanical properties of parallel-fibred collagenous tissues. In: Viidik A, Vuust J, editors. *Biology of collagen.* London: Academic Press; 1980. p.237-55.

Wada A, Kubota H, Miyanishi K, Hatanaka H, Miura H, Iwamoto Y. Comparison of postoperative early active mobilization and immobilization in vivo utilising a four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg Br.* 2001;26B:301-6.

Wade PJF, Muir IFK, Hutcheon LL. Primary flexor tendon repair: the mechanical limitations of the modified Kessler technique. *J Hand Surg Br.* 1986;11B:71-6.

Wang B, Xie RG, Tang JB. Biomechanical analysis of a modification of Tang method of tendon repair. *J Hand Surg Br.* 2003;28B:347-50.

Webster DA, Werner FW. Mechanical and functional properties of implanted freeze-dried flexor tendons. *Clin Orthop.* 1983;180:301-9.

Winters SC, Gelberman RH, Woo SLY, Chan SS, Grewal R, Seiler JG. The effects of multiple-strand suture methods on the strength and excursion of repaired intrasynovial flexor tendons: a biomechanical study in dogs. *J Hand Surg Am.* 1998;23A:97-104.

Xie RG, Zhang S, Tang JB, Chen F. Biomechanical studies of 3 different 6-strand flexor tendon repair techniques. *J Hand Surg Am.* 2002;27A:621-7.

Zatiti SCA, Mazzer N, Barbieri CH. Estudo experimental comparativo da resistência à tração de seis técnicas de sutura tendinosa. Rev Bras Ortop. 1997; 32:555-60.

Zhao C, Amadio PC, Paillard P, Tanaka T, Zobitz ME, Larson et al. Digital resistance and tendon strength during the first week after flexor digitorum profundus tendon repair in a canine model in vivo. J Bone Joint Surg Am. 2004;86A:320-7.

Zobitz ME, Zhao C, Erhard L, Amadio PC, An KN. Tensile properties of suture methods for repair of partially lacerated human flexor tendon in vitro. J Hand Surg Am. 2001;26A:821-7.