

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Escola de Engenharia de São Carlos
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Instituto de Química de São Carlos

**Os efeitos do ultra-som terapêutico aplicado na fase
precoce da cicatrização do tendão flexor. Estudo
biomecânico em tendões de coelhos.**

CRISTIANE VITALIANO GRAMINHA ROMANO

Ribeirão Preto

2001

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Escola de Engenharia de São Carlos
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Instituto de Química de São Carlos

**Os efeitos do ultra-som terapêutico aplicado na fase
precoce da cicatrização do tendão flexor. Estudo
biomecânico em tendões de coelhos.**

CRISTIANE VITALIANO GRAMINHA ROMANO

Dissertação apresentada à Área Interunidades
Bioengenharia – Escola de Engenharia de São
Carlos/ Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/
Instituto de Química de São Carlos, da
Universidade de São Paulo para obtenção do grau
de Mestre em Bioengenharia.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri

Ribeirão Preto

2001

FICHA CATALOGRÁFICA

Romano, Cristiane Vitaliano Graminha

Os efeitos do ultra-som terapêutico aplicado na fase precoce da cicatrização do tendão flexor. Estudo biomecânico em tendões de coelhos. / Cristiane Vitaliano Graminha Romano. -- São Carlos, 2001, 53p.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos-Universidade de São Paulo, 2001.

Área: Interunidades Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri.

1. Cicatrização tendinosa. 2. Ultra-som terapêutico.

*Aos meus pais, Luiz Carlos e Sônia, pela
dedicação, incentivo e apoio em todas as etapas
da minha vida,*

*Ao meu marido, Alexandre, meu melhor amigo e
companheiro,*

*Aos meus filhos Laís e Luca pela compreensão
nos momentos de ausência.*

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Agradeço de forma especial, meu orientador Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri, pelo incentivo, confiança, ensinamentos, competência e orientação durante a execução deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Antônio Carlos Shimano, pela amizade, inestimável ajuda e disponibilidade com que sempre me atendeu no decorrer da realização deste trabalho.

Ao Dr. Salomão C. A. Zatiti, que gentilmente executou o procedimento cirúrgico em todos os animais, contribuindo de forma valiosa para a realização da fase experimental do trabalho.

Ao Marcos M. Shimano, colega de pós-graduação, que colaborou eficientemente na análise dos resultados e formatação final do texto.

Ao Victor Castania, pós-graduando, pelo apoio, companheirismo e amizade.

Ao Prof. Dr. José Baptista P. Paulin, chefe do Laboratório de Bioengenharia pela disponibilidade deste Laboratório.

Ao Francisco e Luiz Henrique, técnicos do Laboratório de Bioengenharia, pela dedicação e disponibilidade...mas também pelas boas conversas e risadas que tornaram divertida a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Nilton Mazzer e novamente a Dr. Antônio Carlos Shimano pelas sugestões como banca no Exame de Qualificação.

À Maria Teresinha, secretária do Laboratório de Bioengenharia, pelo carinho e amizade.

À Janete e Marielza, secretárias da Área Interunidades Bioengenharia de São Carlos, pela amizade e atenção dispensada em todos os momentos.

À Fátima, Rose e Elisângela, secretárias do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, pela paciência, atenção e préstimos.

A todos os colegas de pós-graduação, pela amizade e convivência gratificante.

Ao Xande, meu marido (e que marido !!!), que muitas vezes foi pai e mãe, zelando pelos nossos filhos nos muitos momentos de minha ausência.

A Deus, por mais essa conquista.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	i
LISTA DE TABELAS	ii
LISTA DE SÍMBOLOS.....	iii
RESUMO	iv
ABSTRACT	v
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 O ultra-som terapêutico.....	1
<i>1.1.1 Mecanismos de interação do ultra-som com tecidos biológicos... 5</i>	
<i>1.1.2 Efeitos terapêuticos do ultra-som..... 7</i>	
1.2 Tendão flexor.....	12
1.3 Ensaio Mecânicos.....	15
<i>1.3.1 Ensaio Mecânico de Tração..... 15</i>	
<i>1.3.1.1 Rigidez..... 18</i>	
<i>1.3.1.2 Limite de proporcionalidade 18</i>	
<i>1.3.1.3 Limite máximo..... 18</i>	
<i>1.3.1.4 Resiliência 18</i>	
<i>1.3.1.5 Tenacidade 18</i>	
<i>1.3.2 Ensaio mecânico de tração em tecidos moles..... 19</i>	
1.4 Objetivo	21
2 MATERIAL E MÉTODOS.....	22
2.1 Animal utilizado	22
2.2 Procedimento cirúrgico	22
2.3 Grupos experimentais.....	25
2.4 Aplicação do ultra-som.....	26
2.5 Ensaio mecânico de tração.....	29
2.6 Análise estatística	31
3 RESULTADOS.....	32

3.1 Carga e deformação no limite de proporcionalidade....	35
3.2 Carga e deformação máximas	37
3.3 Rigidez.....	39
4 DISCUSSÃO.....	40
5 CONCLUSÃO	46
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Gráfico carga <i>versus</i> deformação.	17
FIGURA 2 – Procedimento cirúrgico. Tendão flexor profundo íntegro (A), Tenotomia (B), Tenorrafia (C).	24
FIGURA 3 – Imobilização. Órtese confeccionada em termoplástico (A), fixação da órtese (B).	25
FIGURA 4 – Tendão dissecado e ressecado compreendendo o segmento distal (falange e unha) e seccionado na junção músculo-tendínea.	26
FIGURA 5 – Ultra-som terapêutico.	27
FIGURA 6 – Detalhe do cabeçote.	27
FIGURA 7 – Aplicação do ultra-som.	28
FIGURA 8 – Montagem para realização do ensaio mecânico de tração. Célula de carga (A), relógio comparador (B), tendão (C), acessório para fixação músculo- tendínea (D), acessório para fixação do segmento distal (E).	30
FIGURA 9 – Curvas carga x deformação dos ensaios de tração do grupo A.	33
FIGURA 10 – Curvas carga x deformação dos ensaios de tração do grupo B.	33
FIGURA 11 – Comparação entre os valores médios das cargas no limite de proporcionalidade e desvio padrão dos grupos A e B.	35
FIGURA 12 – Comparação entre os valores médios das deformações no limite de proporcionalidade e desvio padrão dos grupos A e B.	36
FIGURA 13 – Comparação entre os valores médios das cargas no limite máximo e desvio padrão dos grupos A e B.	37
FIGURA 14 – Comparação entre os valores médios das deformações no limite máximo e desvio padrão dos grupos A e B.	38
FIGURA 15 – Comparação entre os valores médios da rigidez e desvio padrão dos grupos A e B.	39

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Tabela dos valores das propriedades mecânicas obtidos a partir dos ensaios de tração do grupo A.	34
TABELA 2 – Tabelas dos valores das propriedades mecânicas obtidos a partir dos ensaios de tração do grupo B.....	34

LISTA DE SÍMBOLOS

KHz – KiloHertz

Hz – Hertz

W/cm² – Watts por centímetro ao quadrado

MHz – Mega Hertz

Kg – Kilograma

mg – Miligrama

NaCl – Cloreto de sódio

Kgf – Kilograma força

mm – Milímetro

g – Grama

m – Metro

N – Newton

N/m – Newton por metro

ϕ - Diâmetro

θ - Teta

RESUMO

ROMANO, C. V. G. (2001): Efeitos do ultra-som terapêutico aplicado na fase precoce da cicatrização do tendão flexor. Estudo biomecânico em tendões de coelhos. Ribeirão Preto, 2001. Dissertação (Mestrado). Curso de Pós-graduação Interunidades Bioengenharia – Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Foi realizado um estudo experimental dos efeitos do ultra-som terapêutico sobre a resistência à tração de tendões flexores em cicatrização, usando o tendão flexor dos dedos de coelho como modelo. Foram utilizados 25 coelhos fêmea, da raça Nova Zelândia, adultos jovens de 3 Kg de peso corporal médio. Todos os animais foram operados sob anestesia geral para terem o tendão flexor profundo do terceiro dedo da pata dianteira direita seccionado e imediatamente reparado com a técnica de Kessler. As patas operadas eram imobilizadas com uma órtese de material termoplástico durante todo o período do experimento (4 semanas) e os animais foram distribuídos em dois grupos (A e B) de acordo com o tratamento pós-operatório. No grupo A (13 animais) todos os animais receberam uma aplicação diária de 6 minutos de duração de ultra-som pulsado (1:5), regulado para uma frequência de 3 MHz e intensidade de 0,8 W/cm², por sete dias consecutivos começando do primeiro dia. O grupo B (12 animais) era apenas de controle. Quatro semanas mais tarde, os animais eram mortos e todo o tendão operado era ressecado, incluindo a junção miotendínea e o segmento distal, e submetidos aos testes de resistência à tração na máquina universal de ensaios. Gráficos das cargas *versus* a deformação foram obtidos, permitindo a análise dos parâmetros carga e deformação máximas, carga e deformação no limite de proporcionalidade e rigidez. Os resultados mostraram que não houve diferenças significantes entre os grupos A e B, levando à conclusão de que o ultra-som terapêutico não tem influência no curso do processo de cicatrização dos tendões, particularmente no que se refere à resistência mecânica.

Palavras chaves: cicatrização tendinosa, ultra-som terapêutico.

ABSTRACT

ROMANO, C. V. G. (2001) Effects of the early application of therapeutic ultrasound on the tensile strength of healing flexor tendons. Biomechanical study using rabbit tendons. Ribeirão Preto, 2001. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo.

An experimental study of the effects of the therapeutic ultrasound on the resistance to traction of healing flexor tendons carried out using the rabbit flexor tendon as model. Twenty five young adult female New Zealand rabbits of average 3 Kg body weight were used. All the animals were operated under general anesthetics to have the profundus flexor tendon of the third finger of the right forepaw divided and immediately repaired with Kessler technique. The operated on paw was immobilized with an orthosis made of thermoplastic material for the entire length of the experiment (four weeks) and the animals were divided in two groups (A and B), according to the postoperative treatment. In group A (13 animals) all animals received one 6 minutes daily application of pulsed ultrasound (1:5), set for 3 MHz frequency and 0,8 W/cm² intensity, for seven consecutive days beginning on the first postoperative day. Group B (12 animals) was for control only. Four weeks later, the animals were killed, the entire operated tendons were resected including the myotendinous junction and the distal segment and submitted to the test of resistance to traction in a universal testing machine. Load *versus* deformation graphs were obtained allowing for the analysis of the parameters maximum load and deformation, load and deformation in the limit of proportionality, and stiffness. The results showed that there was no significant difference between groups A and B, leading to the conclusion that therapeutic ultrasound does not influence the course of the tendon healing process, as refers to mechanical resistance.

Key words: tendon healing, ultrasound therapeutic.

1 INTRODUÇÃO

1.1 O ultra-som terapêutico

O ultra-som terapêutico vem sendo empregado há mais de 40 anos no tratamento de diversas patologias e uma quantidade considerável de trabalhos laboratoriais tem sido realizados com o objetivo de esclarecer seus efeitos sobre os tecidos (KITCHEN & PARTRIDGE,1990). Seus efeitos tem sido demonstrado benéficos no tratamento de condições como a cicatrização de úlceras (DYSON & SUCKLING, 1978), o aumento da circulação sanguínea em tecidos isquêmicos (HOGAN et al., 1982), a consolidação de fraturas e pseudo-artroses (DUARTE & XAVIER, 1983), a cicatrização tendinosa (ROBERTS et al., 1982; STEVENSON et al., 1986; TURNER et al., 1989; ENWEMEKA, 1989; JACKSON et al., 1991; GAN et al., 1995), a regeneração muscular (MENEZES, 1997) e o estímulo à angiogênese (DIONÍSIO, 1998), entre outros.

As vibrações ultra-sônicas são ondas mecânicas que transferem energia de um ponto a outro (Ter HAAR, 1987) e requerem um meio elástico para se propagarem (KITCHEN & PARTRIDGE, 1990). Essas ondas mecânicas possuem uma frequência superior à 16 KHz estando, portanto, acima do limiar audível por humanos (Ter HAAR, 1978,1987).

As ondas ultra-sônicas são geradas por um dispositivo chamado de transdutor, que contem uma pastilha de material piezoelétrico. A piezoeletricidade é um

fenômeno natural, encontrado em certos cristais, tais como o germânio e quartzo, que têm a capacidade de transformar energia mecânica em elétrica e vice versa (HOOGLAND, 1986; KANH, 1991). Ao se colocar um material piezoelétrico num campo elétrico, as cargas elétricas da rede cristalina do material interagem com esse campo, produzindo tensões mecânicas. Um campo elétrico alternado aplicado no cristal produz uma variação alternada da sua espessura, que se manifesta como uma vibração e resulta em ondas mecânicas (OKUNO, 1982).

As ondas ultra-sônicas podem ser transversais e longitudinais. As transversais são aquelas em que as partículas se deslocam em direção perpendicular à propagação da onda e são amortecidas de maneira muito rápida em líquidos e tecidos moles, propagando-se somente em meios sólidos. As ondas longitudinais são aquelas em que as partículas se deslocam na mesma direção da propagação da onda, tendo um efeito compressivo e podendo propagar-se nos meios sólidos, líquidos e gasosos (WILLIAMS, 1983).

Existem, ainda, as ondas estacionárias, que são resultantes da interação entre a onda incidente e a refletida, o que cria áreas de alta densidade em um ponto específico do tecido. Se um vaso sanguíneo estiver na região de produção de uma onda estacionária, pode haver agregamento plaquetário e diminuição do fluxo de oxigênio. Evita-se a formação dessas ondas através do movimento contínuo do transdutor (Ter HAAR, 1987).

Para que as ondas ultra-sônicas sejam transmitidas para os tecidos é necessário um meio acoplador, que tem a função de excluir o ar da região entre o transdutor e o tecido (DOCKER, 1987; WILLIAMS, 1987). Os materiais mais

utilizados para o acoplamento são a água, géis e alguns óleos (WILLIAMS, 1987; KANH, 1991).

O ultra-som pode ser produzido na forma de ondas contínuas ou pulsadas. No modo contínuo, não ocorre interrupção na propagação da energia, ocorrendo transferência contínua dessa energia para o tecido irradiado. Já o modo pulsado apresenta breves interrupções na propagação de energia (KREMKAU, 1985) e resulta em uma redução do aquecimento tecidual, embora com o mesmo nível de estímulo mecânico, o que permite potencializar os efeitos não térmicos do ultra-som sobre os tecidos (DOCKER, 1987). Assim, a diminuição dos efeitos térmicos permite seu uso na fase aguda de uma lesão, prevenindo lesões teciduais provocadas pelo calor excessivo (GAM & JOHANNEN, 1995).

A maioria dos aparelhos produtores de ondas ultra-sônicas apresenta uma frequência de repetição de impulso fixa em 100 Hz. No modo pulsado, essa frequência pode ser ajustada segundo a relação entre a duração e o período de repetição do impulso, que pode ser de 1:2, 1:5 e 1:10 (HOOGLAND, 1986). A escolha entre a forma contínua ou pulsada depende dos efeitos físicos que se deseja obter e da interação entre o ultra-som e o tecido em que está sendo aplicado (McDIARMID & BURNS, 1987).

Enquanto recurso terapêutico, o campo acústico originado das ondas do ultra-som gera basicamente calor. À medida em que as ondas ultra-sônicas se propagam pelos tecidos, elas sofrem alterações nas suas características originais pelos fenômenos de reflexão, refração, atenuação e absorção. A propagação das ondas acústicas através de um meio depende de alguns fatores, dependentes de suas

próprias características físicas, como das características físicas do meio em que viaja, e que são:

- *coeficiente de atenuação*: traduz a redução da intensidade do feixe ultra-sônico com o aumento da distância entre o transdutor e o tecido-alvo. A atenuação é a perda de energia quando a propagação ocorre em um meio heterogêneo (vasos sanguíneos, fibras de tecido conjuntivo, células) produzindo espalhamento da onda, com conseqüente decréscimo da intensidade, à medida em que a distância do transdutor aumenta (Ter HAAR, 1987).

- *coeficiente de absorção*: é a dissipação da energia ultra-sônica no tecido, que gera calor; permite o cálculo do incremento da temperatura tecidual. A absorção das ondas ultra-sônicas depende do tipo de tecido que ela atravessa. Aqueles com alto conteúdo protéico, tais como músculos e tendões, absorvem energia mais rapidamente do que aqueles com alto conteúdo de gordura. Depende, também, do fluxo sanguíneo regional, que pode dissipar o calor produzido, e da freqüência ultra-sônica aplicada, sendo que as altas freqüências são mais rapidamente absorvidas do que as baixas (LEHMANN & GUY, 1972).

- *velocidade da onda ultra-sônica*: permite avaliar distâncias atingidas pelo ultra-som e calcular a refração.

- *impedância acústica*: permite a análise da transmissão e reflexão do ultra-som nas interfaces entre os tecidos. A impedância acústica de um material é um valor característico, produto da multiplicação da densidade do material pela velocidade da onda ultra-sônica que o atravessa. Quanto maior a diferença entre as impedâncias acústicas de dois materiais adjacentes, maior a reflexão das ondas ultra-sônicas.

Quando dois materiais adjacentes têm a mesma impedância acústica, nenhuma onda será refletida (WILLIAMS, 1987).

Nas interfaces entre dois meios diferentes, ao passar de um meio para o outro, parte das ondas ultra-sônicas em propagação é refletida e parte, refratada. A parte refletida retorna ao meio incidente com a mesma velocidade de propagação, e a parte refratada continua em direção positiva, mas sua velocidade se altera de acordo com as características do meio (WILLIAMS, 1983; HOOGLAND, 1986). A quantidade de energia refletida vai depender da diferença entre as impedâncias acústicas dos meios em que a onda se propaga, sendo que quanto maior for essa diferença maior será a reflexão.

1.1.1 Mecanismos de interação do ultra-som com tecidos biológicos

Os mecanismos físicos pelos quais o ultra-som terapêutico induz respostas clinicamente significativas nos tecidos biológicos são classificados como térmicos e não térmicos, ou mecânicos (BALDES et al., 1958; DYSON, 1987; KITCHEN & PARTRIDGE, 1990; KANH, 1991). Os vários efeitos provocados pelas ondas ultra-sônicas ocorrem simultaneamente (DYSON, 1982), mas pode haver potencialização de um efeito ou de outro conforme o tipo de onda utilizada. O ultra-som contínuo caracteriza-se pela forte produção de calor, que também está presente no pulsado, porém de forma reduzida, devido às interrupções regulares na propagação da onda (PATRICK, 1978).

Os efeitos térmicos do ultra-som ocorrem devido à conversão de energia cinética em energia térmica pelos tecidos. Para se ter um efeito terapêutico, a

temperatura tecidual deve ser mantida entre 40 e 45 graus, por pelo menos 5 minutos (DYSON, 1987). DYSON (1987) listou os efeitos fisiológicos provenientes do aquecimento tecidual e que incluem: 1) aumento do fluxo sanguíneo; 2) aumento da extensibilidade do colágeno em estruturas tais como tendões, ligamentos e cápsulas articulares; 3) alívio da dor; e 4) diminuição do espasmo muscular.

Os efeitos não térmicos do ultra-som são obtidos pelo fluxo e microfluxo acústicos e pela cavitação (DYSON, 1982). O fluxo, ou corrente acústica, é definido como uma circulação constante de fluídos, induzida por força da radiação ultra-sônica. Quando esta corrente envolve pequenas estruturas, como as células, e os movimentos são de proporções microscópicas, é chamado de microfluxo. É através da corrente acústica que se obtêm os efeitos fisiológicos favoráveis do ultra-som (HOOGLAND, 1986).

A cavitação é a formação e pulsação de bolhas de gás ou de vapor no interior dos fluídos, como resultado das mudanças de pressão no campo acústico, induzidas pelas ondas do ultra-som (DYSON, 1987; BARNETT et al., 1994). A cavitação pode ser estável ou transitória, sendo que a cavitação estável é decorrente de uma vibração estável, em resposta às alterações de pressão regularmente repetidas, enquanto que a cavitação transitória ocorre quando há alterações irregulares de pressão e altas temperaturas na região da bolha colapsada. A cavitação transitória pode desintegrar localmente os tecidos e levar à produção de radicais livres. Portanto, somente a cavitação estável tem valor terapêutico (LEHMANN & HERRIK, 1953).

Os trabalhos de DYSON (1982, 1987) evidenciam os seguintes efeitos fisiológicos dos mecanismos não térmicos: 1) degranulação de células de sustentação; 2) alterações na função da membrana celular; 3) aumento dos níveis

intracelulares de cálcio; 4) estimulação da atividade dos fibroblastos, resultando num aumento da síntese protéica, da angiogênese, da permeabilidade vascular e da tensão elástica do colágeno.

DYSON et al. (1968) relataram que o ultra-som usado na fase aguda de uma lesão, pode estimular a liberação de agentes quimiotáxicos e a degranulação celular. Já durante a fase de proliferação celular, que se inicia aproximadamente no terceiro dia após a lesão, os fibroblastos expostos a níveis terapêuticos de ultra-som seriam estimulados a sintetizar maior quantidade de colágeno, que é a proteína fibrosa que confere resistência à tração aos tecidos, possibilitando, assim, um tecido cicatricial mais forte e elástico. Baseando-se nesses efeitos, acredita-se que o ultra-som possa melhorar a cicatrização tecidual, conferindo propriedades mecânicas mais adequadas ao tecido mole cicatrizado.

1.1.2 Efeitos terapêuticos do ultra-som

Em fisioterapia, o ultra-som tem sido utilizado no tratamento de diversas patologias e seus efeitos sobre os tecidos têm sido objeto de investigações.

-Efeitos sobre a temperatura e circulação:

LEHMANN (1953) estudou os efeitos térmicos do ultra-som através da sua ação nos tecidos biológicos, em resposta à irradiação de intensidades de 1,5 a 3,1 W/cm² e observou reações como hiperemia combinada com edema e necrose. Todas essas reações foram dependentes da temperatura, pois quando o tecido era resfriado, nenhuma reação era observada.

DRAPER et al. (1995), num estudo experimental em coelhos, compararam a taxa de aumento da temperatura na região medial do tríceps sural, utilizando frequências de 1MHz e 3MHz. As temperaturas foram medidas em duas profundidades para cada uma das frequências, sendo 2,5 e 5,0 cm para 1MHz e 0,8 e 1,6 cm para 3MHz, com doses de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 W/cm², em aplicações de 10 minutos de duração. A temperatura tecidual foi medida a cada 30 segundos, mas não foram encontradas diferenças significativas para os vários parâmetros utilizados, embora o aquecimento tenha ocorrido de forma mais rápida com a frequência de 3MHz.

HOGAN et al. (1982) investigaram a possibilidade de haver aumento do fluxo sanguíneo em tecidos isquêmicos de músculos de ratos, quando irradiados com ultra-som pulsado, na frequência de 1 MHz e com intensidades de 1,25 a 10,0 W/cm², por 5 minutos, em dias alternados, por 1 ou 3 semanas. Os resultados mostraram diferenças significativas entre a estimulação aguda e crônica do músculo, com ligeira constrição das arteríolas, mas a repetição da exposição à intensidade de 2,5 W/cm² melhorou o fluxo sanguíneo.

Em contra partida, DIONÍSIO (1998) observou os efeitos do ultra-som na vascularização, após lesão muscular do reto femoral em coelhos, utilizando ultra-som no modo pulsado 1:2, com frequência de 1 MHz, intensidade de 0,5 W/cm², durante 5 minutos, iniciando 24 horas após a lesão, por 10 dias consecutivos. Os resultados mostraram que não houve diferenças significativas na rede vascular, sugerindo que o ultra-som não provoca mudanças no padrão vascular.

-Efeitos sobre a reparação tecidual:

Com a finalidade de investigar os efeitos do ultra-som sobre a reparação tecidual, DYSON et al. (1970) utilizaram ultra-som pulsado com frequência de 3,5 MHz e intensidade entre 0,1 e 0,8 W/cm² por 5 minutos, 14 dias após a produção de lesões cutâneas em orelhas de coelhos. Observaram o aumento da síntese de DNA e a presença de fibroblastos produzindo colágeno.

POPSPISILOVA (1976) investigou a ação do ultra-som na síntese do colágeno e na deposição de granulomas em ratos e obteve resultados semelhantes. Os animais foram expostos ao ultra-som com uma frequência de 0,8 MHz e intensidade de 1 W/cm², no modo contínuo, por 5 minutos, nas fases aguda (2 a 21 dias) e crônica (16 a 35 dias) da reparação tecidual. O autor observou aumento no conteúdo protéico e na síntese de colágeno, na zona em reparação.

DYSON & SUCKLING (1978) empregaram o ultra-som pulsado para o tratamento de úlceras varicosas, na frequência de 3 MHz e intensidade de 1 W/cm², por 4 semanas, com duração de 5 a 10 minutos cada aplicação. Sendo as úlceras bilaterais, um dos lados era tratado e o outro não. Demonstraram que houve redução significativa nas áreas das úlceras do lado tratado, em comparação com o lado de controle, concluindo, assim, que o ultra-som pode estimular o processo de reparação.

Com o objetivo de estudar os efeitos do ultra-som no processo de cicatrização de tendões rompidos, ROBERTS et al. (1982) aplicaram ultra-som pulsado, na intensidade de 0,8 W/cm² e frequência de 1,1 MHz, por 5 minutos, cinco vezes por semana, durante seis semanas. Os resultados mostraram que, nos animais submetidos ao tratamento com o ultra-som, não houve cicatrização dos tendões, enquanto que no grupo controle os tendões cicatrizaram normalmente. Concluíram que o ultra-som terapêutico tem efeitos deletérios sobre a cicatrização tendinosa.

STEVENSON et al. (1986) relataram que não houve alteração na formação da cicatriz, nem na resistência à ruptura de tendões flexores de galinha seccionados, suturados e irradiados diariamente, por 20 dias consecutivos, com ultra-som na frequência de 3 Mhz e intensidade de 0,75 W/cm².

TURNER et al. (1989) estudaram o efeito do ultra-som na cicatrização de tendões flexores, utilizando o método subaquático, iniciando a irradiação 7 dias após a lesão e sutura, com intensidade de 1,0 W/cm², três vezes por semana durante 5 semanas, e não encontraram diferenças significativas na resistência, nem na amplitude do movimento produzido.

Por outro lado, ENWEMEKA (1989) avaliou a aceleração do processo de cicatrização em tendões aquileanos de coelhos, tenotomizados e irradiados com ultra-som contínuo na frequência de 1MHz e intensidade de 1W/cm², por 9 dias. Os tendões removidos foram submetidos a testes mecânicos que demonstraram o aumento na capacidade de absorção de energia do lado tratado, sugerindo aceleração do processo de cicatrização.

Com resultados semelhantes, JACKSON et al. (1991) usaram o ultra-som contínuo na intensidade de 1,5 W/cm² para o tratamento de rupturas parciais do tendão aquileano de ratos, utilizando o método subaquático de irradiação, em sessões de 4 minutos de duração, diariamente nos oito primeiros dias e em dias alternados em seguida. Foi constatado que houve aumento simultâneo da força dos tendões e da síntese de colágeno.

GAN et al. (1995) também estudaram os efeitos do ultra-som sobre o processo de cicatrização de tendão flexores, em galinhas. Usaram ultra-som pulsado de 3 MHz de frequência e intensidade de 0,8 W/cm², em sessões de 3 minutos,

durante 10 dias, na fase precoce de cicatrização num grupo (7 dias após a lesão) e na fase tardia no outro (24 dias após a lesão). Os resultados mostraram um aumento da amplitude do movimento produzido pelo tendão, bem como, em nível microscópico, alinhamento mais regular do colágeno produzido e diminuição do infiltrado inflamatório, sendo que esses dois últimos achados foram mais pronunciados no grupo de tratamento na fase precoce, sugerindo que o ultra-som pode ter efeitos benéficos sobre a cicatrização tendinosa, principalmente quando aplicado na fase precoce.

Igualmente BARROS JR (2001), avaliou, através de análise histológica, os efeitos precoce e tardio do ultra-som sobre o processo de cicatrização de tendão flexores, em coelhos. Foi utilizado o ultra-som no modo pulsado (20%), com frequência de 3 MHz, intensidade de 0,8 W/cm², em sessões de 6 minutos, durante 7 dias consecutivos, iniciando 24 horas após o procedimento cirúrgico. Os resultados mostraram uma diminuição da reação inflamatória, menor grau de necrose, aumento na proliferação de fibroblastos e aumento na deposição de fibras de colágeno na fase tardia da cicatrização do tendão, sinalizando uma ação favorável do ultra-som no reparo de tendões, no período tardio de cicatrização.

O tecido muscular parece ter resposta semelhante, como constatou MENEZES (1997), que tratou lesões musculares no reto femoral de coelhos com ultra-som pulsado, nos dez primeiros dias após a produção da lesão (fase aguda). Os resultados das análises das propriedades mecânicas mostraram que os músculos tratados suportaram maiores carga e deformação máximas, e maiores carga e deformação no limite de proporcionalidade, sugerindo que o ultra-som beneficiou o processo de reparação.

1.2 Tendão flexor

Os tendões flexores dos dedos são considerados terminações dos músculos da face flexora do antebraço, formando um sistema de transmissão de força com precisão, para produzir movimentos nas articulações digitais. Para produzir os movimentos, os tendões deslizam por dentro do chamado canal digital, que é um túnel osteofibroso constituído pelas bainhas sinoviais e pelas polias digitais (KLEINERT et al., 1981). As polias digitais são estruturas formadas por tecido fibroso denso e pouco elástico, que tem a função de fixar as bainhas sinoviais às falanges. Entre uma polia e outra, localizam-se os ligamentos cruciformes, formados por tecido membranoso, mais flexíveis e que se expandem e se contraem aos movimentos da mão (KLEINERT et al., 1981; SOBANIA, 1992). As polias e ligamentos cruciformes desempenham um importante papel biomecânico na flexão dos dedos, fazendo com que os tendões flexores deslizem rentes ao arcabouço ósseo dos dedos e impedindo que eles se afastem da superfície volar das falanges, durante a flexão dos dedos. Na lesão e/ou ausência das polias, os tendões flexores se afastam da superfície óssea nos movimentos de flexão, ocorrendo o fenômeno chamado de "corda de arco", que ocasiona diminuição da amplitude e da força de flexão. Já os ligamentos cruciformes, que se localizam sobre as articulações interfalângicas, são muito flexíveis e permitem a aproximação entre as polias vizinhas, bem como um ligeiro afastamento dos tendões de seu leito, durante a flexão dos dedos, ao mesmo tempo em que mantêm a integridade da bainha flexora. As polias mais importantes são a A2 (falange proximal) e A4 (falange intermédia).

Outros fatores importantes da fisiologia dos tendões flexores são os mecanismos de nutrição e de cicatrização, que devem ser respeitados para que o tratamento das lesões seja bem sucedido. O tendão flexor é nutrido pelo líquido sinovial, que também funciona como lubrificante, e pelos vasos provenientes do mesotendão e do sistema de vínculos (KLEINERT et al., 1981). Os vasos sanguíneos que nutrem os tendões, já na região do canal digital, são ramos das artérias digitais que chegam aos tendões através do sistema de vínculos, os quais são remanescentes e correspondentes dos mesotendões das regiões mais proximais, com comprimento e flexibilidade suficiente para permitir a excursão dos tendões dentro do canal digital. Cada aparelho flexor digital, composto dos tendões flexores superficial e profundo, possui dois vínculos curtos e dois longos, que se ligam aos tendões pela sua face dorsal. Por esse motivo, a nutrição sanguínea predomina na metade dorsal da espessura do tendão, sendo que na metade palmar, relativamente menos vascularizada, predomina a nutrição pelo líquido sinovial (KLEINERT et al., 1981).

Quanto aos mecanismos envolvidos na cicatrização dos tendões lesados, existem estudos que comprovam três possibilidades, que determinaram três correntes de pensamento. A primeira considera que a cicatrização ocorre somente por invasão de células provenientes do envoltório extra-tendinoso, sendo, portanto, extrínseca. Para a segunda, todos os elementos celulares necessários para promoverem a cicatrização resultariam de proliferação intra-tendinosa, de forma que a cicatrização seria intrínseca. Entre as duas primeiras, há a corrente que advoga que cicatrização dos tendões ocorre tanto por proliferação celular intra-tendinosa, como por invasão celular dos tecidos vizinhos, particularmente da bainha sinovial, sendo, portanto, um processo de cicatrização mista. Segundo ZATITI (1995), o mais provável é que a

cicatrização seja realmente mista, dado que as três correntes de pensamento tiveram comprovação clínica e experimental.

As características anatômicas e fisiológicas dos tendões flexores mudam conforme a região, desde sua origem e trânsito pelo antebraço, até sua inserção na falange distal dos dedos. Com base nessas diferenças regionais, o Comitê de Tendões da Federação Internacional das Sociedades de Cirurgia da Mão adota a classificação regional para as lesões dos tendões flexores, de distal para proximal, como se segue: zona 1, desde a inserção distal do flexor profundo à articulação interfalângica proximal; zona 2, desde a articulação interfalângica proximal até a borda proximal da polia anular A1; zona 3, desde a borda proximal da polia A1 até a borda distal do túnel do carpo; zona 4, a região do túnel do carpo; zona 5, desde a borda proximal do túnel do carpo até a transição miotendínea dos tendões flexores (KLEINERT et al., 1981; SOBANIA, 1992).

Cerca de 50% das lesões dos tendões flexores ocorrem na zona 2, que corresponde ao segmento mais angustiado do canal digital e que foi, outrora, denominada de "zona de ninguém", porque os resultados do tratamento cirúrgico eram sempre ruins, mesmo que o cirurgião fosse experiente. Isso ocorria porque qualquer excesso de tecido cicatricial dos tendões pode determinar aderências com as paredes do canal e vice-versa, com importante prejuízo à função, e as cicatrizes abundantes eram muito frequentes, devido à gravidade do próprio traumatismo, que envolvia também as polias, e às condições de nutrição relativamente pobres dos tendões nessa zona, complicadas pela técnica inadequada de tratamento.

1.3 Ensaios Mecânicos

As propriedades mecânicas de um material podem ser determinadas por vários tipos de ensaios mecânicos, que podem ser destrutivos, quando provocam a ruptura ou a inutilização do material, ou não-destrutivos, quando preservam a estrutura do material. Dentre os ensaios destrutivos podem-se citar os de tração, impacto, dobramento, flexão, torção, fadiga e compressão, entre outros. Os ensaios podem ser ainda classificados, de acordo com a velocidade de aplicação da carga, em estáticos, com baixa velocidade de aplicação da carga, e dinâmicos, quando as cargas são aplicadas com altas velocidades. Os ensaios estáticos são os de tração, compressão, torção, cisalhamento e flexão e, os ensaios dinâmicos são os de fadiga e impacto (SOUZA, 1977). A escolha adequada do tipo de ensaio depende principalmente do material, do tipo de esforço que este material vai sofrer e das propriedades mecânicas que se deseja medir (SOUZA, 1977).

1.3.1 Ensaio Mecânico de Tração

O ensaio mecânico de tração consiste em submeter um material a um esforço que tende a esticá-lo ou alongá-lo e deve ser realizado num corpo de prova com formas e dimensões padronizadas, para que os resultados possam ser comparados ou reproduzidos. Os esforços ou cargas a que esse material é submetido são medidos na própria máquina de ensaio e o corpo de prova pode ser levado até a ruptura. As deformações que são produzidas nesse material são distribuídas de forma uniforme em todo o seu corpo até ser alcançada a carga máxima, próxima ao término do ensaio

e, como a carga aplicada a esse material cresce de forma lenta durante todo o teste, o ensaio de tração pode medir a resistência do material de forma satisfatória. A uniformidade de deformação propicia medições precisas da sua variação em função da carga aplicada, o que permite a elaboração do gráfico da curva da carga *versus* deformação (SOUZA, 1977).

A porção linear da curva da carga *versus* a deformação é denominada região elástica, em que há uma relação linear entre a carga aplicada e a deformação produzida. No ponto onde a curva deixa de ser linear, recebe o nome de região plástica, em que a deformação produzida não é mais linearmente proporcional à carga aplicada, e a tensão suportada pelo material nesse ponto é conhecida como limite elástico. O ponto na curva onde isto ocorre é conhecido como ponto de escoamento e a aplicação da carga além desse ponto resultará numa deformação permanente do material. Na região elástica, o material deformará somente enquanto a carga estiver sendo aplicada, retornando às suas dimensões originais quando a carga for removida. Se a carga aplicada ultrapassar o limite elástico do material, mesmo após sua remoção, o material terá sofrido deformação permanente, com perda das suas dimensões iniciais (EINHORN, 1996).

A partir do gráfico da carga *versus* deformação, pode-se obter as seguintes propriedades mecânicas: rigidez, limite de proporcionalidade, limite máximo, resiliência e tenacidade (FIGURA 1).

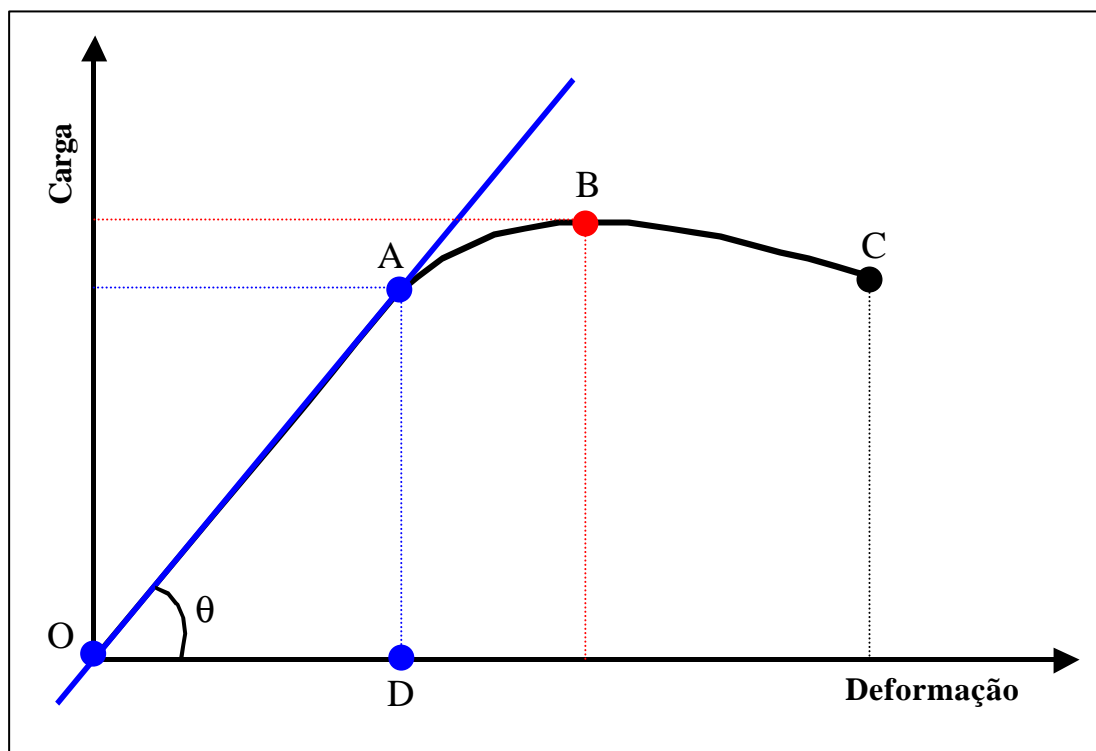


FIGURA 1 – Gráfico carga *versus* deformação.

1.3.1.1 Rigidez

A rigidez é obtida pelo cálculo da tangente do ângulo (θ) na região elástica do gráfico carga *versus* deformação (FIGURA 1).

1.3.1.2 Limite de proporcionalidade

O limite de proporcionalidade é o ponto de término da relação linear entre a carga e deformação (A), no gráfico carga *versus* deformação (FIGURA 1).

1.3.1.3 Limite máximo

É o ponto onde a carga é máxima com a deformação correspondente, medida em cada ensaio (B), e pode ser utilizado como critério de avaliação da resistência (FIGURA 1).

1.3.1.4 Resiliência

Resiliência é a energia absorvida pelo material na fase elástica e é calculada pela área do triângulo (OAD) (FIGURA 1).

1.3.1.5 Tenacidade

Tenacidade é a energia absorvida pelo material até sua ruptura (C). É calculada pela área total do espaço delimitado abaixo da curva da carga *versus* deformação (FIGURA 1).

1.3.2 Ensaio mecânico de tração em tecidos moles

A Biomecânica é uma área que estuda as propriedades mecânicas de tecidos biológicos, sendo portanto um elo de ligação entre as ciências exatas e as biológicas, que tem adicionado importantes contribuições ao estudo do Aparelho Locomotor. Um dos recursos mais empregados nesse estudo é o do ensaio mecânico de tração, que tem sido utilizado com crescente frequência.

CARAZZATO et al. (1980) empregaram o ensaio mecânico de tração para estudar a resistência da transição músculo-tendínea do tríceps sural de coelhos após injeção local de corticóide e anestésico, demonstrando que essas substâncias enfraquecem aquele tecido.

ROBERTS et al. (1982) empregaram o ensaio mecânico de tração para avaliar a resistência de tendões flexores profundos dos dedos de coelhos, seccionados, suturados e submetidos à estimulação ultra-sônica, demonstrando que o ultra-som terapêutico impede a cicatrização tendinosa.

CARAZZATO et al. (1985) estudaram a resistência do músculo gastrocnêmio de ratos submetidos à fadiga por meio de estimulação elétrica, utilizando-se do ensaio de resistência à tração para demonstrar que os músculos fatigados são menos resistentes.

ROSSI et al. (1990) estudaram as propriedades mecânicas do ligamento cruzado anterior e do terço central do tendão patelar, através do ensaio mecânico de tração, concluindo que as características mecânicas desses dois tecidos são diferentes e não proporcionais.

ENWEMEKA (1989) demonstrou, por meio de análises biomecânicas, um aumento na capacidade de absorção de energia em tendões aquileanos de coelhos tenotomizados e submetidos a aplicações de ultra-som terapêutico, sugerindo que o processo de cicatrização teria sido acelerado.

SALOMÃO et al. (1994) estudaram o comportamento mecânico do tendão tibial posterior de homens e mulheres, analisando os resultados quanto ao sexo, faixa etária e lado. Concluíram que mulheres acima de 50 anos apresentaram resistência à tração significativamente inferior, em relação aos homens da mesma faixa etária. Não houve diferença estatisticamente significativa na resistência máxima entre os lados direito e esquerdo. A resistência máxima não se alterou com a idade entre os homens.

GAN et al. (1995) analisaram os efeitos do ultra-som terapêutico na cicatrização do tendão flexor dos dedos, em galinhas, inclusive por meio de estudo biomecânico com o teste de tração. Apesar de a análise histológica e da amplitude dos movimentos terem indicado a aceleração da cicatrização, não houve diferenças significativas entre as propriedades mecânicas dos tendões tratados e não-tratados.

MENEZES (1997) estudou os resultados da estimulação da reparação do tecido muscular pelo ultra-som, através de análises biomecânicas, utilizando o teste de tração. Concluiu que os músculos tratados com ultra-som apresentaram maiores deformação máxima e carga e deformação no limite de proporcionalidade, sugerindo que o ultra-som beneficiou o processo de reparação.

DOMINGOS (1998) estudou a resistência mecânica do ligamento cruzado anterior de ratos submetidos à imobilização do joelho, através do ensaio de tração, não tendo constatado diferença significativa entre os grupos.

SANTOS et al. (1999) compararam as propriedades mecânicas dos ligamentos córaco-claviculares e córaco-acromial, por meio de ensaios de resistência à tração. Demonstraram que os ligamentos córaco-acromiais são menos resistentes, no quesito referente à carga máxima, mas registraram valores mais elevados para os quesitos limite de proporcionalidade e a resiliência.

1.4 Objetivo

O objetivo deste trabalho foi investigar a resistência à tração de tendões flexores profundos dos dedos de coelhos submetidos a tenotomia seguida de tenorrafia e aplicação precoce de ultra-som terapêutico, em comparação com tendões somente submetidos à tenorrafia.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 Animal utilizado

Foram utilizados 25 coelhos fêmeas albinos da raça Nova Zelândia, com peso corporal em torno de 3 Kg, fornecidos pelo Biotério Central do Campus de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo. Os animais foram operados no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo e aí mantidos, antes e após a operação, em gaiolas individuais, alimentados com ração-padrão do Biotério Central e água *ad libitum*. Antes da realização do procedimento cirúrgico, os animais foram pesados e identificados de acordo com os grupos experimentais.

2.2 Procedimento cirúrgico

Em todos os animais foi realizada uma secção completa do flexor profundo do terceiro dedo, na região correspondente à zona 2, seguida de tenorrafia pela técnica de Kessler. Este procedimento cirúrgico foi realizado sempre na pata dianteira direita, por um cirurgião de mão com grande experiência com tenorrafias.

Para a realização do procedimento, os animais foram anestesiados com Tiopental (Nembutal[®]), na dose de 4 mg/Kg de peso corporal. Doses adicionais foram administradas quando necessário, para a manutenção da anestesia.

Os passos operatórios foram como se segue:

1. Tricotomia do terceiro dedo da pata dianteira direita (região dorsal e palmar);
2. Anestesia geral por injeção intravenosa com Tiopental, na veia marginal de uma das orelhas;
3. Anestesia local com Cloridrato de Lidocaína (Xilocaína[®]) a 1%;
4. Posicionamento do animal em decúbito lateral direito com a pata direita apoiada em um suporte de madeira e fixada com elásticos;
5. Anti-sepsia com solução de álcool iodado a 2%;
6. Colocação de campo cirúrgico fenestrado;
7. Incisão longitudinal médio-lateral da pele, sobre a falange média do terceiro dedo, e dissecação do tecido subcutâneo por sobre o aparelho flexor digital, até a exposição do tendão flexor profundo;
8. Secção total do tendão e tenorrafia com fio monofilamento de poliéster (Prolene[®]) de calibre 6/0 (FIGURA 2);
9. Sutura do tecido subcutâneo e pele.

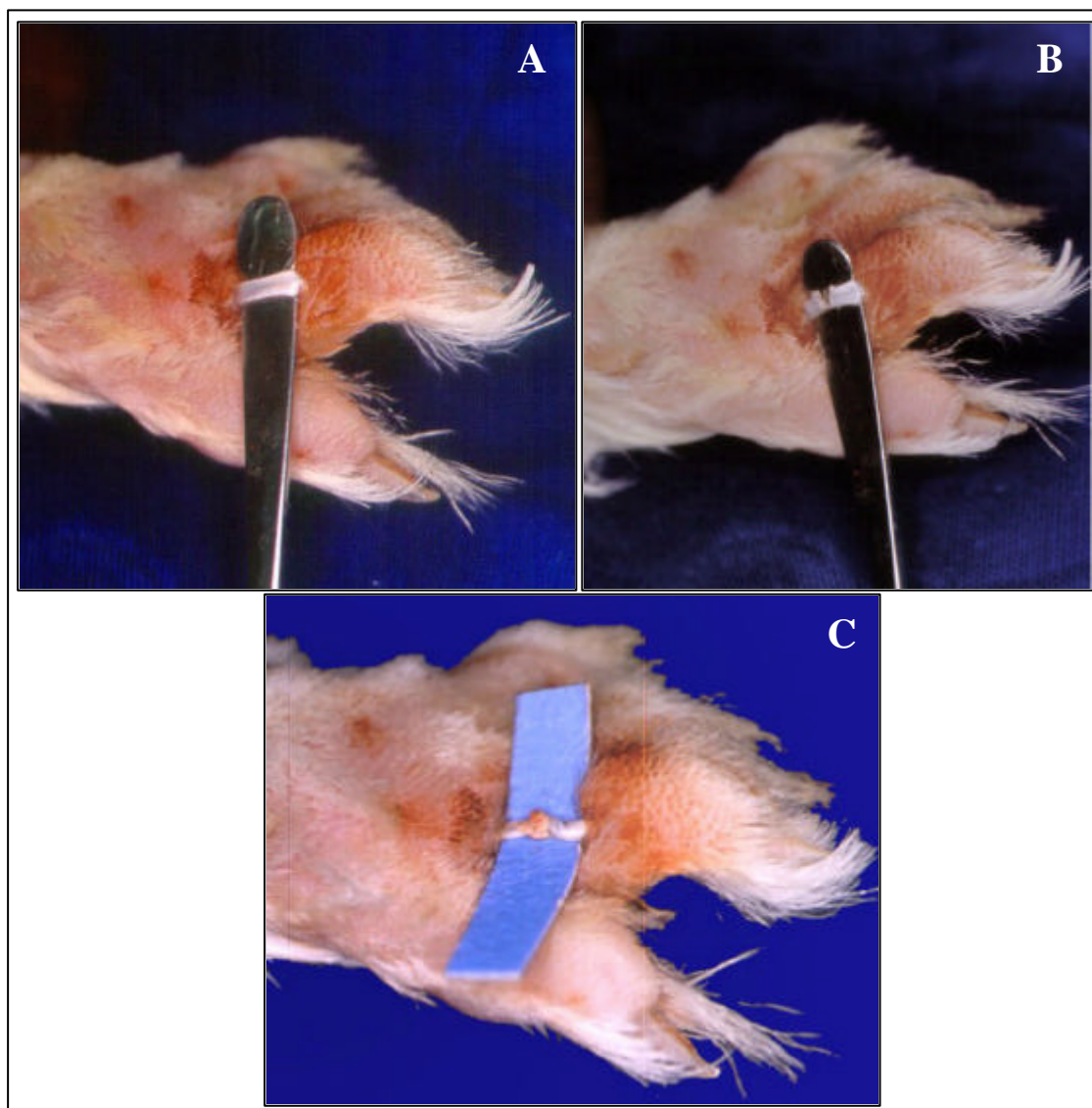


FIGURA 2 – Procedimento cirúrgico. Tendão flexor profundo íntegro (A), Tenotomia (B), Tenorrafia (C).

Após o procedimento cirúrgico, as patas operadas foram imobilizadas com uma órtese de material termoplástico, previamente confeccionada, mantendo o punho em flexão de aproximadamente 70°, as articulações metacarpo-falangianas com flexão de 50° e as interfalangianas proximal e distal em extensão. A órtese foi fixada com a ajuda de fechos tipo velcro e esparadrapo, tendo sido mantida durante todo o

experimento (FIGURA 3). A região operatória, bem como todo o segmento do membro imobilizado, eram inspecionados semanalmente, para a detecção de eventuais úlceras de pressão.

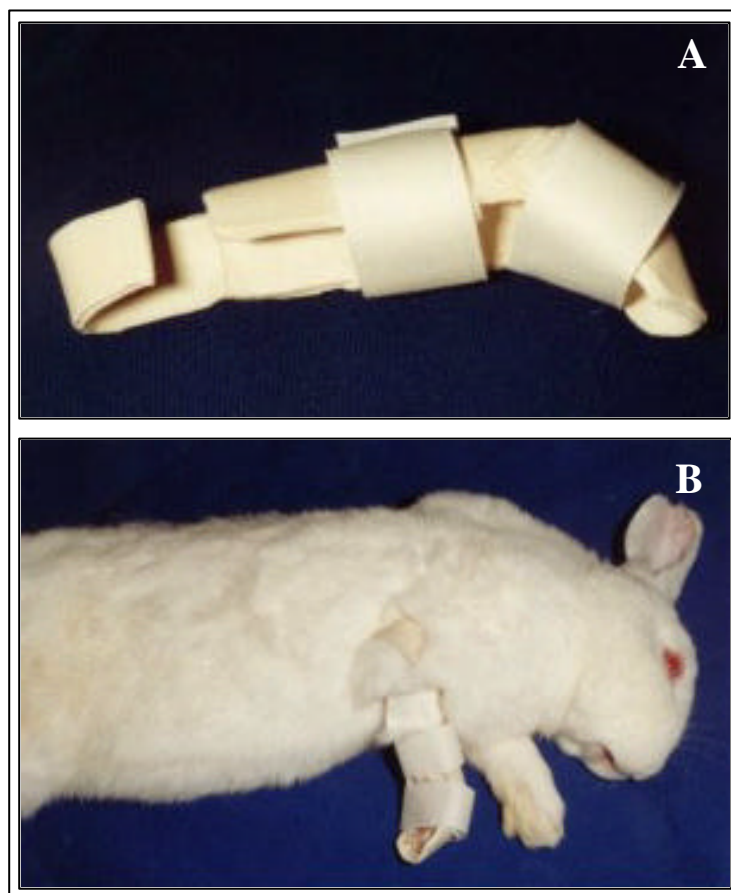


FIGURA 3 – Imobilização. Órtese confeccionada em termoplástico (A), fixação da órtese (B).

2.3 Grupos experimentais

Os 25 animais foram divididos em dois grupos (A e B), sendo o grupo A, com 13 animais, o experimental e o grupo B, com 12, o de controle. Os animais do grupo A foram submetidos à aplicação do ultra-som terapêutico na região operada,

enquanto que os animais do grupo B não receberam qualquer tratamento adicional, além da tenorrafia.

Todos os animais foram sacrificados finda a quarta semana do período pós-operatório, por meio de uma injeção intravenosa de uma dose excessiva de Tiopental. Após o sacrifício, as patas operadas foram desarticuladas na altura do cotovelo e o tendão flexor profundo do terceiro dedo foi cuidadosamente dissecado e ressecado, por secção na junção músculo-tendínea, mantendo o segmento digital distal, compreendendo a falange e a unha (FIGURA 4). Em seguida, os tendões foram envolvidos em gase embebida em solução fisiológica (NaCl a 0,9%) e congelados, até a data da realização do ensaio mecânico.

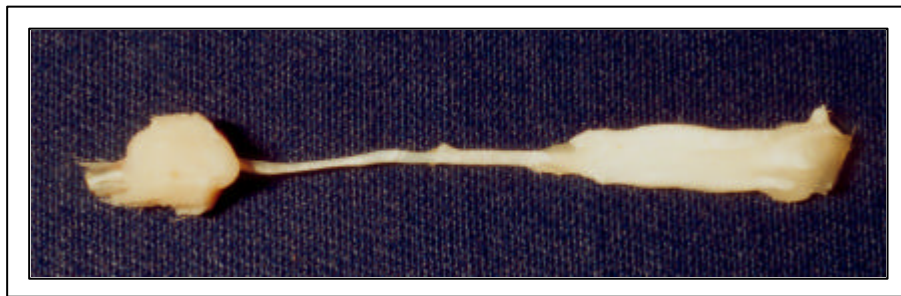


FIGURA 4 – Tendão dissecado e ressecado compreendendo o segmento distal (falange e unha) e seccionado na junção músculo-tendínea.

2.4 Aplicação do ultra-som

Os animais do grupo A foram submetidos a sessões diárias de aplicação de ultra-som no modo pulsado (1:5), com frequência de 3 MHz e intensidade de 0,8 W/cm², durante 6 minutos por dia, começando no primeiro dia pós-operatório e por 7 dias consecutivos. O equipamento utilizado nas aplicações foi o Sonacel Plus® (S.

1050) portátil (FIGURA 5), de uso corrente no tratamento de humanos, mas dotado de um cabeçote especialmente confeccionado, de 5 mm de diâmetro, para melhor acoplamento na exígua área do dedo dos coelhos (FIGURA 6).



FIGURA 5 – Ultra-som terapêutico.

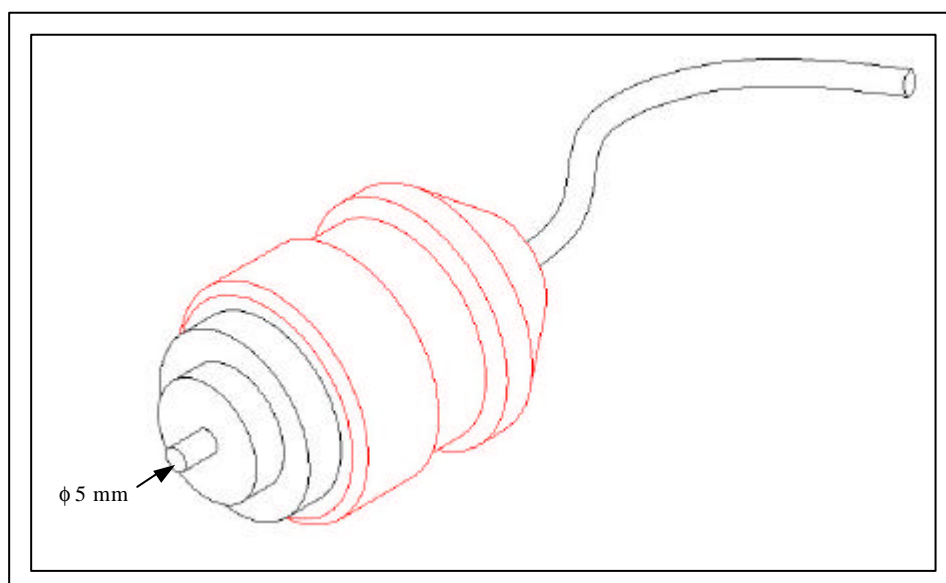


FIGURA 6 – Detalhe do cabeçote.

Antes de iniciar as aplicações, o aparelho foi calibrado com um dosímetro de precisão (Ultra Sonic Power Meter[®], modelo UPM-DT-1), no Laboratório de Bioengenharia do Departamento de Materiais da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo.

Para a aplicação do ultra-som os animais foram colocados em decúbito lateral esquerdo, sendo contidos nesta posição com a ajuda de uma outra pessoa, que mantinha as cinturas escapular e pélvica imobilizadas. Não havia necessidade de remoção das órteses, que não impediam a aplicação do ultra-som, já que a área a ser irradiada ficava exposta (FIGURA 7). Com isso, evitava-se a mobilização do dedo operado. O ultra-som foi aplicado pelo método direto, com movimentos circulares uniformes, usando-se o gel de acoplamento para melhor transmissão. Durante todo o tratamento os animais permaneceram despertos.



FIGURA 7 – Aplicação do ultra-som.

2.5 Ensaio mecânico de tração

Todos os tendões removidos foram submetidos ao ensaio mecânico de tração, tendo sido utilizada para isso a máquina universal de ensaios do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Os tendões a serem testados foram retirados do congelador 24 horas antes da realização dos ensaios e submetidos a um processo de descongelamento gradual, sendo inicialmente passados para a parte superior da geladeira, onde permaneciam por 18 horas, e depois para a parte inferior, por mais 5 horas. Em seguida, foram deixados por 1 hora à temperatura ambiente, sendo, então, submetidos ao teste.

A máquina de ensaios utilizada está equipada com uma célula de carga de alta precisão para até 200 Kgf (Kratos[®]), associada a uma ponte de extensometria (Sodmex[®]), para o registro das cargas aplicadas, e com um relógio comparador de 0,01 mm de precisão (Miyutoyo[®]), para a medida das deformações. Os tendões foram fixados aos terminais da máquina por meio de dois acessórios, um para a junção músculo-tendínea e outro para o segmento digital distal (FIGURA 8).

No início de todos os ensaios foi aplicada uma carga prévia de 200 g, permitindo-se um tempo de acomodação de 60 segundos, antes de iniciar a aplicação da carga propriamente dita, que era aplicada na velocidade de 3 mm/min.

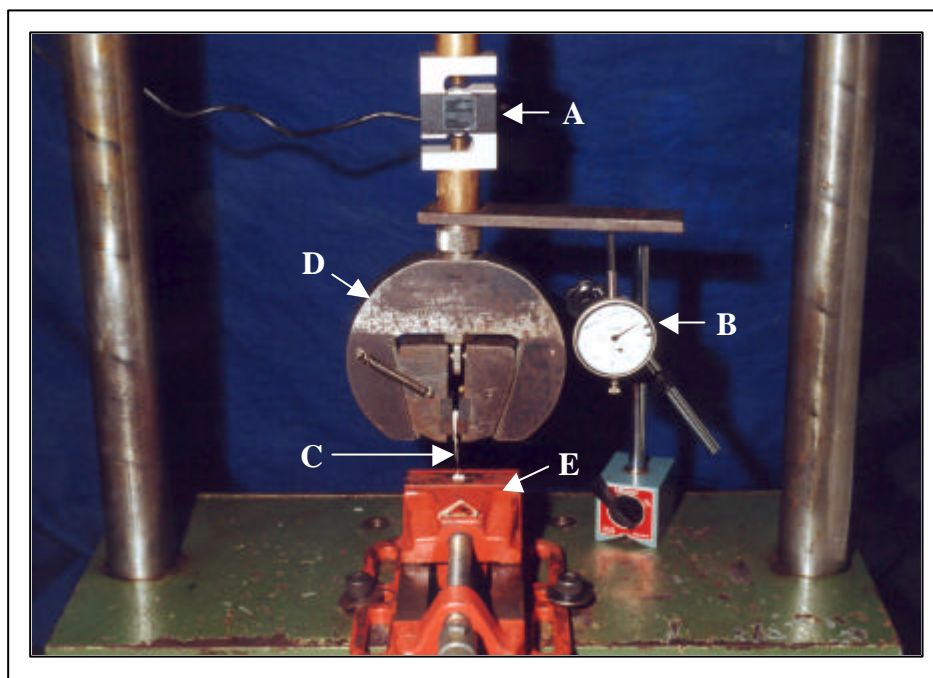


FIGURA 8 – Montagem para realização do ensaio mecânico de tração. Célula de carga (A), relógio comparador (B), tendão (C), acessório para fixação músculo-tendínea (D), acessório para fixação do segmento distal (E).

Com os valores registrados para as cargas aplicadas e as deformações resultantes, em cada ensaio mecânico, foram construídos gráficos, utilizando-se o programa de computador EXCEL 2000[®]. Nestes gráficos, foram determinados os seguintes parâmetros: carga e deformação no limite da proporcionalidade (ou limite elástico), carga e deformação máximas e rigidez.

2.6 Análise estatística

Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística pelo teste “t” de *Student* simples, com um nível de significância estabelecido em 5%, analisando comparativamente os dois grupos. Os cálculos foram processados pelo programa *SigmaStat v.2.03*[®].

3 RESULTADOS

De modo geral, os animais toleraram bem tanto a anestesia e o procedimento cirúrgico, como o período de confinamento, a imobilização do membro operado e a aplicação do ultra-som. Entretanto, cinco deles (dois do grupo A e três do grupo B), apresentaram escara superficial na região axilar, devido ao uso da órtese. Apenas um animal do grupo B foi a óbito, de causa indeterminada. Os tendões dos animais que apresentaram escaras axilares não foram desprezados, pois a região operatória estava situada distante delas e não apresentava nenhum sinal, externo ou interno, de complicação decorrente delas.

Todos os 25 tendões colhidos dos dois grupos foram submetidos ao ensaio, mas apenas os resultados referentes a 18 deles (nove de cada grupo) foram aproveitados, os sete demais tendo sido excluídos devido à grande variação nas curvas obtidas nos gráficos da carga *versus* a deformação. Todos os tendões falharam por ruptura, que ocorreu no local da lesão em sete, e proximalmente a ele em dois, tanto no grupo A, como no grupo B.

A partir dos gráficos carga \times deformação (FIGURAS 9 e 10) foram obtidos os valores das propriedades mecânicas dos ensaios de tração (TABELA 1 e 2).

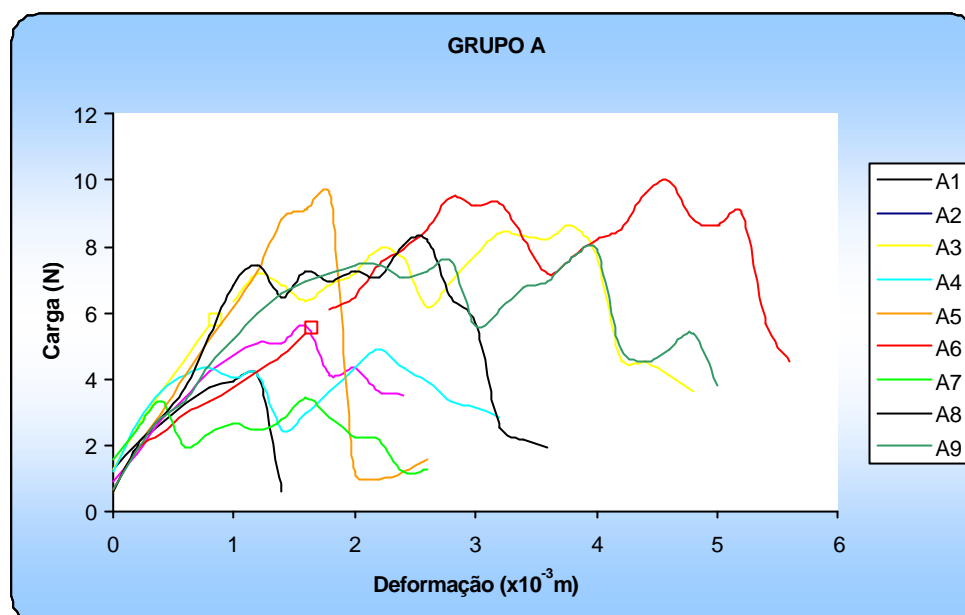


FIGURA 9 – Curvas carga \times deformação dos ensaios de tração do grupo A.

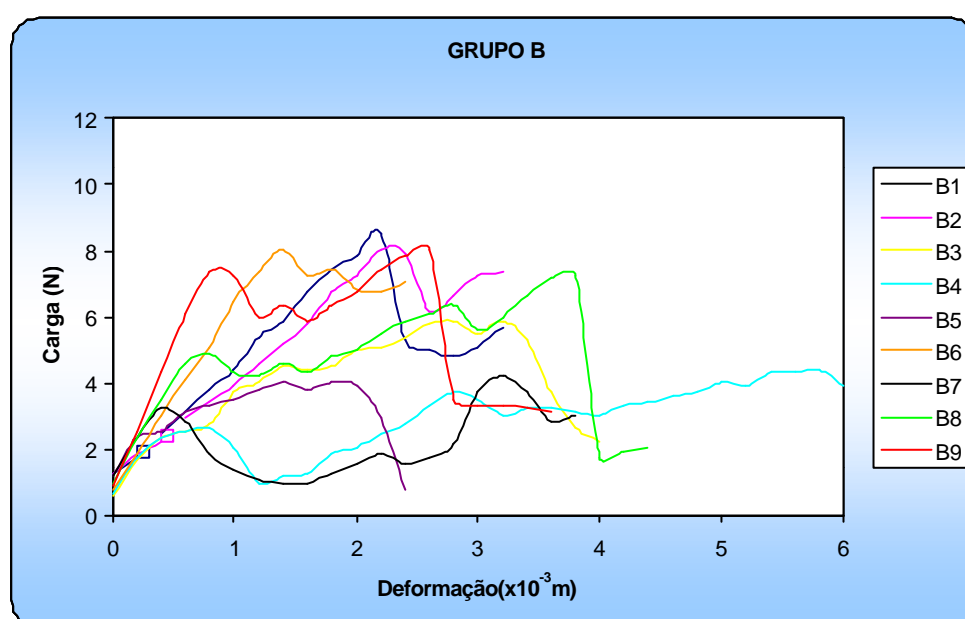


FIGURA 10 – Curvas carga \times deformação dos ensaios de tração do grupo B.

TABELA 1 – Tabela dos valores das propriedades mecânicas obtidos a partir dos ensaios de tração do grupo A.

<i>Animais</i>	<i>Limites Proporcionalidade</i>		<i>Limites Máximos</i>		<i>Rigidez (N/m)</i>
	<i>Carga (N)</i>	<i>Deform. ($\times 10^{-3} m$)</i>	<i>Carga (N)</i>	<i>Deform. ($\times 10^{-3} m$)</i>	
1	3,643	0,735	4,245	1,670	3233,0
2	4,356	0,908	5,623	1,570	4012,1
3	6,019	0,908	8,554	3,762	5234,0
4	3,009	0,237	4,910	2,200	8016,9
5	9,029	1,427	9,742	1,794	5883,7
6	2,059	0,216	9,980	5,160	5865,7
7	3,009	0,345	3,485	1,600	5049,3
8	7,287	1,081	8,396	2,550	6154,5
9	2,851	0,389	8,079	3,930	5293,1
<i>Média</i>	<i>4,584</i>	<i>0,694</i>	<i>7,002</i>	<i>2,693</i>	<i>5415,8</i>
<i>Desv. Pad.</i>	<i>2,355</i>	<i>0,423</i>	<i>2,453</i>	<i>1,291</i>	<i>1353,2</i>

TABELA 2 – Tabelas dos valores das propriedades mecânicas obtidos a partir dos ensaios de tração do grupo B.

<i>Animais</i>	<i>Limites Proporcionalidade</i>		<i>Limites Máximos</i>		<i>Rigidez (N/m)</i>
	<i>Carga (N)</i>	<i>Deform. ($\times 10^{-3} m$)</i>	<i>Carga (N)</i>	<i>Deform. ($\times 10^{-3} m$)</i>	
1	8,712	2,162	8,079	2,162	3517,1
2	8,126	2,200	8,237	2,261	3233,0
3	3,547	0,778	5,861	3,200	2239,8
4	2,217	0,324	4,435	5,794	4888,9
5	2,534	0,216	4,118	1,881	5865,7
6	7,445	1,210	8,079	1,380	5628,9
7	3,326	0,345	4,277	3,200	6426,1
8	4,641	0,605	7,445	3,762	6021,5
9	7,001	0,700	8,237	2,594	4765,7
<i>Média</i>	<i>5,283</i>	<i>0,948</i>	<i>6,530</i>	<i>2,915</i>	<i>4731,9</i>
<i>Desv. Pad.</i>	<i>2,541</i>	<i>0,758</i>	<i>1,844</i>	<i>1,308</i>	<i>1439,7</i>

3.1 Carga e deformação no limite de proporcionalidade

O valor médio da carga no limite de proporcionalidade para o grupo A foi de 4,584 N, com variação de 2,059 N a 9,029 N ((TABELA 1), e para o grupo B, de 5,283 N, com variação de 2,217 N a 8,712 N (TABELA 2), sendo que não houve diferença significativa entre os grupos ($p = 0,554$) (FIGURA 11).

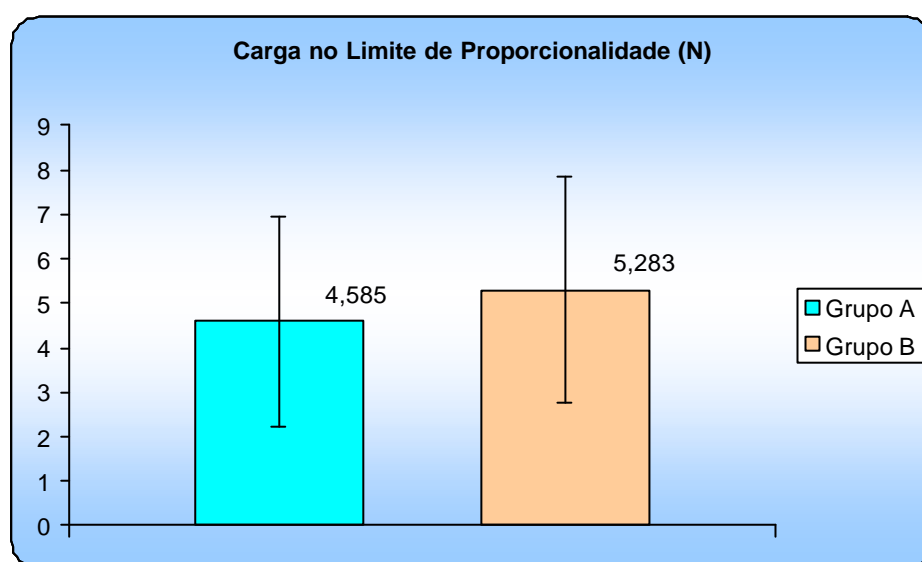


FIGURA 11 – Comparação entre os valores médios das cargas no limite de proporcionalidade e desvio padrão dos grupos A e B.

O valor médio das deformações no limite de proporcionalidade para o grupo A foi de $0,694 \times 10^{-3} \text{m}$, com variação de $0,216 \times 10^{-3} \text{m}$ a $1,427 \times 10^{-3} \text{m}$ (TABELA 1), e para o grupo B foi de $0,948 \times 10^{-3} \text{m}$ (TABELA 2), com variação de $0,216 \times 10^{-3} \text{m}$ a $2,2 \times 10^{-3} \text{m}$. Neste parâmetro igualmente não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,392$) (FIGURA 12).

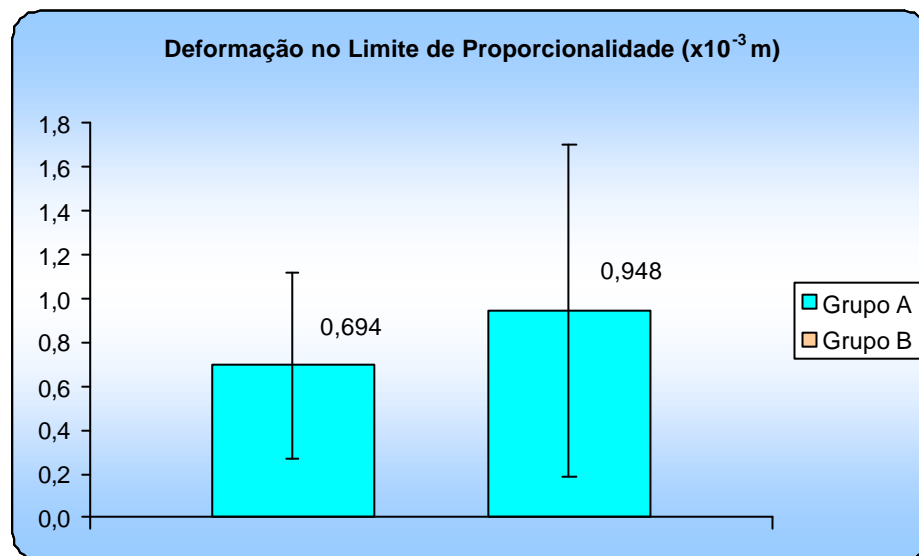


FIGURA 12 – Comparação entre os valores médios das deformações no limite de proporcionalidade e desvio padrão dos grupos A e B.

3.2 Carga e deformação máximas

O valor médio das cargas máximas para o grupo A foi de 7,002 N, com variação de 3,485 N a 9,98 N (TABELA 1), e para o grupo B foi de 6,530 N, com variação de 4,118 N a 8,237 N (TABELA 2). A análise estatística mostrou que não houve diferença significativa entre os grupos ($p = 0,651$) (FIGURA 13).

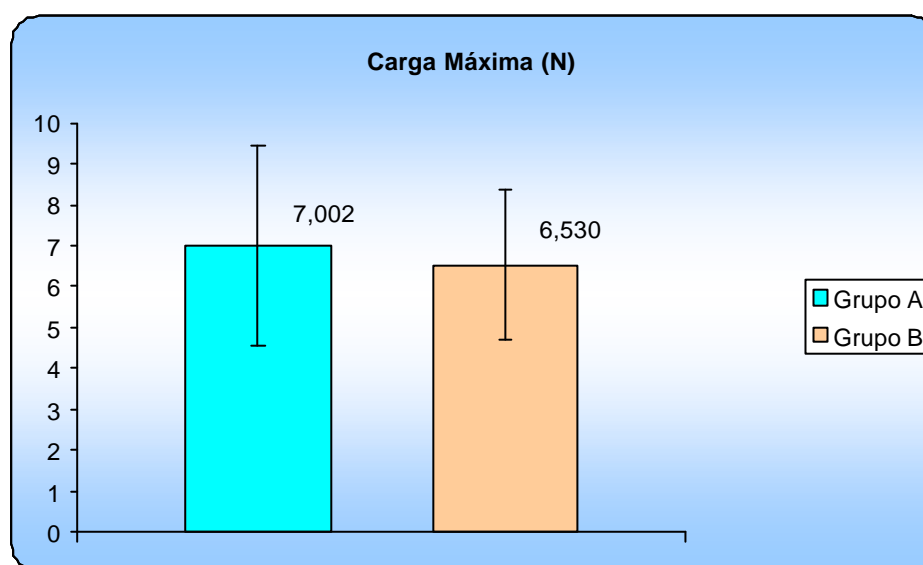


FIGURA 13 – Comparação entre os valores médios das cargas no limite máximo e desvio padrão dos grupos A e B.

O valor médio das deformações máximas para o grupo A foi de $2,693 \times 10^{-3} \text{m}$, com variação de $1,57 \times 10^{-3} \text{m}$ a $5,16 \times 10^{-3} \text{m}$ (TABELA 1), e para o grupo B foi de $2,915 \times 10^{-3} \text{m}$, com variação de $1,38 \times 10^{-3} \text{m}$ a $5,794 \times 10^{-3} \text{m}$ (TABELA 2). Aqui, igualmente, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,722$) (FIGURA 14).

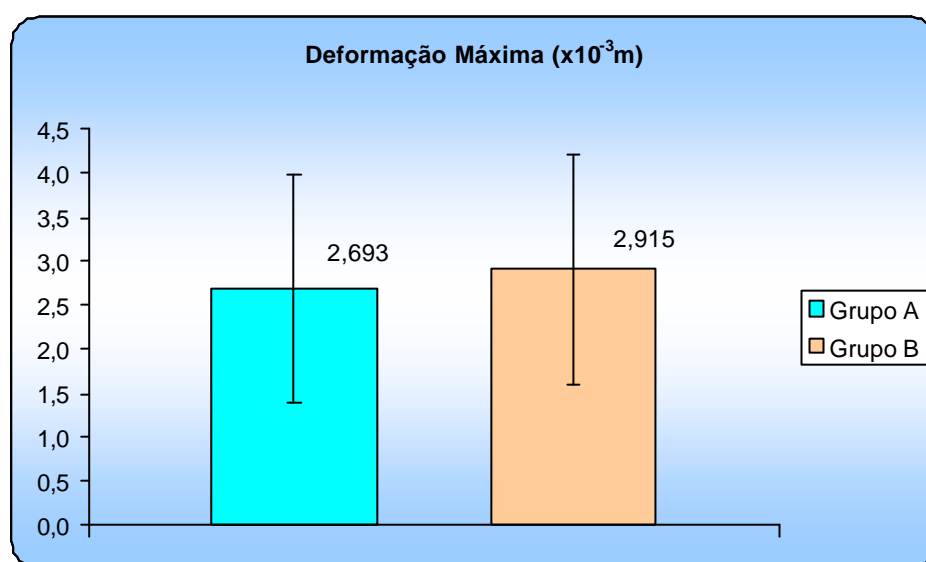


FIGURA 14 – Comparação entre os valores médios das deformações no limite máximo e desvio padrão dos grupos A e B.

3.3 Rigidez

O valor médio da rigidez para o grupo A foi de 5415,8 N/m, com variação de 3.233 N/m a 8.016,9 N/m (TABELA 1), e para o grupo B foi de 4731,9 N/m, com variação de 2.239,8 N/m a 6.426,1 N/m (TABELA 2). A análise estatística mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,314$) (FIGURA 15).

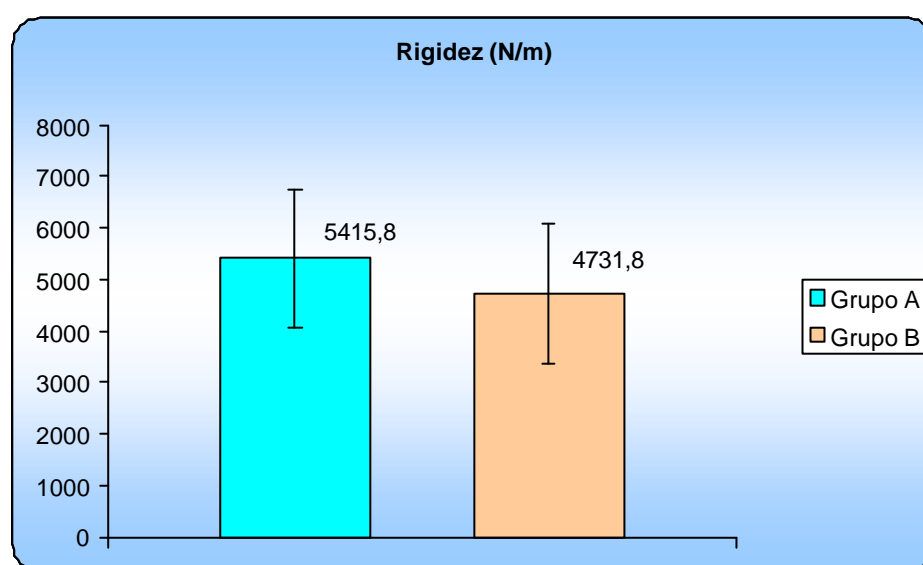


FIGURA 15 – Comparação entre os valores médios da rigidez e desvio padrão dos grupos A e B.

4 DISCUSSÃO

O ultra-som é um dos recursos eletroterápicos mais largamente utilizado em fisioterapia, para recuperação de tecidos moles (DYSON, 1987). Embora muitos estudos tenham sido realizados para esclarecer os efeitos biofísicos das ondas ultrassônicas sobre o tecido biológico, permanecem ainda muitas dúvidas sobre os benefícios que delas podem advir.

Inicialmente o ultra-som era usado no modo contínuo, com base nos seus efeitos térmicos, visando o tratamento de patologias diversas, tais como processos inflamatórios e liberação de aderências. Em 1960, foi introduzido o ultra-som pulsado (GAM & JOHANNSEN, 1995), que retinha todos os demais efeitos do ultra-som, estando os efeitos térmicos minimizados, o que diminui a possibilidade de lesões teciduais provocadas pelo calor excessivo.

Dos muitos estudos que investigaram os efeitos fisiológicos do ultra-som, boa parte foi dirigida especificamente para a cicatrização tendinosa (ROBERTS et al., 1982; STEVENSON et al., 1986; TURNER et al., 1989; ENWEMEKA, 1989; JACKSON et al., 1991; GAN et al., 1995; BARROS JR, 2001). Dentre esses estudos, alguns mostraram, num extremo, que o ultra-som acelerou o processo de cicatrização do tendão (ENWEMEKA, 1989; JACKSON et al., 1991; GAN et al., 1995; BARROS JR, 2001), e no outro, que ele teve efeitos prejudiciais (ROBERT et al., 1982). Entre esses extremos, outros estudos evidenciaram que o ultra-som não interferiu de nenhum modo no processo de reparação (STEVENSON et al., 1986;

TURNER et al., 1989). Não há, portanto, consenso quanto ao real papel do ultra-som sobre a cicatrização dos tendões, de modo que novos estudos sobre o assunto se impõem.

Por outro lado, há que se considerar as peculiaridades da função dos tendões flexores dos dedos, particularmente na zona 2, em que eles trafegam dentro de um túnel exíguo, e as características da cicatrização tendinosa, que pode resultar em cicatrizes volumosas e aderentes às paredes do túnel. Assim, é muito desejável que a cicatrização tendinosa ocorra o mais rápido possível e sem aderências, para que seja restaurada a capacidade de deslizamento dos tendões, sem limitações dos movimentos. Portanto, a procura por métodos de estimulação da cicatrização dos tendões é válida e um dos caminhos mais pertinentes é o do emprego de recursos físicos, como o ultra-som. No presente trabalho, optou-se por provocar a lesão do tendão flexor profundo na altura da base da falange média, justamente por ser esta região correspondente à zona 2 da mão humana, em que ocorrem cerca de 50% das lesões dos tendões flexores dos dedos (SOBANIA, 1992).

Quanto à escolha do coelho como animal de experimentação, deveu-se a que seu aparelho flexor digital é semelhante ao de humanos, com dois tendões flexores, um superficial e outro profundo, e um túnel ósteo-fibroso, com várias polias, dentro do qual a nutrição dos tendões é mista, ou seja, tanto sinovial, como sanguínea. Além disso, o coelho é um animal de fácil obtenção e manuseio, o que muito facilitou a execução de todos os procedimentos.

O ultra-som empregado para irradiar a região da lesão foi o mesmo que é regularmente empregado no tratamento fisioterapêutico das mais diversas lesões de partes moles, em ortopedia e traumatologia, chamado de ultra-som terapêutico e

cujas características físicas foram paulatinamente desenvolvidas e ajustadas ao longo de muitos anos de investigação experimental e clínica. A aplicação do ultra-som foi iniciada 24 horas após a lesão, pois o que se desejava era interferir o mais precoce possível, já na fase aguda de reparação do tendão, tendo por base o estudo de GAN et al. (1995), cujos resultados indicaram que o ultra-som usado na fase inicial de reparação de tendão tinha efeitos benéficos mais pronunciados do que quando usado tardiamente. Utilizou-se o ultra-som no modo pulsado, por ser este o que apresenta menor produção de calor (DYSON et al., 1970; Ter HAAR, 1987), evitando assim, o efeito térmico de aumento da extensibilidade do colágeno (DYSON,1987) e, conseqüentemente, de destruição da cicatrização.

A intensidade usada foi de 0,8 W/cm², com taxa de repetição de pulso de 1:5 (20%), pois o que se pretendia era uma irradiação de baixa intensidade, justamente por se tratar de uma fase precoce de reparação tecidual. Foi utilizada a frequência de 3 MHz, por ser a que apresenta um coeficiente de absorção maior em tecidos superficiais, como é o caso do tendão flexor (HOOGLAND, 1986).

O ultra-som foi aplicado diariamente, em sessões de 6 minutos cada uma, que correspondia aproximadamente ao tempo utilizado em outros estudos realizados na área (ROBERTS et al. 1982; DYSON et al., 1970; POPSPISILOVA, 1976; DYSON & SUCKLING, 1978; TURNER et al., 1989; ENWEMEKA, 1989; JACKSON et al., 1991; GAN et al., 1995). O tratamento foi aplicado por 7 dias consecutivos, a começar do primeiro dia pós-operatório, porque é justamente neste período que ocorre a maior proliferação celular, iniciada em geral no terceiro dia, e quando os fibroblastos ficariam mais suscetíveis à estimulação pelo ultra-som terapêutico,

respondendo com maior síntese de colágeno e, por conseguinte, produzindo um tecido cicatricial mais elástico e resistente (DYSON et al., 1968).

Após a aplicação do tratamento, os animais foram deixados evoluir naturalmente até o final da quarta semana, sendo este o período suficiente para que ocorra a cicatrização que possibilite a restauração da função tendinosa (BUNNELL, 1956). A órtese de imobilização da pata operada foi mantida durante as quatro semanas para evitar que ocorresse ruptura dos reparos, bem como a interferência de outros fatores sobre a cicatrização dos tendões.

Optou-se por estudar apenas as propriedades mecânicas dos tendões porque os fenômenos biológicos envolvidos na sua cicatrização já são bem conhecidos e porque, quaisquer que sejam as alterações do ultra-som sobre aqueles fenômenos, o que realmente se desejava saber era se elas resultavam em melhora daquelas propriedades. Além disso, os ensaios foram planejados para serem conduzidos até a ruptura dos tendões, o que inviabiliza qualquer estudo morfológico posterior. Os ensaios foram conduzidos de modo a que se obtivesse um gráfico da carga *versus* a deformação, que possibilita que vários parâmetros mecânicos sejam estudados. Os parâmetros escolhidos para o presente estudo foram a carga e a deformação no limite da proporcionalidade e no limite máximo, bem como a rigidez, que foram considerados suficientes para os propósitos da investigação.

Os resultados aqui obtidos mostraram algumas diferenças nas propriedades mecânicas entre os grupos experimentais. Assim, a carga e a deformação no limite da proporcionalidade foram menores para os tendões irradiados do que para os não irradiados, o que leva à conclusão que os tendões irradiados tornaram-se menos elásticos que os não irradiados, pois toleraram uma deformação menor, produzida

por uma carga menor. Já a carga máxima suportada foi ligeiramente maior para os tendões irradiados que, entretanto, continuaram suportando uma deformação menor que os tendões não irradiados. O parâmetro rigidez foi maior para os tendões irradiados, o que pode sugerir que os tendões não irradiados eram mais elásticos. Entretanto, convém lembrar que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, em todos os parâmetros analisados, o que leva à conclusão de que o ultra-som, na forma empregada nesta investigação, não interferiu no processo de reparação dos tendões.

Assim, os achados deste estudo contrapõem-se aos de ROBERTS et al. (1982), que identificaram um efeito prejudicial do ultra-som no processo de cicatrização dos tendões, e aos de ENWEMEKA (1989), JACKSON et al. (1991) e BARROS JR (2001) que mostraram uma melhora na cicatrização, mas vão de encontro aos de STEVENSON et al. (1986) e TURNER et al. (1989), que mostraram que o ultra-som não influenciou significativamente na cicatrização dos tendões. Entretanto, os achados histológicos de GAN et al. (1995) mostraram que ocorreu um alinhamento mais regular do colágeno nos tendões irradiados, bem como menor infiltrado inflamatório, mas, por outro lado, os achados de seus estudos biomecânicos mostraram que o melhor aspecto histológico não resultou em desempenho mecânico melhor do que o dos tendões não irradiados. Todavia, convém lembrar que o estabelecimento de comparações entre os dados obtidos pelos diferentes estudos fica dificultado pelas diferenças metodológicas existentes entre eles, tais como o modo (contínuo ou pulsado), a frequência, a intensidade, o tempo, o período e o método de aplicação do ultra-som, bem como o método de avaliação do processo de cicatrização.

Embora o presente trabalho não tenha tido como objetivo avaliar a formação de aderências cicatriciais no local da lesão, observou-se macroscopicamente, no momento em que os tendões foram dissecados para remoção, que a cicatriz peritendinosa era mais exuberante nos tendões não irradiados. Esse achado sugere que o ultra-som pode ter contribuído para diminuir a formação excessiva de fibrose e aderências, que sabidamente prejudicam o deslizamento do tendão no túnel osteofibroso. Tal observação parece significativa, pois, conforme é ressaltado por SOBANIA (1992), um dos maiores problemas da cirurgia restauradora dos tendões flexores é evitar a formação das aderências, que levam a maus resultados, já que os tendões, além de cicatrizar, têm que deslizar. Faz-se necessário, portanto, investigar de forma mais sistemática os efeitos do ultra-som na formação de aderências cicatriciais.

De qualquer forma, o que os resultados do presente trabalho mostram é que a irradiação ultra-sônica na frequência de 3 Mhz, com intensidade de 0,8 W/cm², no modo pulsado 1:5 (20%), em aplicações diárias de 6 minutos, nos primeiros 7 dias após a lesão e reparo do tendão, não interferiu nas propriedades mecânicas do tendão após 4 semanas de pós-operatório, conforme avaliação pelo teste mecânico de tração. Refinamentos deste estudo poderiam ser propostos para investigações futuras, incluindo a avaliação das propriedades mecânicas do tendão em fases mais precoces do que as 4 semanas de pós-operatório, bem como variações nos parâmetros físicos do ultra-som. Todavia, juntamente com os efeitos benéficos na profilaxia das aderências, estes poderão ser objetivos de investigações futuras.

5 CONCLUSÃO

Sob as condições experimentais desta pesquisa, sugere-se que o ultra-som não provocou alterações nas propriedades mecânicas do tendão flexor.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BALDES, E.J.; HERRICK, J.F.; STROEBEL, C.F. (1958). Biological effects of ultrasound. *American Journal of Physical Medicine*, v.37, p.111-21.
- BARNETT, S.B.; Ter HAAR, G.R.; ZISKIN, M.C.; NYBORG, W.L.; MAEDA, K.; BANG, J. (1994). Current status of research on biophysical effects of ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*, v.20, n.3, p.105-18.
- BARROS JR, E.A. (2001). *Os efeitos do ultra-som na cicatrização de tendões flexores de coelhos após tenorrafia*. Ribeirão Preto. 57p. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.
- BUNNELL, S. (1956). *Tendons*. London. J.B. Lippincott Company. Cap.9, p.434-533: Surgery of the Hand.
- CARAZZATO, J.G.; CAMARGO, O.P.; BARROS FILHO, T.E.P.; RODRIGUES, C.J. (1980). Estudo experimental das alterações histológicas e biomecânicas induzidas pela infiltração local de corticóide e anestésico. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.15, n.2, p.61-3, junho.

- CARAZZATO, J. C.; BARROS FILHO, T.E.P.; CAMARGO, O.P.; PÉCOR, J.R.; OLIVI, R.; SILVA, J.S. (1985). Estudo experimental da resistência muscular em condições normais e sob fadiga. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.20, n.3, p.103-05, maio-junho.
- DIONÍSIO, V.C. (1998). *O efeito do ultra-som terapêutico na vascularização pós lesão muscular experimental em coelhos*. Ribeirão Preto. 51p. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.
- DOCKER, M.F. (1987). A review of instrumentation available for therapeutic ultrasound. *Physiotherapy*, v. 73, n.4, p.154-55, april.
- DOMINGOS, C.S.P. (1998). *Estudo da Resistência Mecânica do Ligamento Cruzado Anterior de Ratos Submetidos à Imobilização*. Ribeirão Preto. 65p. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.
- DRAPER, D.; CASTEL, J.C.; CASTEL, D. (1995). Rate of temperature increase in human muscle during 1 MHz and 3 Mhz continuous ultrasound. *Journal Orthopedic Sports Physical Therapy*, v.22, n.4, p.142-50.
- DUARTE, L.R.; XAVIER, C.A.M. (1983). Estimulação ultra-sônica do calo ósseo. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.18, n.3, p73-80, maio-junho.

- DYSON, M.; POND, J.B.; JOSEPH, J.; WARNICK, R. (1968). The stimulation of tissue regeneration by means of ultrasound. *Clinical Science*, v.35, p.273-85.
- DYSON, M.; POND, J.B.; JOSEPH, J. (1970). Stimulation of tissue regeneration by pulsed plane-wave ultrasound. *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics*, v.17, n.3, p.133-40.
- DYSON, M.; SUCKLING, J. (1978). Stimulation of tissue repair by ultrasound: a survey of mechanisms involved. *Physiotherapy*, v.64, n.4, p.105-08, april.
- DYSON, M. (1982). Non-thermal cellular effects of ultrasound. *Br. Journal Cancer*, v.45, p165-75.
- DYSON, M. (1987). Mechanisms involved in therapeutic ultrasound. *Physiotherapy*, v.73, n.3, p.116-20.
- EINHORN, T. A. (1996). Biomechanic of bone. In BILEZIKIAN, J. P.; RAISZ, L. G.; RODAN, G. A. – *Principles of bone biology*. San Diego. Academic Press. p.27-37.
- ENWEMEKA, C.S. (1989). The effects of therapeutic ultrasound on tendon healing: a biomechanical study. *American Journal Physical Medicine & Rehabilitation*, v.68, n.6, p.283-87.
- GAM, A.N.; JOHANNSEN, F. (1995). Ultrasound therapy in musculoskeletal disorders: a meta-analysis. *Elsevier Science*, v.63, p.85-91.

- GAN, B.S.; SHEREBRIN, M.H.; SCILLEY, C.G. (1995). The effects of ultrasound treatment on flexor tendon healing in the chicken limb. *Journal of Hand Surgery*, v.20b, n.6, p.809-14, december.
- HOGAN, R.D.; BURKE, K.M.; FRANKLIN, T.D. (1982).The effect of ultrasound on micro vascular hemodynamics in skeletal muscle: effects during ischemia. *Microvascular Research*, v.23, p.370-79.
- HOOGLAND, R. (1986). Terapia ultrasónica. Enraf-Nonius, p.5-35.
- JACKSON, B.A.; SCHWANE, J.A.; STARCHER, B.C. (1991). Effects of ultrasound therapy on the repair of Achilles tendon injuries in rats. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.23,n.2, p.171-76, april.
- KANH, J. (1991). *Ultra-som in principles and pratice of electrotherapy*. New York Churchill Livingstone, Cap.4, p.51-70.
- KITCHEN, S.S.; PARTRIDGE, C.J. (1990). A reviw of therapeutic ultrasound. *Physiotherapy*, v.76, n.10, p.593-600.
- KLEINERT, H.E.; SCHEPEL, S.; GILL, T. (1981). Flexor tendons injuries. *Surgical Clinics of North America*, v.61, n.2, p.267-86, april.
- KREMKAU. F.W. (1985). Physical considerations. In: NYBORG, L.N.; ZISKIN, M.C. *Biological effects of ultrasound*. New York. Churchill Livingstone. Cap.2, p.9-21.

- LEHMANN, J. F. (1953). The biophysical mode of action of biologic and therapeutic ultrasonic reactions. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v.25, n.1, p.17-25.
- LEHMANN, J. F.; HERRIK, J.F. (1953). Biologic reactions to cavitation a consideration for ultrasound therapy. *Archives of Physical Medicine*, v.3, p.86-98.
- LEHMANN, J.F.; GUY, A.W. (1972). Ultrasound therapy. In: REID,J.; SIKOV, M. *Interection of ultrasound and biological tissues*. Washington, DHEW Publication, p. 114-52.
- McDIARMID, T.; BURNS, P. (1987). Aplicações clínicas do ultra-som terapêutico *Physiotherapy*, v.73, n.4, p.156-61, abril.
- MENEZES, D.F. (1997). *Aplicação do Ultra-som Terapêutico em Lesão Muscular Experimental Aguda*. Ribeirão Preto. 64p. Dissertação (Mestrado). Escola de Engenharia de São Carlos/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.
- OKUNO, E. (1982). *Física para ciências biológicas e biomédicas*. São Paulo. Harper & Row do Brasil. Cap.16, p.238-50.
- POPSISILOVA, J. (1976). Effect of ultrasound on collagen synthesis and deposition in experimental granuloma tissue. Possibilities of clinical uses of ultrasound in healing disorders. *Acta Chirurgiae Plasticae*, v.18, n.4, p.176-83.

- PATRICK, M. (1978). Applications of therapeutic pulsed ultrasound. *Physiotherapy*, v.64, n.4, p.103, abril.
- ROBERTS, M.; RUTHERFORD, J.H.; HARRIS, D. (1982). The effect of ultrasound on tendon repairs in the rabbit. *The Hand*, v.14, p.17-20.
- ROSSI, J.D.M.B.A.; LEIVAS, T.P.; MORÉ, A.D.O.; CAMANHO, G.L.; MONTENEGRO, N.B.; MACHADO, J.W.R. (1990). Ligamento cruzado anterior e tendão patelar: estudo mecânico e correlações clínicas. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.25, n.6, junho.
- SALOMÃO, O.; FERNANDES, T.D.; CARVALHO JÚNIOR, A.E.; LEIVAS, T.P.; TRANCHITELLA, F.B.; NARDELLI, J.C.C.; FIHLO, J.H.A.; KOKRON, A.E.V. (1994). Avaliação das propriedades mecânicas do tendão do músculo tibial posterior submetido a ensaio de tração axial. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.29, n.7, p.483-86, junho.
- SANTOS, S.M.; FALOPPA, F.; NICOLLETTI, S.; VOLPON, J.B. (1999). Ensaio de tração nos ligamentos coracoacromiais e coracoclaviculares de cadáveres humanos. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.34, n.1, p.63-67, janeiro.
- SOBANIA, L.C. (1992). Lesões dos tendões flexores. In: PARDINI JR, A.G., 2ª ed. *Traumatismos da mão*. Rio de Janeiro. Editora Medsi. Cap.9, p.169-99.
- SOUZA, S.A. (1977). *Ensaio de tração*. São Paulo. Edgard Ltda, 3ª ed. Cap.2, p.3-58: Ensaio mecânicos de materiais metálicos.

- STEVENSON, J.H.; PANG, Ch. J.; LINDSAY, W.K.; ZUKER, R.M. (1986). Functional, mechanical, and biochemical assessment of ultrasound therapy on tendon healing in the chicken toe. *Plastic and Reconstructive Surgery*, v.77, n.6, p.965-72, june.
- Ter HAAR, G. (1978). Basic physics of therapeutic ultrasound. *Physiotherapy*, v.64, n.4, p.100-03, april.
- Teer HAAR, G. (1987). Basic physics of therapeutic ultrasound. *Physiotherapy*, v.74, n.3, p.110-13, march.
- TURNER, S.M.; POWELL, E.S.; NG, S.S. (1989). The effect of ultrasound on the healing of repaired cockerel tendon: is collagen cross-linkage a factor? *Journal of Hand Surgery*, v.14b, p.428-33.
- WILLIAMS, R. (1983). *Ultrasound: biological effects and potential hazards*. 2. Ed. London. Academic Press. 2ª ed.
- WILLIAMS, R. (1987). Production and transmission of ultrasound. *Physiotherapy*, v.73, n.3, p.113-16.
- ZATITI, S.C.A. (1995). *Estudo comparativo in vitro de seis técnicas de sutura tendinosa. Ensaios mecânicos com tendões de porcos*. Ribeirão Preto. p.59. Tese (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

