Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Escola de Engenharia de São Carlos

Aplicação do ultra-som terapêutico em lesão
muscular experimental aguda

Denise Ferreira de Menezes

Ribeirão Preto - 1997

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS**

**APLICAÇÃO DO ULTRA-SOM TERAPÊUTICO EM LESÃO
MUSCULAR EXPERIMENTAL AGUDA**

Denise Ferreira de Menezes

**Ribeirão Preto
1997**

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS**

**APLICAÇÃO DO ULTRA-SOM TERAPÊUTICO EM LESÃO
MUSCULAR EXPERIMENTAL AGUDA**

*Dissertação de Mestrado apresentada à
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo e Escola de
Engenharia de São Carlos.
Área: Interunidades de Bioengenharia*

Pós-graduanda: Denise Ferreira de Menezes

Orientador: Prof. Dr. José B. Volpon

Ribeirão Preto, novembro de 1997

Class.	TE SE - EAC
Curr	3569
Folha	T0217/97

st 969563

Menezes, Denise Ferreira.

Aplicação do ultra-som terapêutico em lesão muscular experimental aguda. Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Bioengenharia, 1997.

41p.

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos e Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de "Mestre".

1. Ultra-som. 2. Músculo. 3. Ensaio Mecânico.

*Não são as coisas que você não pode fazer que
fazem de você aquilo que você é. É sair-se bem
com aquilo que você tem, que ilumina a estrela
da manhã.*

(Johnny Hart)

Dedicatória

Aos meus pais, Dalberto e Dirce pelo exemplo de vida, amor e apoio.

Aos meus avós, João e Francisco pelo amor e atenção

Aos meus irmãos, Júnior e Sandra pelo carinho e incentivo

*Aos meus sobrinhos, Ricardo, Gabriela, Leonardo e Guilherme
por toda alegria que me trazem*

Agradeço

ao **Prof. Dr. José B. Volpon**, pela confiança, amizade e apoio a mim dispensados e, acima de tudo, pela grande paciência para a realização deste trabalho;

ao **Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano**, pelos ensinamentos, pela amizade e pela inestimável colaboração e interesse neste trabalho;

ao **Prof. Dr. José B. Portugal Paulin**, Chefe do Laboratório de Bioengenharia e aos seus funcionários Carlos A. Moro, Luís Henrique A. Pereira, Sônia Ap. da Silva Rodrigues;

ao funcionário **Francisco Carlos Mazzonato**, pela amizade e dedicação neste trabalho;

ao **Prof. Dr. Orivaldo Lopes da Silva**, pela colaboração, interesse demonstrado;

aos funcionários **Sebastião Assis Mazzeto, José Carlos Vanni e Paulo Alves Junior** do Laboratório de Cirurgia Experimental e Técnica Cirúrgica do Departamento de Cirurgia, Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, pela contribuição neste trabalho;

ao funcionário **Otávio Terra**, da Oficina de Precisão da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, pela confecção das garras para o ensaio mecânico;

aos colegas **Adriano de Jesus Holanda, Renato Cazón e Valdeci Carlos Dionísio**, pela ajuda inestimável;

à secretária **Maria de Fátima Feitosa de Lima** do Departamento de Cirurgia, Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pela colaboração;

à sra. **Rosa Pereira Brittes Alves**, fotógrafa do Departamento de Cirurgia, Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pela colaboração;

à **Renata Licursi Nogueira**, Chefe do Departamento do Curso de Fisioterapia da Universidade de Ribeirão Preto pelo apoio, compreensão e amizade;

aos colegas da Pós-Graduação da Bioengenharia e Ortopedia pelo apoio e amizade;

a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. ULTRA-SOM.....	1
1.1.1. Bases físicas.....	1
1.1.1.1. Geração e transmissão do ultra-som.....	1
1.1.1.2. Características da onda ultra-sônica.....	2
1.1.1.3. Parâmetros do campo ultra-sônico.....	3
1.1.1.4. Propriedades das ondas ultra-sônicas.....	4
1.1.1.5. Mecanismos de interação do ultra-som com os tecidos biológicos	4
1.1.1.5.1. Efeito térmico.....	5
1.1.1.5.2. Efeitos não térmicos	5
1.1.1.6. Efeito da aplicação do ultra-som nos meios biológicos.....	6
1.2. MÚSCULO	9
1.2.1. Estudos sobre lesões musculares.....	10
1.3. ENSAIO MECÂNICO.....	12
1.3.1. Ensaio de tração.....	12
1.3.2. Ensaio mecânico em tecidos moles.....	12
1.4. OBJETIVO	15
2. MATERIAL E MÉTODOS.....	16
2.1. LESÃO EXPERIMENTAL EM COELHOS.....	16
2.2. ESTIMULAÇÃO COM ULTRA-SOM TERAPÊUTICO	17
2.3. ENSAIO MECÂNICO DE TRAÇÃO.....	19
2.3.1. Preparo dos Músculos para o Ensaio.....	19
2.3.2. Ensaio de Tração	19
2.3.2.1. Gráfico Carga x Deformação	20
2.3.2.1.1. Limite de Proporcionalidade (carga x deformação)	20
2.3.2.1.2. Limite Máximo (carga x deformação)	20
2.3.2.1.3. Energia absorvida na fase elástica	20
2.3.2.1.4. Rigidez.....	21
2.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA	21
3. RESULTADOS	22
3.1. CURVAS CARGA X DEFORMAÇÃO	23
3.2. CARGA MÁXIMA	24
3.3. DEFORMAÇÃO MÁXIMA	25
3.4. CARGA APLICADA NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE.....	26
3.5. DEFORMAÇÃO NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE.....	27
3.6. ENERGIA ABSORVIDA NA FASE ELÁSTICA (RESILIÊNCIA)	28
3.7. RIGIDEZ.....	29
4. DISCUSSÃO	30
5. CONCLUSÃO.....	33
6. RESUMO	34
7. SUMMARY	35
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	36
9. ANEXOS	41

Introdução

1. INTRODUÇÃO

1.1. ULTRA-SOM

A onda mecânica é a energia transmitida por vibrações de moléculas através de um meio gasoso, sólido ou líquido.

O ultra-som é um movimento ondulatório na forma de onda mecânica ou som, cuja frequência é muito elevada para ser percebida pelo ouvido humano. Apresenta a forma de uma onda senoidal, onde tem como parâmetros comprimento de onda, frequência (maiores que 20kHz), amplitude e velocidade (BENWELL & BLY, 1987).

Há dois tipos de ondas mecânicas que podem se propagar, denominadas longitudinais e transversais. A onda do ultra-som tem natureza longitudinal, isto é, a direção de oscilação é a mesma que a direção de propagação, podendo este tipo de onda propagar-se em meio sólido ou líquido. O tipo transversal tem direção perpendicular de propagação da onda, sendo encontrada apenas no osso (HAAR, 1987).

1.1.1. BASES FÍSICAS

1.1.1.1. GERAÇÃO E TRANSMISSÃO DO ULTRA-SOM

O aparelho de terapia ultra-sônica consiste em duas partes funcionais, uma de circuito eletrônico alojada na estrutura do aparelho e um transdutor (disco de cerâmica) montado no aplicador.

As ondas são geradas por transdutores que podem converter uma forma de energia em outra. Essa conversão de energia é de elétrica em mecânica e vice-versa (WELLS, 1977).

Os transdutores ultra-sônicos são feitos de materiais que apresentam o efeito piezoelétrico. Este efeito é considerado um fenômeno natural encontrado em certos cristais minerais como quartzo e turmalina, podendo ser sintético como o PZT (composição de chumbo, zircônio e titânio), que é o mais usado hoje em dia.

Atividade piezoelétrica é desencadeada quando é aplicada uma pressão mecânica sobre estes materiais, gerando cargas elétricas na sua superfície.

Quando se aplica corrente elétrica alternada sobre estes materiais, eles vibram e emitem ondas ultra-sônicas (Fig. 1). Estes efeitos são observados também em tecidos biológicos, especialmente tecido ósseo, fibras colágenas e proteínas (FUKADA & YASUDA, 1964).

Figura 1. Desenho esquemático de conversão de corrente elétrica em onda ultra-sônica.

Fonte: Kanh (1991).

1.1.1.2. CARACTERÍSTICAS DA ONDA ULTRA-SÔNICA

As ondas ultra-sônicas são caracterizadas por alguns parâmetros.

Amplitude (A) - é o termo usado para descrever o máximo deslocamento de uma partícula da posição de equilíbrio, sendo dada em unidades de distância (centímetros ou metros).

Frequência (f) - é o número de vezes que uma partícula realiza um ciclo de movimento em um segundo. O movimento de uma posição, e a volta à posição inicial é conhecido como um ciclo. O tempo levado para percorrer um ciclo é o período (T).

Período e frequência são relacionados pela equação: $f = \frac{1}{T}$.

Se o período T é medido em segundos, a unidade para frequência é ciclos por segundo, conhecido como Hertz (Hz). Utilização de multifrequência é possível e muitos dos geradores para fisioterapia tem uma opção de 1 MHz e ou 3 MHz, embora outras frequências sejam disponíveis (DOCKER, 1987).

Existe a possibilidade de usar diferentes frequências, diferenciando-se nas aplicações. Frequências altas são de rápida absorção específicas para tratamentos de tecidos superficiais, enquanto frequências baixas são usadas para tecidos profundos.

A proporção da energia ultra-sônica incidente absorvida por um tecido aumenta assim que a frequência do ultra-som é aumentada (ALLEN, 1978). Tecidos diferentes absorverão diferentes quantidades de ultra-som em uma dada frequência.

Comprimento de onda (λ) - é a distância entre regiões adjacentes de máxima compressão ou rarefação cujas partículas encontram-se em um mesmo estado de movimento. É a distância mínima em que a forma da onda se repete.

Velocidade de propagação da onda (c) - definida como distância percorrida por uma onda por unidade de tempo. A relação entre frequência e comprimento de onda é dada pela equação : $c = \frac{\lambda}{T}$.

1.1.1.3. PARÂMETROS DO CAMPO ULTRA-SÔNICO

Intensidade: definida como a quantidade de energia que atravessa uma unidade de área em uma unidade de tempo, expressa por W/cm^2

onde
$$I = \frac{P_o}{2p_0c_0}$$

I = intensidade

P_o = amplitude de pressão

p_o = densidade do meio

c_o = velocidade do som

Na literatura, a intensidade refere-se à intensidade transmitida pelo transdutor. O sistema internacional de unidades para intensidade é W/cm^2 .

Tempo de exposição pode ser calculado se soubermos a taxa de repetição, o comprimento do pulso, e a proporção espacial para o ultra-som pulsátil.

Tipo de onda: o ultra-som pode ser produzido por ondas contínuas e pulsáteis. Nas ondas contínuas não ocorre interrupção da onda ultra-sônica, havendo, assim, depósito ininterrupto de energia nos tecidos irradiados, proporcionando um aquecimento local. Na onda pulsátil há uma redução do aquecimento pela interrupção da propagação da onda, embora tenha o mesmo nível de estimulação mecânica no tecido (Kanh, 1991).

Modo de aplicação: a energia ultra-sônica não pode ser transmitida no vácuo e sua transmissão é ruim no ar. Então, um meio acoplador é utilizado como interface entre o transdutor e a área a ser estimulada evitando, assim, o aumento de temperatura do transdutor devido à reflexão da energia no ar. É importante mover o transdutor constante e gentilmente em pequenos círculos ou movimentos rítmicos evitando, assim, intensidade de picos estacionários com possibilidades de danos teciduais (HEKKSENBERG et al., 1986; BENSON & McELNAY, 1988).

REID & CUMMING (1973) informaram que melhor seria usar um acoplador que possuísse alta viscosidade e transmissão, com características de impedância de baixa atenuação, para diminuir a suscetibilidade à formação de bolhas (DOCKER et al., 1982).

Quando a área a ser estimulada é irregular ou muito pequena, o transdutor não pode ser mantido em contato total. Nestes casos, pode-se usar imersão em água. Se a região a ser tratada não puder ser imersa na água, pode ser usada uma almofada de água para a condução da energia ultra-sônica. Entretanto, é preciso ter o cuidado de retirar todo o ar da almofada antes de fechá-la (McDIARMID & BURNS, 1987).

1.1.1.4. PROPRIEDADES DAS ONDAS ULTRA-SÔNICAS

Atenuação (a) - descrita como perda de energia devido às heterogeneidades do meio. A heterogeneidade (vasos sanguíneos, fibras, tecido conjuntivo e células) produz espalhamento da onda sonora e provoca decréscimo da intensidade. Nos tecidos biológicos a atenuação deve-se principalmente à absorção, que se dá pela conversão direta em calor.

Impedância (z) - é um parâmetro do material, que depende da densidade da massa e da velocidade de propagação. Essa propriedade está relacionada com a dissipação de energia (FREDERICK, 1965).

Reflexão e Refração - a reflexão ocorre na interface de meios diferentes. A quantidade de energia refletida depende da impedância acústica específica dos diversos meios.

A incidência não perpendicular das ondas sônicas causa refração do som. No entanto, reflexão e refração não se diferenciam para frequências de 1 e 3 MHz, devido a densidade da massa dos tecidos ser constante e o efeito da frequência do som sobre a velocidade de propagação ser pequeno (WILLIAMS, 1987).

1.1.1.5. MECANISMOS DE INTERAÇÃO DO ULTRA-SOM COM OS TECIDOS BIOLÓGICOS

Os mecanismos pelos quais o ultra-som terapêutico atua em células, tecidos e organismos, podem ser térmicos ou não térmicos. A principal ação terapêutica do ultra-som no tecido é produzir aquecimento controlado dentro deste mesmo tecido (COAKLEY, 1978).

Segundo WILLIAMS (1983), deve ser considerado que, no sistema biológico, o aumento da temperatura dependerá de:

frequência da onda (frequências altas são mais facilmente absorvidas do que frequências baixas);

- intensidade ultra-sônica;
- coeficiente de absorção do tecido;
- tempo de aplicação local;
- técnica de aplicação (estacionária ou móvel);
- dimensões do corpo aquecido;
- presença ou ausência de superfície refletoras anteriores ou posteriores ao tecido de interesse.

É possível estimar a taxa de aumento de temperatura (T) que pode ser esperada após irradiação com uma intensidade (I), após um tempo (t), na ausência de qualquer mecanismo do resfriamento (HAAR, 1987), pela fórmula:

$$T = \frac{2\alpha_a It}{\rho C_m}$$

Onde:

α_a = coeficiente de absorção

ρ = densidade do tecido

C_m = calor específico por unidade de massa para o tecido.

1.1.1.5.1. EFEITO TÉRMICO

Nos limites terapêuticos, o ultra-som pode ser considerado um agente mecânico, onde energia vibratória mecânica é convertida em calor, gerando efeito térmico. A energia ultra-sônica pode ser convertida inteiramente em calor pela absorção da onda (LEHMANN, 1953). O aquecimento ocorre em ambas modalidades de ultra-som: contínuo e pulsado (WILLIAMS, 1987; SANDLER & FEINGOLD 1981; MacDONALD & SHIPSTER, 1981; KITCHEN & PARTRIGIDE, 1990b). Para se alcançar um efeito terapêutico pelo aquecimento, a temperatura do tecido deve ser mantida entre 40°C e 45°C, no mínimo durante 5 minutos.

Temperaturas acima de 45°C são prejudiciais aos tecidos (BARNETT et al., 1994) podendo ser evitadas usando a técnica deslizante com o ultra-som pulsado ou uma intensidade média ou baixa. O início de um efeito adverso é diretamente proporcional à magnitude da elevação da temperatura e ao logaritmo da duração da exposição. Sendo assim, a própria elevação da temperatura é função do tempo. Para um tecido mole genérico exposto a um campo acústico de frequência 1 MHz e intensidade 1 W/cm², desprezados os efeitos de condução térmica e irrigação sangüínea, espera-se uma taxa de aumento de temperatura $\cong 0,86^\circ\text{C}/\text{min}$ (WILLIAMS, 1987).

Sendo assim, o efeito térmico pode produzir aumento temporário de temperatura em estruturas altamente colagenosas tais como tendão, ligamento e cápsula articular, diminuição na rigidez articular e produção de uma reação inflamatória suave, incluindo aumento temporário na circulação sangüínea (LEHMANN & GUY, 1972). A quantidade de aquecimento pode ser obtida dependendo do tipo de tecido: aqueles com alto teor de proteína como músculos e tendões absorvem mais energia que os com alto teor de gordura.

1.1.1.5.2 EFEITOS NÃO TÉRMICOS

Os efeitos não-térmicos são obtidos pela: cavitação, fluxo e microfluxo.

Cavitação - HAAR (1987) descreveu cavitação como a produção de bolhas dentro de um líquido. Estas bolhas são minúsculas, da ordem de 10⁻⁶ m de diâmetro, podendo ser expandidas pelo campo ultra-sônico. Reações como liberação de radicais livres podem ocorrer no interior das bolhas, na interface da bolha e no fluido dos tecidos vizinhos ao redor destes (MAXWELL, 1992).

A cavitação pode ser estável ou transiente. A cavitação estável ocorre em resposta às mudanças de pressão regularmente repetidas induzida pela passagem de ultra-som que oscilam no meio. Nesta forma, os efeitos biológicos relacionam-se com as oscilações da cavidade e os fluxos e microfluxos produzidos pelas oscilações.

Os efeitos biológicos da cavitação dependem das propriedades do meio e dos tecidos presentes. A cavitação transiente ocorre quando as bolhas crescem além do seu tamanho de equilíbrio e fazem grandes oscilações que culminam com seus colapsos. Os efeitos dela são, em geral, relacionados com o colapso da cavidade que se associa a forças intensas, altas velocidades e aumento de temperatura. Admite-se, também, a ocorrência de erosão mecânica e geração de radicais livres. Este fenômeno tem a duração da ordem de microssegundos.

Ambos tipos de cavitação dão aumento para circulação de líquidos localizado no fluido em volta da bolha em vibração.

Quando a atividade cavitacional ocorre em níveis suficientemente violentos, o primeiro acontecimento é a morte celular (MILLER, 1985), seja em decorrência da interação com bolhas ou em decorrência da tensão de microfluxo acústico.

Apenas cavitação estável pode ter valor terapêutico, e a transiente pode ser altamente prejudicial (DYSON, 1987). DYSON (1985, 1987) indicou os seguintes efeitos fisiológicos decorrentes de cavitação estável: função alterada da membrana celular, níveis de Ca intracelular aumentando em função do aumento da síntese de proteína, melhora na permeabilidade vascular e aumento na força de tensão do colágeno, favorecendo a reparação tecidual.

Fluxo e microfluxo: refere-se a uma circulação uniforme de fluidos por radiação que são, então, produzidos pelo campo de pressão acústica ou por cavitação (DYSON, 1987; WELLS, 1977).

Os movimentos circulatórios microscópios que vibram devido à presença de campo acústico são denominados microfluxo acústico. A esses movimentos associam-se deformações e tensões que podem deslocar e reorientar estruturas intercelulares. Estes efeitos são conhecidos por induzir mudanças na taxa de difusão e na permeabilidade da membrana, os quais podem alterar as taxas, por exemplo, de síntese de proteína, e assim, conseguir uma reparação tecidual.

1.1.1.6 EFEITO DA APLICAÇÃO DO ULTRA-SOM NOS MEIOS BIOLÓGICOS

O ultra-som também pode afetar a reparação tecidual de diferentes maneiras, dependendo do estágio da reparação e a exposição de seus parâmetros (CLARKE & STENNER, 1976; McDIARMID et al., 1985). O conhecimento dos mecanismos envolvidos na ação do ultra-som é importante para extrapolar os achados de pesquisas laboratoriais para se prever os efeitos de exposições em humanos.

Uma das primeiras aplicações do ultra-som terapêutico foi relatada em 1947, como uma tentativa de aliviar câimbras em tocador de violino (HILL, 1982).

LEHMAN (1965) reviu os efeitos biológicos quando tecidos de mamíferos eram expostos ao ultra-som em intensidade terapêuticas. Os efeitos incluem mudanças na taxa de fluxo sanguíneo, metabolismo tecidual, função nervosa, na extensibilidade de tecido conjuntivo e na permeabilidade de membranas. Observou que o aumento da permeabilidade da membrana poderia surgir a partir de um mecanismo não térmico, em situação onde o feixe ultra-sônico poderia causar movimentos de fluxo sobre a membrana.

DYSON & POND (1970), em estudo experimental de regeneração tecidual de ferida de coelhos, demonstraram que com frequência de 3,5 MHz, utilizando onda pulsada de intensidade de $0,5 \text{ W/cm}^2$ durante 5 minutos, 3 vezes por semana, aumentou a regeneração em 30%, quando comparado com o grupo controle.

POPISILOVÁ et al. (1976) verificaram a ação do ultra-som de frequência 0,8 MHz e intensidade de 1 W/cm^2 em ondas contínuas por 5 minutos em síntese de colágeno em granulomas subcutâneos experimental em ratos. Os resultados obtidos mostraram que o conteúdo protéico no tecido aumentou quando o tratamento foi realizado na fase inflamatória aguda, porém houve menos colágeno neoformado. Em contraste, quando estimulou-se na fase crônica do processo inflamatório, a síntese de colágeno aumentou.

HARVEY et al. (1975) observou aumento significativo na síntese protéica determinada por H-prolina em fibroblastos humanos cultivados estimulados com ultra-som de frequência 3 MHz, com intensidade de $0,5 - 2,0 \text{ W/cm}^2$, em módulo contínuo. Os resultados sugeriram que mecanismos cavitacionais poderiam estar relacionados com os resultados obtidos.

DYSON & SUCKLING (1978) empregaram o ultra-som em pacientes com úlceras varicosas bilaterais, tendo um lado controle. O tratamento foi aplicado 3 vezes por semana, por um mínimo de 4 semanas, com frequência de 3 MHz, no regime pulsado, intensidade 1 W/cm^2 e duração de 5 a 10 minutos. Os resultados obtidos com a aplicação do ultra-som mostraram que houve redução significativa nas áreas das úlceras após o estímulo, em relação ao placebo.

MUTING (1978) observou melhora na dor e na amplitude articular nos pacientes que apresentavam condições dolorosas do ombro que receberam tratamento com o uso do ultra-som contínuo e exercícios, em comparação com o grupo que só realizou exercício.

OAKLEY (1978) salientou a importância de se começar a terapia por ultra-som tão cedo quanto for possível depois de lesões de partes moles, dentro de 24 a 48 horas.

PATRICK (1978) baseado em anos de experiências com tratamento de pacientes, que receberam ultra-som pulsado em lesões esportivas e tecidos moles, referiu a importância do uso do ultra-som idealmente dentro de 48 horas.

HOGAN et al. (1982) investigaram a hipótese do ultra-som aumentar o fluxo sanguíneo em tecidos isquêmicos de músculos de ratos, quando estimulados com 1 MHz, no modo pulsado, em intensidades que variaram de $1,25$ a 10 W/cm^2 , com tempo de 5 minutos em dias alternados, de 1 a 3 semanas. Os resultados

mostraram que houve melhora da circulação sangüínea nas arteríolas com a exposição de intensidade $2,5 \text{ W/cm}^2$. Concluíram que a estimulação do músculo esquelético provoca ligeira constrição de arteríolas, mas que tratando a longo prazo houve melhora da perfusão no músculo enfraquecido.

ROBERTS et al. (1982) utilizaram ultra-som pulsado em lesões de tendões flexores, em modelo experimental, com $0,8 \text{ w/cm}^2$, modo pulsado com freqüência de 1,1 MHz, por 5 minutos, 5 vezes por semana, por 6 semanas. Identificaram que os tendões tratados não cicatrizaram totalmente, enquanto que o controle apresentou cicatrização normal.

DUARTE (1983), em trabalhos experimentais, comprovou que o tratamento, com parâmetros específicos de ultra-som de baixa intensidade estimulou neoformação óssea em animais ou em pacientes tratados. Observou que, além do estímulo do crescimento de tecidos moles, a estimulação com ultra-som acelera a consolidação de fraturas ósseas.

MORTIMER & DYSON (1988), em estudos experimentais "in vitro", aplicaram, em culturas de fibroblastos de embrião de galinha, ultra-som de intensidade de $0,25 \text{ W/cm}^2$ a $1,5 \text{ W/cm}^2$, com freqüência de 1 MHz, pulsado e tempo de exposição de 1 a 20 minutos. Os resultados mostraram que houve aumento na quantidade de íons de cálcio através das membranas celulares, quando se usaram intensidades de 0,5 e $1,0 \text{ W/cm}^2$, com aumento de 18%, depois de 5 minutos..

ENWEMEKA (1989) estudou o efeito da aplicação ultra-som de freqüência 1 MHz no potencial de cicatrização de tendões de Aquiles lesados. Estímulos foram aplicados diariamente com ondas contínuas de 1 W/cm^2 por 5 minutos. Após 9 aplicações diárias, os tendões foram retirados e comparados mecanicamente.

A estimulação provocou um aumento significativo na resistência à tração e na capacidade de absorção de energia dos tecidos. No entanto, o autor sugere que os tendões de Aquiles em humanos reparados cirurgicamente podem ser melhor cicatrizados se o ultra-som for aplicado durante os primeiros estágios de cicatrização.

YOUNG & DYSON (1990b) realizaram estudos para buscar parâmetros que acelerassem a liberação de fatores mitogênicos de fibroblastos em macrófagos, expostos "in vitro". A exposição foi realizada com o ultra-som contínuo, de intensidade $0,5 \text{ W/cm}^2$ de freqüência 0,75 e 3 MHz, por 5 minutos. Os autores sugeriram que a freqüência de 0,75 MHz estimulou a liberação de substâncias, afetando fibroblastos das células, fornecendo informações sobre a mudança da permeabilidade da membrana para íons de cálcio. A freqüência de 3,0 MHz pareceu ser melhor para estimular a capacidade celular em sintetizar e secretar fatores mitogênicos de fibroblastos, que são liberados algum tempo mais tarde. Os resultados obtidos mostraram que o uso do ultra-som liberou substâncias que podem estimular macrófagos, sendo mais efetivo quando usado durante a fase inflamatória de reparação, fase em que células predominam.

JACKSON et al. (1991) defenderam a hipótese de que o tratamento com ultra-som aumenta o grau de velocidade da reparação de tendão de Aquiles lesados

em ratos. O aumento da velocidade de reparação dos tendões foi definida como um resultado de aumento de síntese de colágeno e pelas forças de ruptura serem maiores nos tendões tratados quando comparados com os não tratados.

1.2. MÚSCULO

O músculo é uma estrutura motora cuja função é baseada na propriedade de encurtar-se e ou alongar-se produzindo, assim, movimento articular. Além disto, atua de maneira importante na estabilização da articulação, mesmo não produzindo movimento.

O músculo está contido numa bainha de tecido fibroso, conhecida por fásia ou epimísio; dela partem septos conjuntivos (perimísio) que, penetrando na substância do músculo o dividem em pequenos feixes. Cada um destes feixes consiste em um conjunto de fibras que são as unidades funcionais do músculo. A fibra também se divide em fibrilas, mas esta divisão não tem valor prático, pois todas as fibrilas de uma fibra contraem – se conjuntamente.

Cada fibra tem sua própria bainha elástica, que é conhecida por sarcolema e permite o seu alongamento e encurtamento. Dentro do sarcolema encontram-se numerosos núcleos que pertencem à fibra muscular. Existem proteínas contráteis dentro das fibras musculares arranjadas em unidades paralelas, miofibrilas que são ativadas por um nervo motor.

O sarcolema é perfurado por uma fibra nervosa, formando placa terminal que é dependente do sistema nervoso central, que emite descargas elétricas que provocam as contrações musculares. Entre as fibras musculares há muitos vasos sanguíneos. O músculo tem, assim, assegurada uma boa irrigação.

O músculo é dentre os tecidos o mais plástico sendo, portanto, mutável e respondendo a estímulos normais e patológicos (ROSE & ROTHSTEIN, 1982). O tecido muscular é o mais frequentemente afetado nos traumatismos do esporte (CARAZZATO, 1994 CRISCO et al., 1994).

Há quatro tipos principais de lesões musculares: ferida, necrose, contusão e ruptura. Uma lesão muscular pode ser ocasionada por diversos fatores e apresentar como resultado final uma ruptura parcial ou total do corpo muscular, que resulta repentinamente em perda das habilidades contráteis e resistência (CARAZZATO, 1994).

Independente do mecanismo de lesão, a fisiopatologia básica na cicatrização do tecido muscular é parecida (LEHTO & JÄRVIEN, 1991).

Após uma lesão, as células satélites mononucleadas responsáveis pela regeneração são acionadas. Estas localizam-se normalmente entre a lâmina basal e membrana plasmática da fibra muscular. Começam a proliferar e são transformadas em mioblastos, fundem - se em miotubos multinucleados que começam a produzir proteínas musculares específicas e, finalmente, diferenciam -se em fibras musculares maduras com núcleos bem evidenciados.

A tensão de resistência de cicatriz tecidual é baseada no mecanismo de estabilidade de fibras de colágeno. A formação definitiva de colágeno, que produz tensão de resistência para a lesão é dependente de dois fatores: um componente de proteína, que é produzida provavelmente por fibroblastos, que passa por diversos estágios antes de se tornar colágeno; e um componente de carboidrato, um complexo de mucopolissacarídeo que produz uma matriz homogênea que é química e fisicamente necessária para a última deposição de colágeno adulto.

1.2.1 ESTUDOS SOBRE LESÕES MUSCULARES

HOUGH (1901) foi o primeiro a descrever sobre lesões musculares. Observou que em indivíduos que realizavam contrações rítmicas do músculo flexor dos dedos até a exaustão apresentavam de 8 a 10 horas após, dor e inflamação, que pioravam nas 48 a 60 horas seguintes.

DUNPHY & UDUDA (1955) provocaram lesões na cavidade abdominal em ratos para verificar as seqüências químicas e histoquímicas na cicatrização normal. Observaram que fibroblastos podem ser identificados nas lesões dentro de 24 horas após, e que a resistência da cicatrização não aumentou de 4 para 6 dias, este fato foi resultado em função da síntese de colágeno.

ALLBROOK (1962), após lesões musculares por compressão do tibial anterior e fibular de camundongos e coelhos, realizou um estudo da regeneração por microscopia eletrônica. Foi feita uma avaliação em intervalos variados após a lesão.

Os resultados mostraram que, ao final de 3 semanas, muitas das fibras regeneradas estavam maduras e circundadas por quantidades mínimas de colágeno. Outras eram imaturas e circundadas por um denso depósito de colágeno. Concluiu que a maturidade da regeneração foi limitada pela deposição de colágeno.

ALLBROOK et al. (1966) estudaram a regeneração muscular em animais e em seres humanos, observando que, 12 dias após a lesão em macacos e 18 dias no homem, o processo regenerativo da fibra muscular apresentou muitas fibras novas que não alcançaram um diâmetro normal. Em macacos, em 3 semanas, o músculo apareceu normal, no local da lesão.

NIKOLAOU et al. (1987) estudaram a evolução mecânica e histológica após lesão por estiramento passivo a uma velocidade de 10 cm/min, no músculo tibial anterior de coelhos. A força contrátil foi analisada logo após a lesão (70,5%), em 24 horas (51,1%), 48 horas (74,5%) e 7 dias (92,5%).

O exame histológico imediato à lesão mostrou ruptura e hemorragia limitada à parte distal. Em 24 horas, havia necrose de fibras, infiltração de células inflamatórias, edema e hemorragia. Em 48 horas, havia quebra completa de fibras e intensa proliferação de células inflamatórias. Em 7 dias, a inflamação estava reduzida e havia presença de avanço de colágeno. Os achados mostraram que músculos lesados começam a apresentar recuperação funcional em 48 horas, apesar da inflamação e atividade cicatricial. Estes achados sugeriram que a queda na função muscular entre 24 e 48 horas, seguida de lesão, pode ter sido devida à inflamação. Cicatrização e fibrose localizadas no 7º dia podem explicar a tendência para novas lesões, em decorrência de novos esforços.

FISHER et al. (1989) investigaram eventos ultra-estruturais após trauma muscular agudo produzido por único trauma de impacto no músculo gastrocnêmio na sua porção medial. Fizeram observações em 6, 24, 48 horas e nos dias 3, 6, 14, 21, 30 após a lesão. Observaram hemorragia, inflamação, degeneração não neuronal e regeneração tardia. Embora os músculos aparecessem histologicamente normais por volta do 14º dia, uma reposição completa de proteína muscular não havia sido alcançada até 21 dias após.

ASPELIN et al. (1992) realizaram ultra-sonografia em 32 atletas com queixa de dor na coxa ou panturrilha após contusão ou trauma por estiramento. Os achados indicaram presença de hematoma, na forma liquefeita e não liquefeita e que está diferenciação poderia ser dependente do tempo da lesão. Os achados sugeriram que o exame pôde diferenciar os vários tipos de hematoma nos pacientes onde o exame clínico indicou a necessidade de uma cirurgia.

CRISCO et al. (1994) produziram lesão por impacto no complexo muscular gastrocnêmio-sóleo-plantar de ratos e fizeram observações mecânicas, fisiológicas e histológica nos dias 0, 2, 7, 24 após lesão. Houve perda significativa da função contrátil de 0 a 7 dias e no 24º dia a função estava próxima do normal.

Após o sacrifício dos animais foram realizadas tração mecânica e histologia. No dia 0 houve edema acentuado, hematoma e raras células inflamatórias nos espaços intersticiais. No 2º dia resposta inflamatória e proteínas contráteis em degeneração. No 7º dia houve intensa proliferação celular de mioblastos e fibroblastos e elementos inflamatórios residuais foram raros. Pelo 24º dia foram notados restos superficiais de bandas de tecido cicatricial em alguns espécimes.

Nos dias 0 e 2 foi realizado o teste de tração, onde os músculos romperam – se no sítio da lesões. No 7º dia, em 4 espécimes, 2 romperam no sítio da lesão enquanto os outros 2 romperam na junção miotendínea distal. No dia 24, em 6 espécimes, não houve ruptura no local da lesão; a ruptura iniciou-se na junção miotendínea distal ou proximal. Os resultados mostraram que as rupturas ocorridas no mesmo local da lesão diminuíram em função do tempo de cicatrização.

PACHIONI (1996) desenvolveu um modelo experimental de lesão muscular por estiramento mecânico não invasivo do músculo solear de rato. Os animais foram divididos em três grupos: Grupo A – controle; Grupo B – tetanização seguida de estiramento e Grupo C – somente tetanização. A tetanização era produzida por estimulação elétrica direta do músculo, através dos eletrodos implantados percutaneamente. Após três dias da produção da lesão, os músculos foram removidos. Das regiões do músculo (proximal, média e distal) foram feitas análises histológica e histoquímica. As alterações morfológicas indicaram lesão muscular nas 3 regiões estudadas, nos grupos com tetanização seguida de estiramento, comparativamente ao controle. Lesão em grau menor foi também evidenciada nos animais submetidos somente à tetanização. Os resultados indicaram que o modelo experimental de lesão por estiramento no músculo solear foi eficiente, reproduzindo uma lesão semelhante à que ocorre por traumas esportivos em seres humanos.

1.3. ENSAIO MECÂNICO

Atualmente a Engenharia colabora com um vasto campo que beneficia a Medicina e a Reabilitação. O objetivo desta união é oferecer ao homem melhores condições de vida, saúde, recuperação anátomo-funcional e sobrevivência equilibrada (RAMOS, 1979). A ajuda da Engenharia é obtida com a avaliação das propriedades mecânicas dos materiais ou tecidos que compõem o corpo humano ou que são utilizados para substituir ou reparar alguma parte dele. Para a determinação destas propriedades mecânicas de materiais ou tecidos são realizados ensaios.

1.3.1. ENSAIO DE TRAÇÃO

Dentre os ensaios, o de tração é considerado o mais importante, pela facilidade de execução e reprodutibilidade dos resultados. Consiste em submeter um material a um esforço que tende a esticá-lo ou alongá-lo promovendo deformação (SOUZA, 1977). Neste ensaio as deformações ocorridas no material são distribuídas uniformemente para todo o corpo, pelo menos até ser atingida a carga máxima.

Durante as deformações, as forças exteriores que estão atuando no corpo produzem trabalho que é transformado em energia. O ensaio de tração permite medir satisfatoriamente a resistência do material. Para maior fidedignidade de um ensaio é necessária uma precisão dos aparelhos de medida que estão dispostos para tal procedimento.

O corpo de prova é fixado em uma máquina que aplica esforços crescentes na direção axial, sendo medidas as deformações por meio de um extensômetro.

Ao realizar o ensaio deve-se tomar o cuidado de alinhar bem o corpo de prova, com a finalidade de assegurar a aplicação do esforço na direção do seu eixo longitudinal.

1.3.2 ENSAIO MECÂNICO EM TECIDOS MOLES

CRONKITE (1936), em ensaio de tração de 294 tendões de cadáveres humanos frescos, mostrou que há variações significativas na tensão de ruptura de diferentes tendões do mesmo indivíduo e do mesmo tendão, em cadáveres diferentes. Concluiu afirmando que era inútil estabelecer padrões de tensão para tendões em geral.

DAVIDSSON (1954) estudou, em gatos e coelhos, a resistência à tração da unidade músculo-tendão-osso. Observou que a ruptura ocorria na origem muscular ou na inserção do tendão e não no corpo tendíneo.

CARAZZATO et al. (1980), em estudos experimentais em ratos, descreveram as alterações histológicas e mecânicas induzidas pela infiltração local de corticóide e anestésico. Ficou demonstrado que a injeção local de corticóide diminuiu sensivelmente a resistência músculo-tendínea, 24 horas após a aplicação, com efeito perdurando por 2 semanas. A infiltração local com xilocaína 2% não provocou alteração.

CARAZZATO et al. (1985) submeteram músculos gastrocnêmios a testes de tração em condições normais e de fadiga. Os parâmetros usados foram semelhantes

ao método utilizado por CARAZZATO et al. (1980). Foi concluído que houve menor resistência à tração quando os músculos foram levados à fadiga por estímulos elétricos, em relação ao grupo controle.

BINKLEY & PEAT (1986) estudaram os efeitos da imobilização nas propriedades ultraestrutural e mecânica do ligamento colateral de joelhos de ratos. Houve decréscimo na síntese de colágeno durante a imobilização, pós-imobilização, e diminuição da densidade de fibrilas de colágeno no ligamento. Na análise mecânica foi verificada diminuição de 60% na tensão linear, diminuição de 64,2% na tensão de pico e diminuição de 56,7% na tenacidade ligamentar após a imobilização.

GARRET et al. (1987) compararam propriedades mecânicas de músculos não estimulados e estimulados eletricamente em coelhos. Os animais foram divididos em 3 grupos: 1) músculos estimulados com 64 Hz (estimulação tetânica e músculos não estimulados), 2) músculos estimulados com 16 Hz (estimulados por somatória de onda) e músculos não estimulados e 3) músculos não estimulados. Os músculos estimulados tetanicamente e por somatória de onda requereram maior força para dilacerar do que seus controles, enquanto que não houve diferença na força de falência entre os músculos estimulados com 16 Hz e 64 Hz.

A energia absorvida foi maior para os músculos estimulados do que para os não estimulados. As unidades músculo-tendíneas estimuladas tetanicamente absorveram 18% mais energia que os músculos estimulados por somatória de onda. Todos os músculos romperam na junção músculo-tendínea distal.

BEZERRA (1991), em ensaio de tração de 90 tendões flexores da mão de cadáveres humanos formalizados, comprovou que tendões rompem-se, geralmente, na inserção e que os flexores profundos, quando desinseridos na mão apresentaram-se mais resistentes do que os superficiais. A resistência variou para cada dedo da mão.

PEREIRA (1993) analisou em coelhos, as alterações mecânicas ocorridas nos ensaios de tração em unidades músculo-tendíneas submetidas ao congelamento e descongelamento.

O descongelamento foi realizado por 30 minutos de 3 maneiras diferentes: imersão em solução fisiológica; embebição em gazes úmidas com a mesma solução e à temperatura ambiente controlada de 24°C. Concluiu que o congelamento interferiu no resultado das propriedades mecânicas que foram analisadas com perdas significantes, especialmente na resistência e elasticidade. Encontrou que o grupo descongelado à temperatura ambiente comportou-se melhor, comparado com os outros dois.

NOONAN et al. (1994), em estudo em coelhos, utilizaram os músculos extensores longos dos dedos e tibial anterior, com objetivo de identificar um limiar para se provocar lesão muscular induzida por estiramento passivo, com uma força correspondente de 20 a 30% da força necessária para causar ruptura. Foram feitas análises histológicas e mecânicas dos músculos estirados até 30% da força de ruptura, onde foram observadas áreas de ruptura das fibras musculares acompanhadas de hemorragia, próximo à junção miotendínea distal e diminuição das forças contráteis. Ao contrário, os músculos extensor longo dos dedos e tibial

anterior estirados até 20% da força de ruptura não sofreram alterações histológicas e mecânicas. Foi sugerida a existência de um limiar para se provocar lesão muscular pelo estiramento passivo.

REZENDE et al. (1994) determinaram as propriedades mecânicas de resistência à tração do ligamento cruzado anterior e do tendão do músculo semitendíneo de 13 joelhos de nove cadáveres entre 30 e 60 anos, conservados sob congelamento. Constataram que não houve relação entre as características mecânicas das duas estruturas e que o ligamento cruzado anterior apresentou rigidez e resistência superiores ao músculo semitendíneo. Concluíram que o músculo semitendíneo não apresentou propriedades adequadas para substituir o ligamento cruzado anterior.

SALOMÃO et al. (1994) estudaram o comportamento mecânico do tendão tibial posterior em 14 pares de tornozelo, de 11 homens e 3 mulheres. Os tendões foram submetidos à tração axial em máquina universal de ensaios mecânicos, em que obtiveram os valores de resistência mecânica e coeficiente de proporcionalidade de cada tendão.

Os resultados foram analisados quanto à faixa etária, sexo e lado. Mulheres acima de 50 anos apresentavam 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.

SANTOS (1996) realizou testes de tração nos ligamentos coracoacromiais e coracoclaviculares em cadáveres humanos masculinos. Concluiu que os ligamentos coracoacromiais apresentaram-se menos resistentes à carga máxima comparados aos coracoclaviculares. O ligamento coracoacromial apresentou valores médios superiores em relação aos coracoclaviculares para a energia absorvida na fase elástica e o limite de proporcionalidade. Em todos os ligamentos ensaiados os locais de ruptura foram nas origens ou nas inserções ósseas e não no corpo ligamentar. Os resultados sugeriram que o ligamento coracoacromial pode ser um bom substituto nos casos de ruptura dos ligamentos coracoclaviculares.

1.4 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho foi investigar o efeito da aplicação do ultra-som terapêutico na reparação da lesão muscular experimental em coelhos, mediante a avaliação mecânica, utilizando o ensaio de tração.

Material e Métodos

2. MATERIAL E MÉTODOS

Foram usadas 26 coelhas adultas da raça Nova Zelândia, pesando em média 2,2 kg e fornecidas pelo Biotério Central do Campus da Universidade de São Paulo em Ribeirão Preto. Nestes animais foram produzidas lesões nos músculos reto anterior do quadríceps que foram, depois, tratadas com ultra-som terapêutico, conforme técnica a ser descrita adiante.

2.1 LESÃO EXPERIMENTAL EM COELHOS

O procedimento cirúrgico para a produção da lesão muscular foi realizado no Laboratório de Cirurgia Experimental e Técnica Cirúrgica do Departamento de Cirurgia, Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Todos os animais foram anestesiados com Nembutal®, na dose aproximada de 40 mg/kg de peso corporal, injetados na veia marginal de uma das orelhas. Doses adicionais do anestésico foram administradas durante o procedimento cirúrgico, quando necessário.

A produção da lesão foi realizada segundo as técnicas cirúrgicas rotineiras de assepsia e anti-sepsia e seguiu os principais passos:

1. tricotomia em ambas coxas;
2. posicionamento do animal em decúbito dorsal em um suporte de madeira, ficando os membros posteriores fixados com esparadrapo, de modo a manter o joelho em flexão aproximada de 90°;
3. anti-sepsia com solução de álcool-iodado 2%;
4. colocação de campo cirúrgico fenestrado;
5. incisão na pele sobre a face anteromedial da coxa, sobre o terço médio, no sentido longitudinal, atingindo pele e fáscia;
6. com a mobilização da pele foi possível visualizar as porções medial, anterior e lateral do músculo quadríceps. Pela face medial foi identificado o limite entre o músculo reto anterior e o músculo vasto medial e aí introduzida uma pinça hemostática que, por divulsão romba, separou o reto anterior do vasto intermédio, até a extremidade da pinça protrair pela face lateral da musculatura;
7. foi demarcada a região do reto anterior para ser lesada, correspondendo a uma distância aproximada de 2,0 cm do pólo superior da patela;
8. esta região do músculo foi colocada entre as presas de uma pinça hemostática tipo Kelly que foi introduzida até um ponto previamente demarcado e padronizado para todos os animais. A mesma pinça foi usada para produzir todas as lesões;
9. a pinça Kelly foi fechada até travar no primeiro dente da cremalheira, provocando o esmagamento do músculo interposto. Após 10 segundos, foi liberada;

10. após inspeção da lesão a pele foi suturada com fios de náilon 4 zeros, sutura tipo guarda grega. Não houve a preocupação em se fazer curativo oclusivo. Não foi administrado antibiótico profilático.

O lado direito foi operado primeiro e, depois, o lado esquerdo, seguindo a mesma técnica.

2.2 ESTIMULAÇÃO COM ULTRA-SOM TERAPÊUTICO

Após a lesão os coelhos foram mantidos em gaiolas com dois animais, sendo alimentados com ração padrão e água, sem restrições, até o dia do sacrifício. No 3º dia após a produção da lesão, foi iniciada a aplicação do ultra-som terapêutico, durante 10 dias consecutivos, no mesmo período do dia .

O equipamento de ultra-som utilizado foi de média intensidade, aparelho fabricado comercialmente para uso clínico (KW-Indústria Nacional de Tecnologia Eletrônica LTDA.), com as seguintes características:

Tipo de onda: pulsada

Frequência : 1MHz

Frequência de repetição de pulso: 100 Hz

Razão de pulso: 1: 5

Área de tratamento (transdutor): 5 cm²

Intensidade: 0,5 W/cm² , esta foi obtida no fundo de escala correspondendo no painel do aparelho a 3,0 W/cm²

Tempo de aplicação: 5 minutos

Para a contenção do animal foi utilizado um suporte de madeira onde os coelhos foram posicionados adequadamente e restritos por cintas situadas no tronco e cintura escapular. Durante todo o procedimento os animais foram mantidos despertos (Fig. 2).

Figura 2 - Ilustração de um animal recebendo aplicação de ultra-som na face anterior da coxa, sobre a região onde foi produzida a lesão muscular. Uma bolsa de látex, com água, foi interposta entre o transdutor e a coxa.

Os animais de número 1 a 15 receberam aplicação de ultra-som no lado direito e os animais de 16 a 25 receberam aplicação do ultra-som no lado esquerdo. O lado oposto foi mantido como controle.

Para assegurar a transmissão adequada das ondas ultra-sônicas para a pele do animal, foi interposta uma bolsa de látex cheia de água entre o transdutor e a coxa (McDIARMID & BURNS, 1987). A bolsa foi adaptada de um preservativo masculino cheio de água, tendo-se o cuidado de remover as bolhas (CLARKE & STENNER, 1976). Entre ela e a pele foi aplicada uma fina camada de gel hidrossolúvel que funcionou como meio acoplador excluindo bolhas de ar entre as interfaces transdutor e o preservativo e entre este e a pele agindo, também, como lubrificante quando o transdutor era movido.

O transdutor foi aplicado perpendicularmente à área lesada e movido continuamente em movimentos circulares uniformes para se evitarem ondas estacionárias e seus possíveis perigos (HEKKENBERG et al., 1986).

A dosimetria do aparelho foi realizada antes do uso em cada lote de animais, no setor de Bioengenharia da Universidade de São Paulo/São Carlos, utilizando um dosímetro de ultra-som de precisão (ULTRA SONIC POWER METER, modelo UPM- DT- 1).

A dosimetria foi realizada, também, com o uso do preservativo e não houve diminuição da potência acústica.

2.3 ENSAIO MECÂNICO DE TRAÇÃO

A realização dos ensaios mecânicos dos músculos ocorreu três dias após o término da aplicação com ultra-som, com a Máquina Universal de Ensaio do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP.

2.3.1 PREPARO DOS MÚSCULOS PARA O ENSAIO

O sacrifício dos animais ocorreu com dose excessiva de anestésico. A pele da coxa foi removida e realizada inspeção macroscópica dos músculos. Em seguida, o músculo reto anterior do quadríceps foi retirado desinserindo-o da origem pélvica até distalmente, do pólo superior da patela. Durante todo o procedimento os músculos foram umedecidos com soro fisiológico. Em seguida, foram transferidos para a máquina de ensaio.

2.3.2 ENSAIO DE TRAÇÃO

Para os ensaios de tração garras especiais foram confeccionadas na Oficina Mecânica de Precisão da Prefeitura do Campus da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto. Os músculos foram fixados nas garras e, com ajuda de fitas de cetim, amarradas para assegurar uma fixação adequada de suas extremidades. Um alinhamento prévio foi realizado nos testes para que a carga fosse aplicada na direção longitudinal. Foi padronizada uma distância inicial de 5 cm entre as garras.

À máquina universal de ensaio foi acoplada uma célula de carga de 200 kgf (KRATOS®), associada a uma ponte de extensometria (SODMEX®). Foi utilizado um relógio comparador com a precisão de 0,01 mm, para as medidas das deformações (Fig. 3).

Em todos ensaios foi dada uma pré-carga de 200 g, durante 60 segundos, para acomodação do sistema. A velocidade estabelecida para o ensaio foi de 4,5 mm/min.

A carga aplicada foi registrada em intervalos de 0,5 mm de deformação até que houvesse a ruptura do músculo. Durante o ensaio os músculos foram gotejados com soro fisiológico para que não desidratassem evitando, assim, possível modificação das propriedades mecânicas.

Figura 3 – Detalhe do ensaio de tração mostrando o músculo preso entre as extremidades e o relógio comparador para a medida da deformação.

2.3.2.1 GRÁFICO CARGA X DEFORMAÇÃO

Com os valores obtidos das cargas e deformações de cada ensaio, foram confeccionados os gráficos (carga aplicada *versus* deformação), utilizando o programa de computador EXCEL 7[®]. Nestes gráficos foram determinados os seguintes parâmetros: carga e deformação no limite de proporcionalidade, carga e deformação máximas, energia absorvida na fase elástica (resiliência) e rigidez.

2.3.2.1.1 LIMITE DE PROPORCIONALIDADE (CARGA X DEFORMAÇÃO)

As cargas e deformações no limite de proporcionalidade (d_{prop} , C_{prop}) de cada músculo foram obtidas tomando como referência o último ponto da reta de uma regressão linear, do gráfico (carga aplicada *versus* deformação) que caracteriza a fase elástica (Fig. 4).

2.3.2.1.2 LIMITE MÁXIMO (CARGA X DEFORMAÇÃO)

As cargas e deformações máximas ($d_{máx}$, $C_{máx}$) foram os maiores valores obtidos de cada ensaio, antes que ocorresse a ruptura muscular (Fig. 4).

2.3.2.1.3 ENERGIA ABSORVIDA NA FASE ELÁSTICA

A energia absorvida é conhecida também como resiliência. Esta propriedade foi determinada calculando-se a área abaixo de cada curva na fase elástica. A figura representada por esta área é um triângulo retângulo (Fig. 4).

2.3.2.1.4 RIGIDEZ

Rigidez foi obtida calculando-se a tangente do ângulo θ formado pela reta na fase elástica e a horizontal, representada pelo eixo das abscissas. O cateto oposto representa o valor da carga aplicada e o cateto adjacente da deformação (Fig.4).

Figura 4 – Demonstração dos cálculos das propriedades mecânicas: deformação máxima ($d_{máx}$), carga máxima ($C_{máx}$); deformação proporcional (d_{prop}), carga proporcional (C_{prop}); energia absorvida na fase elástica ($E = b.h / 2$ - área do triângulo); rigidez (inclinação da curva no limite de proporcionalidade).

2.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O teste utilizado na análise estatística dos resultados deste trabalho foi o teste *t* de Student pareado. O nível de significância foi estabelecido em 5 por cento. Os testes foram processados utilizando-se o programa "EXCEL 7®".

Resultados

3. RESULTADOS

Os músculos, tanto nos tratados quanto nos não tratados, macroscopicamente, apresentavam espessamento fibrótico palpável e correspondendo ao local da lesão. Nesta região havia hiperemia.

Foram ensaiados 52 músculos (26 animais) sendo que, destes, foram aproveitados para análise dos resultados 36 músculos pareados (18 animais). Dos 16 músculos excluídos, 2 deles o foram por apresentar soltura durante o ensaio e os 14 restantes por apresentarem grande variação da dispersão nas curvas obtidas no gráfico carga x deformação.

O local de ruptura dos músculos tratados foi no mesmo local da lesão em 10 casos, em 4 casos proximalmente à lesão e, em 4 casos, distalmente a ela. Nos músculos não tratados, a ruptura ocorreu no local da lesão em 14 casos, proximalmente a ela em 3 e, distalmente a ela, em 1 caso (Tabela 1).

Tabela 1. Relação dos locais das rupturas ocorridas durante o ensaio de tração para cada lado.

local da ruptura	lado tratado	lado não tratado
mesmo local da lesão	10 (55,6%)	14 (77,8%)
proximal à lesão	04 (22,2%)	03 (16,7%)
distal à lesão	04 (22,2%)	01 (5,5%)
total	18 (100%)	18 (100%)

3.1. CURVAS CARGA X DEFORMAÇÃO

As curvas carga x deformação nos lados tratados e não tratados de todos os ensaios são apresentadas nas figuras 5 e 6.

Figura 5. Gráfico carga x deformação dos 18 músculos tratados

Figura 6. Gráfico carga x deformação dos 18 músculos não tratados

3.2. CARGA MÁXIMA

O valor médio de carga máxima para os músculos tratados foi $33,47 \pm 12,04$ N e para os músculos não tratados foi de $28,46 \pm 10,03$ N (Fig.7). A comparação destes dois grupos mostrou que não houve diferença significativa entre eles ($p=0,1035$).

Figura 7. Valores médios da carga máxima para ambos os lados.

3.3. DEFORMAÇÃO MÁXIMA

O valor médio para a deformação máxima foi $(29,78 \pm 6,16) \cdot 10^{-3}$ m para os músculos tratados e $(23,06 \pm 7,32) \cdot 10^{-3}$ m para o grupo controle (Fig.8). A comparação entre os grupos mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0019$).

Figura 8. Valores médios da deformação máxima para ambos os lados.

3.4. CARGA APLICADA NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE

O valor médio para a carga aplicada no limite de proporcionalidade foi $21,36 \pm 7,62$ N para os músculos tratados e $16,23 \pm 6,09$ N para o lado controle (Fig.9). A comparação entre os grupos mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0407$).

Figura 9. Valores médios para da carga aplicada no limite de proporcionalidade para ambos os lados.

3.5. DEFORMAÇÃO NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE

O valor médio da deformação no limite de proporcionalidade para os músculos tratados foi $(17,63 \pm 6,30) \cdot 10^{-3} \text{ m}$ e para o lado controle foi de $(12,58 \pm 4,98) \cdot 10^{-3} \text{ m}$ (Fig.10). A comparação entre os grupos mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0323$).

Figura 10. Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade para ambos os lados.

3.6. ENERGIA ABSORVIDA NA FASE ELÁSTICA (RESILIÊNCIA)

O valor médio da energia absorvida na fase elástica foi, para os músculos tratados, de $(163,99 \pm 84,85) \cdot 10^{-3} \text{ J}$ e para o lado controle foi $(108,99 \pm 68,77) \cdot 10^{-3} \text{ J}$ (Fig.11). A comparação entre os grupos mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0484$).

Figura 11. Valores médios da energia absorvida na fase elástica para ambos os lados.

3.7. RIGIDEZ

O valor médio da rigidez para os músculos tratados foi $1632,96 \pm 1181,73$ N/m e para o lado controle foi $1478,12 \pm 550,57$ N/m (Fig.12). A comparação entre os grupos mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,6026$).

Figura 12. Valores médios da rigidez para ambos os lados.

Discussão

4. DISCUSSÃO

As lesões musculares atingem grande número de pessoas, sejam esportistas profissionais ou atletas ocasionais ou, ainda, trabalhadores. Muitas são as variedades terapêuticas propostas, todas visando à recuperação do indivíduo no menor tempo possível e devolvendo-lhe a condição física anterior (*restitutio ad integrum*).

Para isto, lança-se mão de medidas gerais tais como repouso e medicamentos sistêmicos e locais como imobilização, mobilização progressiva assistida, enfaixamento, massagem, aplicação tópica de medicamentos, de frio, calor e ultra-som.

A terapia por ultra-som é, dentro da prática clínica, um dos recursos mais utilizados no tratamento de lesões de tecidos moles (DYSON, 1987; YOUNG & DYSON, 1990b), podendo afetar a reparação tecidual de várias maneiras, dependendo do estágio da lesão e dos parâmetros usados (McDIARMID et al., 1985), indicada no tratamento tanto de condições agudas como crônicas (KITCHEN & PARTRIDGE, 1990b).

Estudos realizados em lesões cutâneas experimentais (DYSON & POND, 1970) e úlceras varicosas (DYSON & SUCKLIND, 1978) mostraram que a aplicação de ultra-som, nestas situações, exerce um efeito positivo, acelerando o processo de reparação. EMWEMEKA (1989) chegou a conclusões semelhantes quando seccionou tendões de Aquiles de coelhos e os tratou com aplicação de ultra-som. Ensaio mecânicos mostraram que os tendões tratados eram mais resistentes que os controles.

Entretanto, PARTRIDGE (1987) chamou a atenção que muitos relatos sobre a ação terapêutica do ultra-som eram baseados em impressões clínicas e GAM & JOHANNSEM (1995) revisaram 293 trabalhos publicados sobre o assunto desde 1950, verificando que apenas 22 deles apresentavam controles adequados, e enfatizaram a necessidade de se aprofundar em investigações.

Por estas razões resolvemos elaborar este trabalho objetivando investigar uma possível ação benéfica da aplicação de ultra-som em lesões musculares agudas.

Uma das características mais importantes do músculo é a capacidade de contrair-se e alongar-se sob a ação de estímulos elétricos e/ou forças mecânicas. Assim, a caracterização do comportamento mecânico de um processo reparativo pareceu-nos adequada para avaliar a qualidade da reparação de uma lesão muscular, com a vantagem de oferecer dados objetivos e permitir comparações.

As lesões musculares podem resultar de traumatismo direto, por contusão e por traumatismo indireto, quando ocorre alongamento excessivo do músculo, geralmente na fase de contração (PACHIONI, 1996). As lesões por traumatismo direto são as mais freqüentes e mais fáceis de serem obtidas em termos experimentais. Assim, optamos pelo modelo experimental de lesão muscular descrito por ALLBROOK (1962), com algumas modificações, tanto na escolha do músculo, quanto no período em que ele sofreu esmagamento.

Usamos um tempo menor de esmagamento do que o recomendado por aquele autor para não causar lesão muito séria (a maioria das lesões na prática clínica é leve ou moderada) ou levar à secção do músculo. Neste caso, a lesão é grave e o melhor tratamento pode ser o cirúrgico. A lesão empregada foi aguda podendo ser classificada como contusão, definida por um esmagamento do músculo seguida de sangramento e edema (CARAZZATO, 1994).

Selecionamos o músculo reto anterior do quadríceps por ter localização superficial, fácil acesso cirúrgico, fácil identificação e, também, porque este músculo, apesar de compor uma unidade muscular – o quadríceps – é facilmente isolado dos outros componentes musculares. Além disso, LOPES et al. (1994) observaram que a grande maioria das lesões musculares decorrentes de traumatismo do esporte ocorre na musculatura da coxa. Ainda, uma característica anatômica reforçou nossa opção pelo reto anterior pois ele é preso apenas na origem pélvica e na inserção, junto do pólo superior da patela. Isto tornou possível que fosse isolado e retirado *in totum*, garantindo um mínimo de traumatismo e facilitando a adaptação na máquina de ensaio.

Após a produção da lesão aguardamos três dias para iniciar a aplicação do ultra-som com a finalidade de propiciar diminuição da reação inflamatória. Entretanto, o início do tratamento ocorreu na fase aguda (PATRICK, 1978) e, por esta razão, usamos o ultra-som na forma pulsada (DYSON, 1982) que apresenta menor efeito térmico (BINDER et al., 1985) e provável ação de abrandamento da reação inflamatória (LEHMANN & GUY, 1972).

Quando se realiza a aplicação de ultra-som, alguns cuidados são indispensáveis. Primeiro, há necessidade de garantir que o aparelho esteja funcionando adequadamente. Desta nossa experiência, constatamos que muitos aparelhos de uso comercial carecem de controle de qualidade e necessitam ser calibrados quando se requer padronização dos parâmetros. Segundo, é necessário garantir que as ondas sejam transmitidas adequadamente do transdutor para o animal. Em nosso estudo piloto verificamos que quando o transdutor era aplicado diretamente na coxa, o animal ficava inquieto e tentava retirar o membro. Isto ocorreu por aquecimento excessivo, provavelmente por reflexão da onda, por ser o cabeçote maior do que a área de aplicação. Resolvemos este problema interpondo uma bolsa de látex com água, como proposto por McDIARMID & BURNS (1987).

Nossas medidas também mostraram que a bolsa não interferiu com a potência acústica.

Após o término da aplicação do ultra-som aguardamos mais três dias para o sacrifício do animal para esperar que algum eventual efeito transitório decorrente do tratamento desaparecesse.

A análise macroscópica dos músculos mostrou haver presença de nódulo fibroso palpável e hemorragia ao redor da lesão em todos os músculos, tanto tratados quanto os não tratados com ultra-som. Vários estudos utilizando microscopia eletrônica e histologia mostraram que após lesão o músculo se apresenta aparentemente normal em torno de 21 a 30 dias após (ALLBROOK, 1962; ALLBROOK, 1966; FISHER et al., 1989; CRISCO et al., 1994). Quanto aos locais de ruptura musculares durante os ensaios de tração os resultados mostraram que, nos

músculos tratados a incidência maior foi no local da lesão (55,6%) e nos não tratados a incidência maior também foi no local da lesão (77,8%). Estes resultados coincidem com os de CRISCO et al., (1994). Estes autores observaram, dentro de uma análise mecânica, que músculos após lesão aguda romperam com maior frequência no mesmo local da lesão. Entretanto, em nosso experimento no músculo tratado houve maior número de rupturas em regiões proximais e distais. Estes resultados podem sugerir que o local da lesão no lado tratado ficou mais resistente, o que seria um efeito benéfico do tratamento. Um ponto de discordância entre as metodologias de alguns trabalhos foi a velocidade do ensaio mecânico. Em nosso experimento, estabelecemos a velocidade de 4,5 mm/min, em virtude de que no estudo piloto, realizamos testes em velocidades diferentes e a que melhor se adaptou ao material foi adotada. Também, a limitação da máquina utilizada para o ensaio contribui para esta decisão.

Na avaliação dos dados utilizamos o gráfico carga x deformação mas o ideal seria a correlação com a tensão. Entretanto, para este cálculo necessitaríamos de conhecer a área da secção transversal no local da lesão o que foi impossível obter pois o ensaio foi destrutivo. Tentamos o cálculo aproximado da área por comparação com figuras geométricas mas a análise dos resultados mostrou que esta aproximação provocava maior dispersão dos parâmetros sendo, portanto, imprecisa. Com esta limitação não foi possível calcular o módulo de elasticidade e o substituímos pela rigidez.

Analisando os parâmetros na fase plástica, obtivemos que a carga máxima foi igual para os dois músculos e que os músculos tratados apresentaram maior deformação máxima. Estes resultados sugerem uma maior capacidade do músculo tratado alongar-se embora suportasse a mesma carga máxima do controle.

Entretanto, cremos que os resultados mais interessantes possam ser obtidos da análise dos resultados na fase elástica pois refletem uma etapa de deformação reversível, mais próxima do funcionamento do músculo em condições normais.

Nesta fase o músculo tratado apresentou maior carga e deformação no limite de proporcionalidade, bem como maior energia absorvida, para a mesma rigidez.

Estes dados mostram que o tratamento provocou uma migração do limite elástico para maiores valores. Ou seja, o músculo foi capaz de alongar-se mais e absorver mais energia. Logo, o tratamento modificou o padrão de deformação do músculo tornando-o mais elástico. Esta característica é altamente desejável em uma estrutura como o músculo cuja propriedade marcante é a capacidade de contrair-se e alongar-se.

Não analisamos a natureza do processo reparativo, por exemplo, com a microscopia mas podemos inferir que, provavelmente, o tratamento com ultra-som melhorou a capacidade de reparação da lesão.

Conclusão

5. CONCLUSÃO

Os resultados deste presente estudo sugerem que a aplicação do ultra-som terapêutico melhorou o processo reparativo no tipo de lesão provocada.

Resumo

6. RESUMO

Este estudo analisou o efeito da aplicação do ultra-som terapêutico em lesão muscular aguda. Foi realizada uma lesão por esmagamento no músculo reto anterior do quadríceps direito e esquerdo em 26 coelhos (52 músculos) da raça Nova Zelândia, com peso médio de 2,2 kg. Após 3 dias da lesão, os animais foram tratados em um lado com ultra-som terapêutico com tipo de onda pulsada, frequência de 1 MHz e intensidade de $0,5 \text{ W/cm}^2$ por 5 minutos, durante 10 dias consecutivos. O músculo contralateral serviu como controle e sofreu apenas esmagamento. Após 3 dias do término da aplicação, os animais foram sacrificados e os músculos submetidos a ensaios de tração na máquina universal de ensaio, com célula de carga de 200 kgf e velocidade de 4,5 mm/minuto.

Foram analisados os resultados dos ensaios de 36 músculos (18 animais), mostrando que os músculos tratados pelo ultra-som apresentaram diferença significativa na deformação máxima, carga e deformação no limite de proporcionalidade, e na energia na fase de deformação elástica. Estes resultados sugerem que a aplicação do ultra-som terapêutico pode ser benéfica para melhorar a qualidade da reparação da lesão muscular aguda.

Summary

7. SUMMARY

In this investigation the effect of the therapeutic ultrasound on the healing of acute muscular lesion was evaluated. The injury was produced with a crush on the rectus femoris in 26 New Zealand white rabbits (52 muscles). Three days later pulsed ultrasound was applied to the injured area and the opposite side muscle was kept a control. The ultrasound pulsed waves had 1 MHz of frequency, 0,5 W/cm² of intensity and they were applied during 5 minutes for 10 days. Three days after completion of the treatment the animal was killed and the muscle submitted to mechanical testing in traction. The muscles treated by ultrasound showed higher loads and deformation at the yield limit and absorbed more energy in the elastic phase.

The results suggest that acute muscular lesions may benefit from the application of pulsed ultrasound in the acute phase of the reparative process.

Referências Bibliográficas

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALLBROOK, D. - An electron microscopic study of regenerating skeletal muscle. **J. Anat.**, **96**: 137-52, 1962.
- ALLBROOK, D.B.; BAKER, W.C.; KIRKALDY-WILL, W.H. - Muscle regeneration in experimental animal and in man. **J. Bone Joint Surg.**, **48B**:153-69, 1966.
- ALLEN, K.G.R. & BATTYE, C.K. - Performance of ultrasonic therapy instruments. **Physiotherapy**, **64**: 174-9, 1978.
- ASPELIN, P.; EKBERG, O.; THORSSON, O.; WILHELMSSON, N. - Ultrasound examination of soft tissue injury of the lower limb in athletes. **Am. J. Sports Med.**, **20**:601-3, 1992.
- BARNETT, S.B.; ter HAAR, G.R.; ZISKIN, M.C.; NYBORG, W.L.; MAEDA, K. - Current status of research on biophysical effects of ultrasound. **Ultrasound Med. Biol.**, **20**:205-18, 1994.
- BENSON, H.A.E. & McELNAY, J.C. - Transmission of ultrasound energy through topical pharmaceutical products. **Physiotherapy**, **64**:587-9, 1988.
- BENWELL, D.A. & BLY, S.H.P. - Sources and applications of ultrasound. In: REPACHOLI, M.H. et. al. **Ultrasound - medical applications, biological effects, and hazard potencial**. New York, Plenum Press, 1987. p. 27-9.
- BEZERRA, R.N. - **Estudo experimental da resistência à tração dos tendões flexores da mão**. São Paulo, 1991. (Dissertação de Mestrado em Ortopedia - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo).
- BINDER, A.; GREENWOOD, A.M.; HAZLEMAN, B.L.; THOMAS, D.P.P. - Is therapeutic ultrasound effective in treating soft tissue lesions?. **Br. Med. J.**, **20**:512-4, 1985
- BINKLEY, J.M. & PEAT, M. - The effects of immobilization on the ultrastructure and mechanical properties of the medial collateral ligament of rats. **Clin. Orthop.**, **20**:301-8, 1986.
- CARAZZATO, C.J.; CAMARGO, O.P.; BARROS F^O, T.E.P.; RODRIGUES, C.J. - Estudo experimental das alterações histológicas e biomecânicas induzidas pela infiltração local de corticóide e anestésico. **Rev. Bras. Ortop.**, **15**: 61-5, 1980.
- CARAZZATO, J.G.; BARROS, T.E.P.; CAMARGO, O.P.; PECORA, J.R.; OLIVI, R.; SILVA, J.S. - Estudo experimental da resistência muscular em condições normais e sob fadiga. **Rev. Bras. Ortop.**, **20**:103-5, 1985.
- CARAZZATO, J.G. - Lesões musculotendíneas e seu tratamento. **Rev. Bras. Ortop.**, **29**:723-8, 1994.
- CLARKE, G.R. & STENNER, L. - Use of therapeutic ultrasound. **Physiotherapy**, **62**:185-90, 1976.

- COAKLEY, W.T. - Biophysical effects of ultrasound at therapeutic intensities. **Physiotherapy**, **62**: 166-9, 1978.
- CRISCO, J.J.; JOKL, P.; HEINEN, G.T.; CONNEL, M.D.; PANJABI, M.M. - A muscle contusion injury model. Biomechanics, physiology and histology. **Am. J. Sports Med.**, **22**:702-9, 1994.
- CRONKITE, A.E. - The tensile strenght of human tendons. **Anat. Rec.**, **64**:173-86, 1936
- DAVIDSSON, L. - Tensile strength, rupture and regeneration of tendons. **Ann. Chir Gynaec. Fenn.**, **43**:61-6, 1954.
- DYSON, M. & POND, J.B. - The effect of pulsed ultrasound on tissue regeneration. **Physiotherapy**, **56**:136-42, 1970.
- DYSON, M. & SUCKLING, J. - Stimulation of tissue repair by ultrasound: A survey of the mechanisms involved. **Physiotherapy**, **64**:105-8, 1978.
- DYSON, M. - Non thermal cellular effects of ultrasound. **Br. J. Cancer**, **45**:165-71, 1982.
- DYSON, M. - **Therapeutic applications of ultrasound**. In: Biological effect of ultrasound. New York, Churchill Livingstone, 1985. p. 121-33.
- DYSON, M. - Mechanisms involved in therapeutic ultrasound. **Physioterapy**, **73**:116-20, 1987.
- DOCKER, M.F.; PATRICK, M.K.; FOULKES, D.J. - Ultrasound couplants for phisiotherapy. **Physiotherapy**, **68**: 124-5, 1982.
- DOCKER, M.F. - A review of instrumentation available for therapeutic ultrasound. **Physiotherapy**, **73**:154-5, 1987.
- DUARTE, L.R. - The stimulation of bone growth by ultrasound. **Arch. Orthop. Trauma Surg.**, **101**: 153-9, 1983.
- DUNPHY, J.E. & UDUPA, K.N. - Chemical and histochemical sequences in the normal healing of wounds. **N. Eng. J. Med.**, **253**: 847-51, 1955.
- ENWEMEKA, C.S. - The effects of therapeutic ultrasound on tendon healing. **Am. J. Phys. Med. Rehabil.**, **68**:238-87, 1989.
- FISHER, B.D.; BARACOS, U.E.; SHNITKA, T.K.; MENDRYK, S.W.; REID, D.C. - Ultrastrutural events following acute muscle trauma. **Med. Sci. Sports Exerc.**, **22**:185-93, 1989.
- FREDERICK, J.R. - **Ultrasonic engineering**. New York, John Wiley & Sons, 1965. 379p.

- FUKADA, E. & YASUDA, I. - Piezoelectric effects in collagen. **Jpn J. Appl. Phys.**, 3: 117-21, 1964.
- GAM, A.N. & JOHANNEN, F. - Ultrasound therapy in musculoskeletal disorders: a meta - analysis. **Pain**, 63:85-91, 1995.
- GARRET JR, W.E.; SAFRAN, M.R.; SEABER, A.V.; GLISSON, R.R; RIBBECK, B.M. - Biomechanical comparison of stimulated and nonstimulated skeletal muscle pulled to failure. **Am. J. Sports Med.**, 15:448-57, 1987.
- HAAR, G. - Basic physics of therapeutic ultrasound. **Physiotherapy**, 73:110-3, 1987.
- HARVERY, W.; DYSON, M.; POND, J.B.; GRAHHME, R. - The stimulation of protein synthesis in human fibroblasts by therapeutic ultrasound. **Rheumatol. Rehabil.**, 14:237, 1975.
- HASHISH, I.; HARVEY, W.; HARRIS, M. - Anti-inflammatory effects of ultrasound therapy: Evidence for a major placebo effect. **Br. J.Rheumatol.**, 25:77-81, 1986.
- HEKKENBERG, R.T.; OOSTERBAAN, W.A.; BEEKUM, W.T. - Evaluation of ultrasound. **S. Afr. J. Physiother.**, 72: 390-5, 1986.
- HILL, O.R. - Ultrasound biophysics: a perspective. **Br. J. Cancer**, 82: 46-51, 1982.
- HOGAN, R.D.; BURKE, K.M.; FRANKLIN, T.D. - The effect of ultrasound on micro vascular hemodynamics in skeletal muscle: effects during ischemia. **Micro vasc. Res.**, 23: 370-79, 1982.
- HOUGH, T. - Ergographic studies in muscular soreness. **Am. J. Physiol.**, 7:76-92, 1901.
- JACKSON, B.A.; SCHWANE, J.A.; STARCHER, B.C. - Effect of ultrasound therapy on the repair of achilles tendon injuries in rats. **Med. Sci. Sports Exerc.**, 23: 171-6, 1991.
- KANH, J. - **Ultrasound in principles in practice of electrotherapy**. Churchill Livingstone, NY, p. 51-70, 1991.
- KITCHEN, S.S. & PARTRIDGE, C.J. - The efficacy of ultrasound. **Physiotherapy**, 70:595-8, 1990b.
- LEHMANN, J.F. - The biophysical mode of action of biologic and therapeutic ultrasonic reactions. **J. Acoust. Soc. Am.**, 25:17-25, 1953.
- LEHMANN, J.F. - **Ultrasound therapy in therapeutic heat and cold**. New Haven, Connecticut, p. 321-86, 1965.
- LEHMANN, J.F. & GUY, A.W. - Ultrasound therapy. In: Reid, J.M. Sikov, M.R. **Interaction of ultrasound and biological tissues**. 1972. p. 141-52.

- LEHTO, M.U.K. & JARVIEN, M.J. - Muscle injuries, their healing process and treatment. **Ann. Chir. Gynaecol.**, **80**:102-8, 1991.
- LOPES, A.S.; KATTAN, R.; COSTA, S.; MOURA, C.E.; LOPES, R.S.- Diagnóstico e tratamento das contusões musculares. **Rev. Bras. Ortop.**, **29**: 714-22, 1994.
- MacDONALD, B.L. & SHIPSTER, S.B. - Temperatures changes induced by continuous ultrasound. **South African J. Physiother.**, **37(1)**: 13-5, 1981.
- MAXWELL, L. - Therapeutic ultrasound: it's effect on the celular and molecular mechanisms of inflammation and repair. **Physiotherapy**, **78**: 421-6, 1992.
- McDIARMID, T.; BURNS, P.N.; LEWITH, G.T.; MACHIN, D. - Ultrasound and the treatment of pressure sores. **Physiotherapy**, **71**:66-70, 1985.
- McDIARMID, T. & BURNS, P.N. - Clinical applications of therapeutic instruments. **Physioterapy**, **64**:174-9, 1987.
- MILLER, M.W.-In vitro studies:Single cells and multicell speroids. In : Nyborg, W.L; Ziskin, M.C. **Clinics in diagnostic ultrasound**. New York, 1985.p.35-48.
- MORTIMER, A.J. & DYSON, M. - The effect of therapheutic ultrasound on calcium uptake in fibroblasts. **Ultrasound Med. Biol.**, **14**: 499-506, 1988.
- MUTING, E. - Ultrasound therapy for painful shouders. **Physiotherapy**, **64**: 180-91, 1978.
- NIKOLAOU, P.K.; MacDONALD, B.L.; GLISSON, R.R.; SEABER, A.V.; GARRET Jr, W.E. - Biomechanical and histological evaluation of muscle after controlled stain injury. **The Am. J. Sports Med.**, **15**: 9-14, 1987.
- NOONAN, T.J.; BEST, T.M.; SEABER, A.N.; GARRET Jr, W.E. - Identification of a threshold for skeletal muscle. **Am. J. Sports Med.**, **22**: 257-61, 1994.
- OAKLEY, E.M. - Applications of continuous beam ultrasound at therapeutic levels. **Physiotherapy**, **64(4)**: 103-4, 1978.
- PACHIONI, C.A.S. -**Lesão por estiramento do músculo soleus Estudo experimental em ratos..** São Paulo, 1996: (Dissertação de Mestrado em Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos e Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo).
- PARTRIDGE, C.J.- Evaluation of the efficacy of ultrasound. **Physiotherapy.**, **73**:166-68, 1987.
- PATRICK, M.K. - Applications of therapeutic pulsed ultrasound. **Physiotherapy**,**64**: 103-4, 1978.
- PEREIRA, E.S. - Alterações mecânicas de unidades musculotendíneas submetidas ao congelamento e descongelamento. Estudo experimental em coelhos. **Acta Ortop. Bras.**, **1**:35-9, 1993.

- POSPISILOVÁ, J. - Effect of ultrasound on collagen synthesis and deposition in experimental granuloma tissue. Possibilities of clinical uses of ultrasound in healing disorders. **Acta Chir. Plast.**, **18**:176-83, 1976.
- RAMOS, R.S. - Biomecânica: conceito a atual. **Rev. Bras. Ortop.**, **14**:141-3, 1979.
- REID, D. & CUMMINGS, G.E. - Factors in the dosage of ultrasound: with particular reference to the use of various coupling agents. **Physiother. Canada**, **25**: 5-10, 1973.
- REZENDE, M.V.; ANDO, A.Y.; INADA, M.T.; FRANÇOLIN, P.J.; CAMANHO, G.L. - Viabilidade da utilização do tendão do semitendinoso como substituto do LCA do ponto de vista biomecânico. **Rev. Bras. Ortop.**, **29**: 505-9, 1994.
- ROBERTS, M.; RUTHEFORD, J.; HARRIS, D. - The effect of ultrasound on flexor tendon repairs in the rabbit. **Hands**, **14**:17-20, 1982.
- ROSE, S.J. & ROTHSTEIN, J.M. - Muscle biology and physical therapy. **Phys. Ther.**, **62**:1754-6, 1982.
- RYAN, J.B.; WHEELER, J.H.; HOPKINSON, W.J.; ARCIERO, R.A.; KOLAKOWSKI, K.R. - Quadriceps contusions. **Am. J. Sports Med.**, **19**: 299-304, 1991.
- SALOMÃO, O.; FERNANDES, T.D.; CARVALHO Jr, A.E.; LEIVAS, T.P.; TRANCHITELLA, F.B.; NARDELLI, J.C.C.; FILHO, J.H.A.; KOKRON, A.E. - Avaliação das propriedades mecânicas do tendão do músculo tibial posterior submetido a ensaio de tração axial. **Rev. Bras. Ortop.**, **29**:483-6, 1994.
- SANDLER, V. & FEINGOLD, P. - The thermal effect pulsed ultrasound. **South Afr. J. Physiother.**, **37**(1): 10-2, 1981.
- SANTOS, S.M. - **Comparação das propriedades mecânicas dos ligamentos coracoacromiais e coracoclaviculares de cadáveres humanos submetidos a ensaios de tração.** São Paulo, 1996. (Tese de Doutorado - Escola Paulista de Medicina)
- SOUZA, S.A. - **Ensaio mecânicos de materiais metálicos.** 3.ed. São Paulo, Edgard Blucher Ltda, 1977. 3-58p.
- WEELS, P.N.T. - **Biomedical ultrasonics.** London, Academic Press, 1977,p.635.
- WILLIAMS, R. - **Ultrasound: biological effect and potential hazards.** London, Academic. Press, 1983.
- WILLIAMS, R. - Production and transmission of ultrasound. **Physiotherapy**, **73**:113-6, 1987.
- YOUNG, S.R.; DYSON, M. - Effect of therapeutic ultrasound on the healing of fullthickness exciseal skin lesion. **Ultrasonics**, **28**: 175-80. 1990b.

Anexos

9. ANEXOS

Anexo I

Nas próximas páginas são mostrados os resultados obtidos da carga e deformação durante a realização dos ensaios.

Páginas I, II, III e IV: músculos tratados

músculos 1D a 15D e 16E a 26E

deformação em milímetros

carga aplicada em Newton

D=direito, E=esquerdo

Páginas V, VI, VII e VIII: músculos não tratados

músculos 1E a 15E e 16D a 26D

deformação em milímetros

carga aplicada em Newton

D=direito, E=esquerdo

DEFORMAÇÃO	COELHO 1D	COELHO 2D	COELHO 4D	COELHO 5D	COELHO 7D	COELHO 8D	COELHO 9D	COELHO 10D	COELHO 11D	COELHO 14D	COELHO 15D
0,0	1,08	0,39	1,28	0,88	1,28	1,47	0,29	1,67	1,77	1,08	0,88
0,5	3,04	2,26	2,45	2,06	2,55	1,86	1,67	2,35	2,35	2,26	1,57
1,0	4,02	3,63	3,04	2,94	3,34	2,94	2,16	2,84	2,65	2,75	1,86
1,5	4,81	4,22	3,83	3,53	4,22	3,63	2,45	3,14	3,14	3,24	2,35
2,0	5,69	4,91	4,51	4,61	5,00	3,92	2,55	3,43	3,73	4,02	2,35
2,5	6,47	5,40	5,49	5,79	6,08	4,61	2,75	3,92	4,32	4,61	2,65
3,0	7,16	5,89	6,67	6,57	6,87	4,91	2,94	4,51	4,91	5,20	2,94
3,5	7,65	6,57	7,75	7,85	8,04	5,69	3,24	5,00	5,59	5,89	3,34
4,0	8,44	7,06	9,32	8,93	8,93	6,08	3,34	5,79	6,28	6,87	3,83
4,5	9,03	7,36	10,50	10,01	9,81	6,77	3,53	6,18	7,16	7,36	4,02
5,0	9,61	7,75	12,16	11,38	10,59	7,16	3,73	6,87	7,95	7,85	4,61
5,5	9,91	7,85	13,15	12,46	11,38	7,85	4,12	7,46	9,03	8,93	4,91
6,0	10,30	8,14	14,81	13,93	12,26	8,53	4,22	8,24	10,10	9,61	5,40
6,5	10,89	8,44	16,19	15,60	13,15	9,42	4,51	8,83	11,28	10,40	6,08
7,0	10,99	8,63	17,76	16,19	13,93	10,01	4,71	9,61	12,65	11,18	6,67
7,5	11,38	8,93	19,33	17,85	14,62	10,69	4,91	10,50	13,64	12,07	7,16
8,0	11,87	9,42	20,80	19,13	15,30	11,28	5,00	11,28	15,01	12,85	7,95
8,5	12,16	9,61	22,27	17,76	15,79	11,97	5,40	12,16	16,58	13,73	8,73
9,0	12,85	9,91	23,74	18,74	15,99	12,65	5,59	12,95	17,76	14,81	9,52
9,5	13,24	10,20	25,11	19,03	16,68	13,24	5,89	14,13	19,33	15,60	10,40
10,0	13,54	10,40	26,88	19,91	16,58	13,73	6,18	15,01	20,70	16,58	11,28
10,5	13,73	10,79	28,15	20,80	16,38	14,13	6,47	15,89	22,37	17,66	11,87
11,0	13,24	11,18	29,72	21,88	16,28	14,52	6,77	16,97	23,74	18,64	12,56
11,5	13,54	12,07	31,20	21,97	16,68	14,91	7,06	17,66	25,31	19,72	13,54
12,0	14,13	12,75	32,37	22,56	16,97	15,30	7,46	18,64	26,68	20,70	15,01
12,5	14,52	13,15	33,94	23,64	17,07	15,79	7,75	19,82	28,25	21,68	15,89
13,0	14,91	13,44	33,06	24,53	17,56	16,28	8,14	21,09	29,82	22,56	16,87
13,5	15,30	13,93	34,63	25,11	18,05	16,78	8,44	21,97	30,61	23,84	17,76
14,0	15,50	14,32	36,69	25,80	18,54	17,17	8,73	22,66	32,08	24,92	18,44
14,5	15,99	14,13	37,96	26,68	18,93	17,56	8,93	23,94	33,55	23,94	19,33
15,0	16,38	14,42	39,04	27,17	19,72	17,76	9,61	24,62	34,73	25,02	20,40
15,5	16,68	14,72	40,71	27,17	20,50	18,15	9,71	25,60	36,10	26,29	20,31
16,0	16,97	15,21	41,79	27,57	20,99	18,25	10,01	26,68	37,08	27,37	20,99
16,5	17,66	15,70	42,97	27,76	21,68	18,44	10,40	27,66	38,36	28,45	22,07
17,0	18,05	15,01	43,65	28,25	22,07	18,54	10,50	28,84	39,34	29,23	23,05
17,5	18,25	15,21	44,83	28,65	22,37	18,64	10,89	29,92	39,93	30,12	23,94
18,0	18,74	15,50	45,62	28,74	22,17	18,15	10,99	30,71	40,81	30,90	24,82
18,5	19,13	15,99	45,91	29,14	21,88	18,34	11,18	31,98	41,79	31,39	25,31
19,0	19,52	16,38	46,11	29,43	22,07	18,64	11,28	32,37	42,87	31,88	25,60
19,5	19,91	16,78	45,91	30,31	22,76	18,74	11,48	32,86	42,77	32,67	25,80
20,0	20,50	17,07	44,54	30,71	23,74	19,03	11,77	33,45	43,26	33,16	26,78
20,5	21,09	17,56	43,85	31,29	24,92	19,13	12,26	34,04	44,15	33,75	27,86
21,0	21,29	17,76	42,18	31,39	25,70	19,42	12,46	34,63	44,44	34,43	29,14
21,5	21,78	18,15	38,26	31,98	26,29	19,62	12,85	35,32	45,22	35,32	30,12
22,0	22,07	18,54	34,63	32,77	26,19	19,91	13,24	36,10	45,42	36,00	31,20
22,5	22,56	19,13	31,00	33,35	25,51	20,11	13,54	36,69	45,81	36,59	31,88
23,0	22,96	19,42	30,21	34,04	25,11	20,21	13,83	37,08	45,62	37,18	32,57
23,5	23,54	19,91	30,41	34,73	25,70	20,31	14,22	37,57	45,52	36,20	33,26
24,0	23,94	20,11	30,90	31,20	26,19	20,11	14,52	37,77	45,71	36,89	33,84
24,5	24,33	20,80	30,51	31,10	26,49	19,72	14,81	38,06	45,91	37,38	34,24
25,0	24,53	21,19	26,00	31,59	26,68	19,72	15,01	38,26	45,13	37,96	34,63
25,5	23,25	21,78	18,25	31,88	26,98	19,82	15,30	38,55	44,05	38,46	35,02

DEFORMAÇÃO	COELHO 1D	COELHO 2D	COELHO 4D	COELHO 5D	COELHO 7D	COELHO 8D	COELHO 9D	COELHO 10D	COELHO 11D	COELHO 14D	COELHO 15D
26,0	23,74	22,17	15,01	31,78	27,57	20,21	15,40	38,95	43,07	38,85	35,71
26,5	16,38	22,66		31,59	28,15	20,60	15,60	39,14	39,14	39,04	35,61
27,0	16,28	23,25		31,29	28,74	20,99	15,79	39,24	33,45	39,34	36,00
27,5	16,19	23,64		30,61	28,25	21,58	15,70	38,95	31,78	34,34	36,30
28,0	11,58	24,23		29,33	28,84	21,88	15,79	38,75	30,41	31,39	36,89
28,5	11,09	24,82		26,68	29,43	22,27	14,52	38,55		30,51	37,38
29,0	9,71	25,21		6,97	29,82	22,56	14,42	38,26		29,63	37,57
29,5		25,90		1,67	30,21	22,96	14,22	37,96		27,86	36,30
30,0		26,00			30,41	22,37	13,93	36,49		9,81	30,90
30,5		26,39			30,71	22,46	13,44	36,10			30,31
31,0		26,78			31,00	22,56	13,05	34,53			30,02
31,5		26,78			31,10	22,56	12,46	33,75			
32,0		26,88			31,20	22,86	12,26	37,38			
32,5		27,17			31,39	23,15	12,07	39,34			
33,0		27,27			31,98	23,35	11,67	40,42			
33,5		26,98			32,27	23,64	10,79	41,79			
34,0		26,78			32,86	23,74	10,30	42,97			
34,5		27,08			33,35	23,54		45,03			
35,0		26,98			33,65	23,54		46,50			
35,5		26,59			33,94	22,76		47,58			
36,0		16,28			34,24	22,27		48,27			
36,5		11,67			34,63	19,33		49,64			
37,0		9,71			34,92	17,36		48,95			
37,5		8,53			35,32	9,91		49,93			
38,0		7,85			35,81			50,72			
38,5					36,20			51,70			
39,0					36,40			52,29			
39,5					36,69			53,56			
40,0					36,98			53,07			
40,5					37,38			38,46			
41,0					37,67			31,78			
41,5					37,77						
42,0					37,77						
42,5					37,77						
43,0					37,67						
43,5					37,47						
44,0					37,38						
44,5					37,18						
45,0					37,08						
45,5					36,89						
46,0					36,79						
46,5					36,30						
47,0					36,10						
47,5					35,61						
48,0					33,65						
48,5					30,31						
49,0					24,03						
49,5					19,72						

DEFORMAÇÃO	COELHO 16E	COELHO 17E	COELHO 19E	COELHO 20E	COELHO 22E	COELHO 24E	COELHO 26E
0,0	1,47	0,88	0,78	1,28	1,28	1,28	1,28
0,5	2,06	1,18	1,57	1,86	1,86	1,86	1,96
1,0	2,45	1,37	2,16	2,45	2,06	2,26	2,26
1,5	2,55	1,47	2,65	3,04	2,26	2,65	2,65
2,0	3,04	1,57	3,34	3,63	2,45	3,14	2,94
2,5	3,34	1,96	3,83	4,81	2,65	3,53	3,04
3,0	3,63	2,35	4,41	5,40	2,94	4,12	3,34
3,5	3,83	2,55	5,00	6,18	3,34	4,91	3,53
4,0	4,32	3,04	5,69	6,77	3,63	5,59	3,34
4,5	4,71	3,34	6,18	7,55	3,83	6,47	3,83
5,0	5,30	3,73	5,89	8,34	4,22	7,36	4,02
5,5	5,89	4,22	6,57	8,83	4,51	7,85	3,53
6,0	6,38	4,71	6,38	9,71	4,81	8,73	3,73
6,5	6,97	5,30	6,67	10,20	5,10	8,93	3,92
7,0	7,75	5,79	7,16	10,79	5,30	9,81	4,12
7,5	8,24	6,38	7,75	10,99	5,69	10,40	4,41
8,0	9,03	7,06	8,24	11,38	5,98	11,18	4,61
8,5	9,61	7,75	8,73	11,77	6,47	12,16	4,71
9,0	10,40	8,53	9,32	12,07	6,67	13,05	5,00
9,5	11,09	9,22	10,20	12,56	7,06	14,03	5,20
10,0	11,67	10,10	11,18	13,15	7,36	14,81	5,40
10,5	12,36	11,09	11,38	13,64	7,85	15,70	5,59
11,0	13,05	11,97	12,46	13,93	8,24	16,68	5,79
11,5	13,83	12,95	12,85	14,03	8,63	17,66	6,18
12,0	14,42	13,83	13,64	13,44	8,93	18,44	6,57
12,5	14,72	14,81	14,32	13,05	9,42	19,23	6,97
13,0	15,11	15,79	15,11	12,36	9,91	20,01	7,26
13,5	14,81	16,87	15,79	12,75	10,50	20,21	7,16
14,0	14,81	17,85	16,58	13,34	11,09	21,88	7,46
14,5	14,91	18,93	16,97	13,93	11,58	22,17	7,85
15,0	15,79	20,21	17,85	14,52	12,07	23,15	8,24
15,5	16,58	21,29	18,44	15,40	12,85	24,03	8,63
16,0	17,56	22,46	19,23	16,48	13,24	24,72	8,93
16,5	18,34	23,35	19,82	17,36	13,24	25,02	9,32
17,0	19,33	24,03	20,40	17,85	13,83	23,54	9,52
17,5	20,01	24,82	21,29	18,93	14,72	24,23	10,01
18,0	20,90	25,41	21,78	19,82	15,40	25,41	10,30
18,5	21,68	25,90	22,86	20,99	16,09	26,00	10,69
19,0	22,46	26,09	23,54	21,88	16,28	26,88	10,89
19,5	22,96	22,76	23,94	21,58	17,27	27,37	11,38
20,0	23,64	21,29	23,35	22,66	17,85	28,06	11,77
20,5	24,53	21,48	22,46	24,03	18,74	28,55	11,97
21,0	25,31	21,97	16,19	24,82	19,13	29,04	12,56
21,5	26,09	22,37	16,48	25,51	17,85	29,43	12,95
22,0	25,11	23,05	17,46	26,49	18,84	30,21	13,24
22,5	26,39	23,15	18,44	27,27	19,91	30,90	13,73
23,0	27,57	23,45	18,84	27,96	20,90	31,00	14,22
23,5	28,65	23,64	19,72	29,43	21,97	31,00	14,72
24,0	26,59	23,74	19,82	30,80	22,76	30,71	15,21
24,5	28,06	23,54	20,40	31,69	23,64	29,23	15,60
25,0	29,23	23,25	21,09	31,20	24,53	28,84	15,99
25,5	26,88	23,64	21,68	32,57	25,41	29,14	14,62

DEFORMAÇÃO	COELHO 16E	COELHO 17E	COELHO 19E	COELHO 20E	COELHO 22E	COELHO 24E	COELHO 26E
26,0	27,86	24,23	22,27	34,34	26,19	29,43	15,11
26,5	28,94	24,43	22,96	35,71	26,78	29,43	15,79
27,0	29,63	24,53	23,35	36,89	27,47	29,92	15,99
27,5	30,61	21,68	23,84	38,55	28,06	30,02	15,30
28,0	31,49	21,97	24,33	41,69	28,84	30,02	15,21
28,5	32,18	22,37	24,92	42,58	29,63		15,11
29,0	32,86	23,25	25,90	44,24	30,02		15,21
29,5	33,65	24,23	26,59	45,22	30,21		14,81
30,0	34,04	24,82	27,37	47,58	30,80		9,61
30,5	34,34	24,03	28,25	48,46	30,90		8,24
31,0	33,45	25,02	29,04	45,22	29,33		
31,5	33,75	25,70	27,86	45,62	29,04		
32,0	33,84	26,29	28,55	46,50			
32,5	33,84	26,68	28,84	47,28			
33,0	33,84	25,70	29,23	48,07			
33,5	33,45	26,09	19,13	48,95			
34,0	33,06	26,19	19,82	49,34			
34,5	32,57	26,68	20,50	45,32			
35,0	30,51	26,98	20,60	30,90			
35,5	30,12	27,08		17,56			
36,0	30,31	27,66					
36,5	30,71	28,06					
37,0	30,80	26,98					
37,5	31,00	24,03					
38,0	31,00	22,76					
38,5	30,90	22,17					
39,0	30,02	22,37					
39,5	27,96	20,70					
40,0							
40,5							
41,0							
41,5							
42,0							
42,5							
43,0							
43,5							
44,0							
44,5							
45,0							
45,5							
46,0							
46,5							
47,0							
47,5							
48,0							
48,5							
49,0							
49,5							

DEFORMAÇÃO	COELHO 16D	COELHO 17D	COELHO 19D	COELHO 20D	COELHO 22D	COELHO 24D	COELHO 26D
0,0	0,69	1,08	0,69	1,18	1,28	1,57	1,28
0,5	1,57	1,37	1,57	2,16	2,16	1,96	1,86
1,0	2,45	1,77	2,26	3,53	2,75	2,26	2,26
1,5	3,04	2,06	2,75	4,02	3,34	2,35	2,94
2,0	3,83	3,04	3,14	4,71	3,83	2,45	3,43
2,5	4,61	3,73	3,63	5,49	4,61	2,55	3,92
3,0	5,49	4,41	3,92	5,98	4,91	2,94	4,41
3,5	6,57	5,30	4,51	6,57	5,49	3,14	4,81
4,0	7,55	6,08	4,91	7,26	6,08	3,24	5,20
4,5	8,53	6,97	5,49	7,95	6,77	3,53	5,69
5,0	9,52	7,85	5,79	8,44	7,36	3,73	5,79
5,5	10,69	8,73	5,98	8,83	7,65	3,83	6,28
6,0	11,77	9,91	6,57	9,52	8,44	4,02	6,38
6,5	12,56	10,89	6,87	9,91	9,12	4,22	6,77
7,0	13,73	11,77	7,36	10,99	9,91	4,51	7,26
7,5	14,62	12,65	7,85	11,58	10,59	4,61	7,65
8,0	15,70	13,64	8,24	12,65	11,28	4,91	7,95
8,5	16,68	14,32	8,53	13,24	12,07	5,20	8,34
9,0	17,95	15,01	8,93	14,32	12,95	5,49	8,83
9,5	19,13	15,70	9,81	15,21	13,64	5,69	9,22
10,0	20,21	16,19	10,50	15,99	14,72	5,89	9,71
10,5	21,48	16,38	11,18	16,87	15,60	6,18	10,40
11,0	22,37	16,97	11,77	17,85	17,56	6,38	10,99
11,5	23,54	17,46	12,46	18,64	18,34	6,77	11,48
12,0	24,53	18,05	12,85	19,72	19,42	7,06	11,87
12,5	25,70	18,34	13,15	19,23	20,40	7,36	12,36
13,0	26,88	18,74	13,73	19,33	21,29	7,65	12,75
13,5	28,45	18,93	14,62	20,60	22,07	8,04	13,24
14,0	29,43	19,33	15,01	21,97	22,76	8,53	13,64
14,5	30,61	19,52	15,79	23,05	20,99	8,63	14,13
15,0	30,90	18,84	16,68	24,23	21,58	8,93	14,62
15,5	31,59	18,25	17,36	25,41	22,56	9,12	15,01
16,0	32,57	19,03	18,34	26,59	23,25	9,32	15,30
16,5	32,96	19,52	19,03	27,66	24,03	9,52	15,01
17,0	34,04	20,01	19,82	28,84	25,02	9,71	15,30
17,5	28,25	20,21	20,70	29,82	25,80	10,01	15,50
18,0	29,14	20,90	21,97	30,80	26,88	10,20	15,30
18,5	30,41	21,39	22,66	31,88	27,57	10,79	14,62
19,0	31,78	21,88	21,19	32,86	27,17	11,28	13,83
19,5	32,67	22,27	23,05	34,04	27,66	11,58	13,24
20,0	33,55	22,96	23,74	33,45	21,09	11,97	11,87
20,5	33,94	23,45	25,02	33,94	21,39	12,36	8,53
21,0	34,92	23,74	25,70	34,14	21,88	12,65	
21,5	36,10	23,74	26,78	33,75	22,27	12,85	
22,0	37,08	24,03	27,27	34,14	22,46	13,15	
22,5	37,57	24,13	27,57	34,53	20,50	13,54	
23,0	38,65	24,82	28,06	35,02	2,06	13,64	
23,5	39,53	25,11	28,55	35,51		13,24	
24,0	40,71	24,92	29,23	36,10		13,54	
24,5	41,69	25,41	26,78	36,30		13,64	
25,0	42,48	25,80	27,27	36,59		13,24	
25,5	39,04	26,49	27,37	36,79		13,54	

DEFORMAÇÃO	COELHO 16D	COELHO 17D	COELHO 19D	COELHO 20D	COELHO 22D	COELHO 24D	COELHO 26D
26,0	36,89	26,78	27,57	36,79		13,83	
26,5	37,08	27,37	27,66	35,90		14,32	
27,0	37,57	28,06	27,96	35,12		14,72	
27,5	38,36	28,55	27,76	32,57		15,21	
28,0	39,63	29,33	27,57	32,37		15,50	
28,5	42,08	30,02	27,96	33,65		15,79	
29,0	43,65	30,61	26,29	33,94		15,99	
29,5	46,60	31,10	26,19	35,12		16,38	
30,0	49,05	29,92	26,68	33,84		16,48	
30,5	51,70	30,02	27,08	30,71		16,68	
31,0	52,97	30,51	26,49	30,02		16,68	
31,5	54,15	31,00	26,39	25,41		16,87	
32,0	55,03	31,59	26,09			16,38	
32,5	55,72	32,08	26,29			16,38	
33,0	53,17	32,77	26,19			16,28	
33,5	23,94	33,06	26,00			16,48	
34,0		33,65	24,82			15,99	
34,5		34,24				14,13	
35,0		34,63				13,05	
35,5		34,92					
36,0		28,74					
36,5		25,60					
37,0		20,11					
37,5		11,48					
38,0							
38,5							
39,0							
39,5							
40,0							
40,5							
41,0							
41,5							
42,0							
42,5							
43,0							
43,5							
44,0							
44,5							
45,0							
45,5							
46,0							
46,5							
47,0							
47,5							
48,0							
48,5							
49,0							
49,5							

DEFORMAÇÃO	COELHO 1E	COELHO 2E	COELHO 4E	COELHO 5E	COELHO 7E	COELHO 8E	COELHO 9E	COELHO 10E	COELHO 11E	COELHO 14E	COELHO 15E
0,0	0,49	0,88	1,37	0,88	0,78	0,29	0,29	1,47	1,67	1,08	1,28
0,5	2,16	2,35	2,26	2,55	2,26	2,16	1,96	2,35	2,06	1,96	2,26
1,0	3,63	3,63	2,55	3,43	3,14	2,94	2,84	2,94	2,55	2,16	3,14
1,5	4,61	4,41	2,94	4,02	3,92	3,63	3,04	3,63	2,84	2,55	4,22
2,0	5,69	5,30	3,14	5,00	4,71	4,12	3,92	4,32	3,43	3,04	5,40
2,5	6,87	6,08	3,53	5,89	5,79	4,61	4,51	4,91	3,83	3,43	6,08
3,0	7,95	7,65	4,12	6,67	6,87	5,10	5,00	5,89	4,41	3,92	7,46
3,5	9,32	9,03	4,71	7,75	7,75	5,69	5,49	6,38	4,91	4,41	7,85
4,0	10,50	10,10	5,49	8,34	8,73	5,98	5,89	7,06	5,59	4,91	9,42
4,5	11,77	11,67	5,79	9,42	9,81	6,47	6,38	7,65	6,28	5,49	9,81
5,0	13,05	12,95	6,47	10,50	10,89	6,97	6,28	8,34	7,16	6,08	10,69
5,5	14,22	14,32	7,46	11,48	11,97	7,55	6,57	8,63	7,85	6,47	10,99
6,0	15,40	15,99	7,85	12,46	12,75	7,65	7,06	8,93	8,83	7,16	11,48
6,5	16,48	16,28	8,14	13,54	13,83	8,34	7,26	9,61	9,71	7,85	11,87
7,0	17,66	17,56	10,10	14,52	14,81	8,63	7,65	10,20	10,89	8,44	12,07
7,5	18,84	18,84	10,99	15,50	15,70	9,12	8,04	10,79	12,07	9,12	12,65
8,0	19,91	20,31	12,36	16,28	16,58	9,42	8,44	11,28	13,15	9,81	13,15
8,5	20,60	21,39	13,24	16,78	17,56	10,01	8,73	12,07	14,13	10,10	13,64
9,0	21,58	22,56	14,32	17,36	18,34	10,40	9,22	12,56	15,11	10,01	14,42
9,5	22,56	23,54	15,60	18,25	18,93	10,79	9,42	12,95	15,70	10,59	15,01
10,0	23,64	24,62	16,87	19,03	19,82	11,18	9,71	13,54	16,87	11,18	15,21
10,5	24,62	25,31	17,85	19,42	20,40	11,58	10,01	14,03	17,76	11,58	15,79
11,0	25,41	25,70	18,74	19,62	20,99	11,77	10,20	13,05	18,64	12,07	16,19
11,5	26,39	26,88	19,91	18,64	21,48	12,26	10,10	13,83	19,33	12,46	16,58
12,0	27,08	27,86	20,99	19,13	21,58	12,56	10,20	14,62	19,82	12,75	15,99
12,5	28,06	28,84	22,27	19,62	21,39	12,95	10,40	15,01	20,50	13,44	15,21
13,0	28,94	29,53	23,15	20,50	22,07	13,34	10,59	15,30	21,29	14,22	15,50
13,5	29,72	30,12	24,33	21,19	22,76	13,73	11,09	15,89	21,78	14,62	15,89
14,0	30,41	30,71	25,51	21,29	22,76	14,03	10,79	15,40	23,15	15,30	15,60
14,5	31,39	31,49	26,68	21,48	23,05	14,42	10,50	15,89	23,74	16,09	15,70
15,0	32,08	32,27	28,45	20,99	23,35	14,52	10,50	16,38	24,23	16,68	14,62
15,5	32,86	32,77	29,53	20,90	24,03	14,91	10,69	16,87	24,82	17,27	15,01
16,0	33,45	32,47	30,80	20,60	24,33	15,30	10,69	17,17	26,00	17,76	15,40
16,5	34,34	32,47	31,98	20,21	24,43	15,30	10,89	17,56	26,49	18,25	15,30
17,0	34,83	32,86	32,96	14,52	24,03	15,70	10,30	18,15	27,27	18,64	13,93
17,5	35,12	32,47	34,04	12,85	24,23	15,89	10,40	18,74	27,86	18,93	11,09
18,0	34,73	33,26	34,14	12,36	24,13	16,09	10,40	19,33	28,45	19,33	
18,5	34,53	33,75	35,51	12,75	24,43	16,38	10,50	20,01	29,14	19,52	
19,0	32,67	34,53	35,41	12,65	24,23	16,58	10,59	20,70	29,63	19,62	
19,5	32,08	35,22	20,01	7,95	24,43	16,87	10,89	20,90	29,92	19,33	
20,0	31,98	35,90	19,82	2,16	24,82	16,87	10,99	20,70	30,41	17,85	
20,5	31,88	36,20	19,33		25,02	16,97	10,01	21,48	30,90	16,68	
21,0	31,29	36,98	12,36		25,11	17,07	8,83	22,17	31,29	12,56	
21,5	31,10	37,47	10,20		25,51	17,17	7,85	23,25	31,78	10,10	
22,0	30,80	37,96			26,19	16,87		24,23	32,27	9,91	
22,5	30,21	38,46			26,68	16,58		25,11	32,96	4,22	
23,0	30,02	38,55			27,17	16,28		25,60	33,16		
23,5	29,82	39,04			27,57	15,30		26,19	32,96		
24,0	28,74	39,34			28,35	14,62		26,59	32,77		
24,5	24,53	39,04			28,74	14,32		26,78	32,96		
25,0	22,17	39,14			29,33	13,93		27,47	33,16		
25,5		38,75			29,72	13,83		26,98	33,35		

DEFORMAÇÃO	COELHO 1E	COELHO 2E	COELHO 4E	COELHO 5E	COELHO 7E	COELHO 8E	COELHO 9E	COELHO 10E	COELHO 11E	COELHO 14E	COELHO 15E
26,0		35,51			30,21	13,73		25,41	34,04		
26,5		28,74			30,31	13,34		25,31	34,43		
27,0		22,96			30,41	13,64		24,82	34,92		
27,5		18,05			30,51	13,83		24,03	35,22		
28,0					29,72	13,93		25,51	34,83		
28,5					26,98	13,73		25,90	34,43		
29,0					26,88	13,64		26,19	34,53		
29,5					26,29	13,54		26,49	35,41		
30,0					26,00	13,44		26,00	36,10		
30,5					25,80	13,34		26,49	36,69		
31,0					24,62	13,64		26,09	37,28		
31,5					23,25	13,54		26,59	38,06		
32,0					23,64	13,83		26,78	38,55		
32,5					24,43	10,30		26,49	38,65		
33,0					25,02			23,15	39,63		
33,5								10,79	40,71		
34,0								9,61	41,10		
34,5								7,75	41,30		
35,0								7,36	41,20		
35,5									38,95		
36,0									37,18		
36,5									35,02		
37,0									34,43		
37,5									33,45		
38,0									33,06		
38,5									32,77		
39,0											
39,5											
40,0											
40,5											
41,0											
41,5											
42,0											
42,5											
43,0											
43,5											
44,0											
44,5											
45,0											
45,5											
46,0											
46,5											
47,0											
47,5											
48,0											
48,5											
49,0											
49,5

ANEXO II

Tabelas com as propriedades mecânicas obtidas dos gráficos carga x deformação e análise estatísticas.

Página X: propriedades mecânicas obtidas da curva carga x deformação

s - desvio padrão

T- lado tratado

NT - lado não tratado

Página XI: teste-t pareado para médias das propriedades mecânicas dos músculos tratado e não tratado

Animais	Deformação Proporcional (T)	Deformação Proporcional (NT)	Deformação Máxima (T)	Deformação Máxima (NT)	Carga Proporcional (T)	Carga Proporcional (NT)
(n)	(x10-3m)	(x10-3m)	(10-3m)	(10-3m)	(N)	(N)
1	24,00	8,00	25,00	17,50	18,71	19,40
2	29,00	10,00	33,50	24,00	22,54	23,71
4	12,50	5,50	19,00	19,00	28,42	6,08
5	3,50	8,00	23,50	14,50	19,90	15,39
7	8,00	9,50	42,00	28,50	14,01	18,13
8	15,00	16,00	33,50	21,00	16,07	13,13
9	20,00	10,50	27,50	13,50	9,60	6,07
10	18,00	10,50	39,50	25,00	26,46	12,54
11	16,50	17,50	25,00	35,00	36,55	25,58
14	14,00	17,00	27,50	19,00	23,81	17,54
15	24,00	4,50	29,00	11,50	31,65	8,52
16	13,00	17,00	30,50	32,50	33,32	13,43
17	18,00	9,50	36,50	35,50	14,70	23,91
19	19,50	18,50	33,00	24,00	22,34	22,83
20	11,00	12,00	34,00	26,00	18,52	13,23
22	21,00	14,00	30,50	19,50	21,95	16,37
24	16,00	23,00	22,50	31,50	12,25	23,42
26	24,00	15,50	24,00	17,50	13,72	12,93
média	17,06	12,58	29,78	23,06	21,36	16,23
s	6,30	4,98	6,16	7,32	7,62	6,09

Animais	Carga Máxima (T)	Carga Máxima (NT)	Energia Absorvida (T)	Energia Absorvida (NT)	RIGIDEZ (T)	RIGIDEZ (NT)
(n)	(N)	(N)	(x10-3J)	(x10-3J)	(N/m)	(N/m)
1	24,50	35,08	210,49	77,60	831,55	2425,00
2	27,24	39,30	326,83	118,55	777,24	2371,00
4	46,06	35,48	142,10	16,72	2813,87	1105,45
5	34,69	21,46	34,82	61,56	5685,71	1923,75
7	37,73	30,48	56,04	86,11	1751,25	1850,00
8	23,71	17,15	120,52	101,75	1071,33	847,09
9	15,87	11,07	91,20	25,80	505,27	714,11
10	53,50	27,44	211,68	65,83	1653,75	1194,29
11	45,86	41,26	264,99	204,64	2520,69	1598,75
14	39,30	19,60	154,76	149,09	1831,54	1031,76
15	37,53	16,56	324,41	19,17	1543,90	1893,33
16	55,66	34,30	77,22	283,22	1167,83	1960,00
17	34,88	28,03	167,39	66,15	1707,85	1633,33
19	29,20	29,20	216,92	187,75	1201,79	1396,50
20	36,75	49,30	72,77	111,13	1202,72	1543,50
22	27,63	30,18	164,98	142,68	964,10	1688,61
24	16,87	30,47	175,66	137,81	1561,47	544,44
26	15,49	15,98	139,00	106,33	601,40	885,17
média	33,47	28,46	84,85	68,77	1632,96	1478,12
s	12,04	10,03	84,85	68,77	1181,73	550,57

Tabelas com os testes-t pareado para médias das propriedades mecânicas dos lados tratados e não tratados dos músculos estudados.

Teste-t: duas amostras em par para médias		
Deformação Proporcional		
	Tratado	Não Tratado
Média	17,0555556	12,5833333
Variância	39,6437908	24,7720588
Observações	18	18
Correlação de Pearson	-0,02972041	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	17	
Stat t	2,33062812	
P(T<=t) uni-caudal	0,0161717	
t crítico uni-caudal	1,73960643	
P(T<=t) bi-caudal	0,03234339	
t crítico bi-caudal	2,10981852	
desvio padrão	6,29633154	4,97715369

Teste-t: duas amostras em par para médias		
Carga Proporcional		
	Tratado	Não Tratado
Média	21,3622222	16,2338889
Variância	58,0858771	37,0799781
Observações	18	18
Correlação de Pearson	-0,01377165	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	17	
Stat t	2,21551462	
P(T<=t) uni-caudal	0,02033147	
t crítico uni-caudal	1,73960643	
P(T<=t) bi-caudal	0,04066294	
t crítico bi-caudal	2,10981852	
desvio padrão	7,62140913	6,08933314

Teste-t: duas amostras em par para médias		
Deformação Máxima		
	Tratado	Não Tratado
Média	29,7777778	23,0555556
Variância	37,9183007	53,6143791
Observações	18	18
Correlação de Pearson	0,34210191	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	17	
Stat t	3,66113356	
P(T<=t) uni-caudal	0,00096719	
t crítico uni-caudal	1,73960643	
P(T<=t) bi-caudal	0,00193438	
t crítico bi-caudal	2,10981852	
desvio padrão	6,15778375	7,32218404

Teste-t: duas amostras em par para médias		
Carga Máxima		
	Tratado	Não Tratado
Média	33,4705556	28,4633333
Variância	144,937794	100,641259
Observações	18	18
Correlação de Pearson	0,38541799	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	17	
Stat t	1,72038372	
P(T<=t) uni-caudal	0,05175599	
t crítico uni-caudal	1,73960643	
P(T<=t) bi-caudal	0,10351198	
t crítico bi-caudal	2,10981852	
desvio padrão	12,03901133	10,0320117

Teste-t: duas amostras em par para médias		
Energia Absorvida		
	Tratado	Não Tratado
Média	163,987778	108,993889
Variância	7200,26145	4729,15774
Observações	18	18
Correlação de Pearson	-0,00954752	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	17	
Stat t	2,12628854	
P(T<=t) uni-caudal	0,02421309	
t crítico uni-caudal	1,73960643	
P(T<=t) bi-caudal	0,04842618	
t crítico bi-caudal	2,10981852	
desvio padrão	84,8543544	68,7688719

Teste-t: duas amostras em par para médias		
Rigidez		
	Tratado	Não Tratado
Média	1632,95889	1478,11556
Variância	1396493,1	303125,113
Observações	18	18
Correlação de Pearson	0,12754692	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	17	
Stat t	0,53047623	
P(T<=t) uni-caudal	0,30132157	
t crítico uni-caudal	1,73960643	
P(T<=t) bi-caudal	0,60264314	
t crítico bi-caudal	2,10981852	
desvio padrão	1181,73309	550,567991