ESTUDO MECÂNICO DO EFEITO DO LASER HeNe EM CICATRIZAÇÃO DE TENDÃO DE AQUILES DE COELHO

PATRÍCIA VIESTI DE OLIVEIRA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia – Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Bioengenharia.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Cleber A. J. Paccola

Ribeirão Preto

2002

Universidade de São Paulo

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia

Escola de Engenharia de São Carlos

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

Instituto de Química de São Carlos

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DA ALUNA PATRÍCIA VIESTI DE OLIVEIRA NO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES EM BIOENGENHARIA EESC / FMRP / IQSC – USP EM 10 DE ABRIL DE 2002.

Prof. Dr. Cléber Antonio Jansen Paccola

Orientador

*Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor
FMRP*

Prof. Dr. José Ângelo Barela

Instituto de Biociências de Rio Claro - UNESP

Dr. Antonio Carlos Shimano

Laboratório de Bioengenharia - FMRP

A watercolor illustration of a bouquet of flowers, primarily in shades of pink, magenta, and yellow, with some green foliage. The style is soft and painterly, with visible brushstrokes and a gentle, ethereal feel. The flowers are arranged in a way that they seem to be reaching upwards, creating a sense of growth and aspiration.

DEDICATÓRIA

À DEUS PELA VIDA

*À minha mãe Silvia cujo carinho me deu forças para
continuar a terminar esta etapa da minha vida.*

*Ao meu pai Nelson pelo exemplo de dedicação à
profissão.*

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Cleber A. J. Pacolla pelos ensinamentos, incentivo, orientação e apoio a mim dispensados e, acima de tudo, pela grande paciência para a realização deste trabalho;

Ao Prof. *Antônio Carlos Shimano*, pelos ensinamentos, amizade, colaboração durante a realização dos ensaios mecânicos e interesse neste trabalho;

Aos funcionários do laboratório de Bioengenharia de Ribeirão Preto: *Francisco (Chico)*, *Luiz Henrique* e *Maria Terezinha* pela amizade, cordialidade e ajuda no preparo do material;

Ao Prof. *Dorival* pelo interesse, ajuda e orientação na análise estatística.

Aos colegas *Adriano* e *Victor* pela ajuda inestimável;

Ao colega *Marcos Shimano* pela grande colaboração na obtenção dos resultados e sugestões desta dissertação;

Aos colegas *Ana Rosa*, *Cristiane*, *Rita*, *Heloísa*, *Adriana*, *Marcos Lara* pela companhia nas aulas, viagens, estudos e apuros passados juntos;

Às secretárias do Laboratório de Bioengenharia da EESC-USP, *D. Marielza* e *Janete* pela presteza no atendimento aos pós-graduandos;

A minha amiga *Letícia* pelo auxílio prestado na realização deste trabalho.

Ao *Wagner Mazza* pela inestimável ajuda, incentivo ao crescimento profissional, entendendo meus momentos de distância;

À minha irmã *Maria Amália* pelos ensinamentos na área de informática;

Enfim a todos que de alguma maneira participaram neste processo, meus sinceros agradecimentos!

SUMARIO¹

LISTA DE FIGURAS.....	i
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	vii
LISTA DE ABREVIATURAS DOS SÍMBOLOS E UNIDADES EMPREGADAS...viii	
RESUMO.....	ix
ABSTRACT.....	x
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 OBJETIVO.....	1
1.2 ASPECTOS BÁSICOS DO LASER – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	2
1.2.1 <i>PRODUÇÃO DA RADIAÇÃO LASER.....</i>	<i>4</i>
1.2.2 <i>CARACTERÍSTICAS DA RADIAÇÃO LASER.....</i>	<i>5</i>
1.2.3 <i>INTERAÇÃO LASER-TECIDO _ PENETRAÇÃO E ABSORÇÃO DA RADIAÇÃO LASER.....</i>	<i>6</i>
1.2.4 <i>EFEITO DA APLICAÇÃO DO LASER NOS MEIOS BIOLÓGICOS.....</i>	<i>7</i>
1.3 LASER E LESÕES TENDINOSAS.....	12
1.3.1 <i>TENDÃO NORMAL.....</i>	<i>12</i>
1.3.2 <i>ESTUDOS SOBRE LESÕES TENDINOSAS.....</i>	<i>13</i>
1.3.3 <i>ENSAIO MECÂNICO EM TECIDOS MOLES.....</i>	<i>18</i>
2. MATERIAL E MÉTODO.....	20
2.1 ANIMAIS DE EXPERIMENTAÇÃO.....	20
2.2 GRUPOS EXPERIMENTAIS.....	20
2.3 PROCEDIMENTO CIRÚRGICO.....	21
2.4 PÓS OPERATÓRIO.....	23

¹.O formato da dissertação segue as diretrizes para elaboração de dissertação e teses da EESC – USP.

2.5	EQUIPAMENTO UTILIZADO.....	24
2.6	MÉTODO DE IRRADIAÇÃO LASER.....	25
2.7	EXAME MACROSCÓPICO.....	26
2.8	PROCEDIMENTO PARA PREPARAÇÃO DO TENDÃO.....	26
2.9	ENSAIO MECÂNICO DE TRAÇÃO.....	27
2.9.1	MÁQUINA DE ENSAIOS MECÂNICOS.....	27
2.9.2	PREPARO DOS TENDÕES PARA O ENSAIO.....	28
2.9.3	REGISTRO DE DADOS.....	28
2.9.4	CÁLCULO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS.....	28
2.9.4.1	Limite de Proporcionalidade (Carga X Deformação).....	29
2.9.4.2	Limite Máximo (Carga X Deformação).....	29
2.9.4.3	Resiliência (RS).....	29
2.9.4.4	Rigidez (R).....	29
2.9.4.5	Tenacidade.....	30
2.10	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	30
3.	RESULTADOS.....	32
3.1	CURVAS CARGA X DEFORMAÇÃO.....	34
3.2	CARGA MÁXIMA.....	39
3.3	CARGA APLICADA NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE.....	45
3.4	DEFORMAÇÃO NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE.....	51
3.5	ENERGIA ABSORVIDA NA FASE ELÁSTICA (RESILIÊNCIA).....	57
3.6	RIGIDEZ.....	63
4.	DISCUSSÃO.....	69
5.	CONCLUSÃO.....	76
	ANEXOS.....	78

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	92
--	-----------

LISTA DE FIGURA

FIGURA 01 – Ilustração do tendão sendo mensurado com paquímetro 3 cm de sua inserção no calcâneo.....	22
FIGURA 02 – Ilustração da incisão medial ao tendão com a lâmina orientada paralela ao tendão.....	23
FIGURA 03 – Ilustração da lâmina do bisturi à 90° ao tendão para que o corte da lâmina fique em contato com ele.....	23
FIGURA 04 – Foto do aparelho LASER HeNe de fibra óptica da marca KW (Indústria Nacional de Tecnologia Eletrônica Ltda).....	24
FIGURA 05 – Ilustração de um animal recebendo aplicação LASER sobre a região onde foi produzida a lesão.....	26
FIGURA 06 – Ilustração do ensaio de tração mostrando o tendão preso entre as extremidades e o relógio comparador para as medidas.....	28
FIGURA 07 – Exemplo ideal de curva Carga X deformação de onde são obtidas as propriedades mecânicas do ensaio de tração.....	31
FIGURA 08 – Ilustração dos locais de ruptura dos tendões das patas do lado esquerdo após o ensaio de tração.....	33
FIGURA 09 – Ilustração do nódulo fibrótico correspondendo ao local da lesão no tendão da pata do lado direito.....	34
FIGURA 10 – Curva carga x deformação das 10 patas do lado direito do grupo I (lado direito lesado não estimulado, contralateral intacto).....	35
FIGURA 11 – Curva carga x deformação das 10 patas do lado esquerdo do grupo I (lado direito lesado não estimulado, contralateral intacto).....	36

FIGURA 12 – Curva carga x deformação das 10 patas do lado direito do grupo II (lado direito lesado estimulado, contralateral intacto).....	36
FIGURA 13 – Curva carga x deformação das 10 patas do lado esquerdo do grupo II (lado direito lesado estimulado, contralateral intacto).....	37
FIGURA 14 – Curva carga x deformação das 10 patas do lado direito do grupo III (lesão bilateral com pata direita estimulada).....	37
FIGURA 15 – Curva carga x deformação das 10 patas do lado esquerdo do grupo III (lesão bilateral com pata direita estimulada).....	38
FIGURA 16 – Curva carga x deformação das 10 patas do lado direito do grupo IV (tendão lado direito intacto estimulado e tendão contralateral intacto não estimulado).....	38
FIGURA 17 – Curva carga x deformação das 10 patas do lado esquerdo do grupo IV (tendão lado direito intacto estimulado e tendão contralateral intacto não estimulado).....	39
FIGURA 18 – Valores médios da carga máxima para os grupos I e II das patas do lado direito.....	40
FIGURA 19 – Valores médios da carga máxima de ambos os lados do grupo I.....	41
FIGURA 20 – Valores médios da carga máxima de ambos os lados do grupo II.....	41
FIGURA 21 – Valores médios da carga máxima ambos os lados do grupo III.....	42
FIGURA 22 – Valores médios da carga máxima para os grupos II e III das patas do lado direito.....	43
FIGURA 23 – Valores médios da carga máxima de ambos os lados do grupo IV.....	43
FIGURA 24 – Valores médios da carga máxima dos grupos I e IV das patas do lado esquerdo.....	44
FIGURA 25 - Valores médios da carga máxima dos grupos II e IV das patas do lado esquerdo.....	45

FIGURA 26 – Valores médios da carga máxima das patas do lado direito do grupo III e das patas do lado esquerdo do grupo I	45
FIGURA 27 - Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade para os grupos I e II das patas do lado direito.....	46
FIGURA 28 – Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo I.....	47
FIGURA 29 – Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo II.....	47
FIGURA 30 – Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo III.....	48
FIGURA 31 – Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade para os grupos II e III das patas do lado direito.....	49
FIGURA 32 - Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo IV.....	49
FIGURA 33 – Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade dos grupos I e IV das patas do lado esquerdo.....	50
FIGURA 34 – Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade dos grupos II e IV das patas do lado esquerdo.....	51
FIGURA 35 – Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade das patas do lado esquerdo do grupo III e das patas do lado esquerdo do grupo I.....	51
FIGURA 36 – Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade para os grupos I e II das patas do lado direito.....	52
FIGURA 37 – Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo I.....	53

FIGURA 38 – Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo II.....	53
FIGURA 39 – Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo III.....	54
FIGURA 40 – Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade dos grupos II e III das patas do lado direito.....	55
FIGURA 41 – Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo IV.....	55
FIGURA 42 - Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade dos grupos I e IV das patas do lado esquerdo.....	56
FIGURA 43 - Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade dos grupos II e IV das patas do lado esquerdo.....	57
FIGURA 44 – Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade das patas do lado direito do grupo III e das patas do lado esquerdo do grupo I.....	57
FIGURA 45 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica para os grupos I e II das patas do lado direito.....	58
FIGURA 46 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica de ambos os lados do grupo I.....	59
FIGURA 47 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica de ambos os lados do grupo II.....	59
FIGURA 48 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica de ambos os lados do grupo III.....	60
FIGURA 49 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica para os grupos II e III das patas do lado direito.....	61

FIGURA 50 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica de ambos os lados do grupo IV.....	61
FIGURA 51 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica para os grupos I e IV das patas do lado esquerdo.....	62
FIGURA 52 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica para os grupos II e IV das patas do lado esquerdo.....	63
FIGURA 53 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica das patas do lado direito do grupo III e das patas do lado esquerdo do grupo I.....	63
FIGURA 54 – Valores médios da rigidez para os grupos I e II das patas do lado direito.....	64
FIGURA 55 – Valores médios da rigidez de ambos os lados do grupo I.....	65
FIGURA 56 – Valores médios da rigidez de ambos os lados do grupo II.....	65
FIGURA 57 – Valores médios da rigidez de ambos os lados do grupo III.....	66
FIGURA 58 – Valores médios da rigidez para os grupos II e III das patas do lado direito.....	67
FIGURA 59 – Valores médios da rigidez de ambos os lados do grupo IV.....	67
FIGURA 60 – Valores médios da rigidez para os grupos I e IV das patas do lado esquerdo.....	68
FIGURA 61 – Valores médios da rigidez para os grupos II e IV das patas do lado esquerdo.....	69
FIGURA 62 – Valores médios da rigidez das patas do lado direito do grupo III e das patas do lado esquerdo do grupo I.....	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LASER-	“Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”
AsGa -	Arsenieto de Gálio
AMPc -	Adenosina Mono-Fosfato cíclico
ATP -	Adenosina Tri-Fosfato
EESC -	Escola de Engenharia de São Carlos
FDA -	“Food and Drug Administration”
He-Ne -	Hélio-Neônio
IQSC -	Instituto de Química de São Carlos
IR -	“Infra Red”
KW-	Marca registrada - Indústria Nacional de Tecnologia Eletrônica Ltda
LILT -	“Low Intensity Laser Therapy”
NIST -	“National Institute Standards and Technology”
RNA-m-	“Ribonucleic Acid Messenger”
USP -	Universidade de São Paulo

LISTA DE ABREVIATURAS DOS SÍMBOLOS E UNIDADES

EMPREGADAS

°C -	graus Célsius
Ca ⁺² -	Íons Cálcio
cm -	centímetro
Cmáx -	Carga máxima
Hz -	Hertz
J -	Joule
J/cm ² -	Joule por centímetro quadrado
Kgf -	Kilograma força
Km/s -	Kilômetro por segundo
m -	metro
mJ -	mili-Joule
mm -	milímetro
MPascal -	Mega Pascal
mW -	mili-watt
N -	Newton
Na ⁺¹ -	Íons Sódio
N/mm ² -	Newton por milímetro quadrado
nm -	nanometro
R -	Rigidez
Rs -	Resiliência
V -	Volt

RESUMO

RESUMO

O desenvolvimento de novos recursos terapêuticos capazes de acelerar o processo de reparo tem proporcionado avanços significativos no tratamento de lesões tendinosas. O objetivo do presente estudo foi analisar a influência da radiação LASER HeNe em cicatrização de tendões. Foi desenvolvido um modelo experimental de lesão de tendão de Aquiles através de um procedimento minimamente invasivo em coelhos adultos. Foram utilizados 40 animais distribuídos em quatro grupos de 10 animais (I, II, III, IV). No grupo I a lesão do tendão foi unilateral (pata direita) e o tendão lesado não recebeu estímulos com LASER. No grupo II a lesão foi unilateral (pata direita) e o tendão lesado recebeu estímulos com LASER. No grupo III a lesão do tendão foi bilateral e apenas a pata direita foi estimulada com LASER. No grupo IV foi realizada “Sham Operation” bilateralmente e apenas o tendão da pata direita recebeu estímulo com LASER. Todos os animais foram tratados com dose a 5 J/cm^2 de forma pontual com contato direto durante 8 dias consecutivos, diariamente. Após este período os animais foram sacrificados e os tendões de Aquiles submetidos a ensaios mecânicos de tração em máquina de ensaio mecânico.

Foram ensaiados 71 tendões, sendo 09 descartados. Embora não tenhamos observado diferença estatística significativa nas comparações feitas entre os grupos, podemos notar que existiu uma tendência apontando que os tendões estimulados com LASER apresentaram resistência menor que os grupos controles. Estes resultados sugerem que o LASER diminuiu a resistência dentro das condições estudadas.

Relevância Clínica: O presente trabalho mostra o conceito de que a irradiação LASER pode diminuir a resistência mecânica da cicatrização tendinosa em fases precoces do processo.

Palavras-Chave: laser HeNe, tendão de Aquiles, ensaio de tração.

ABSTRACT

ABSTRACT

The development of new therapeutic resources addressing accelerating the repairing process has proportioned a meaningful advance in the treatment of tendon lesions.

The purpose of the present study was to analyse the influence of He-Ne LASER radiation on tendon healing.

An experimental model of Achilles tendon lesion was developed through a minimally invasive procedure in adults rabbits. We used 40 animals divided in groups of 10 animals each. In group I the tendon lesion was unilateral (right-paw) and the injured tendon did not receive LASER stimulation. In group II the lesion was unilateral (right-paw) and only the injured side received LASER stimulation. In group III the tendon lesion was bilateral and only the right-paw was stimulated by LASER. In group IV bilateral sham operation was performed and only the right - paw received LASER stimulation. All the animals were treated with 5 J/cm² dosis in a punctual way with direct contact for 8 successive days. After this period the animals were killed and the Achilles tendons were submitted to mechanical tests in traction on a mechanical testing machine.

Seventy-one tendons were tested and 9 were discarded.

No statistically significant difference was observed in the comparison done between groups, however we could notice a tendency suggesting that the tendons stimulated by LASER presented a lesser mechanical resistance. These results suggest that LASER probably reduces the resistance in the studied conditions.

Clinic Relevance: The present study supports the concept that LASER irradiation may induce an attenuation of the mechanical properties of the healing tendon in a very early phasis of the process.

Key-Works: He-Ne LASER, Achilles tendon, traction test.

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Desde sua concepção os Laseres encontraram uma aplicação na medicina e particularmente na cirurgia. Nos últimos dez anos, a introdução de emissores de LASER pequenos e compactos promoveu um recrudescimento no uso desta terapia, que é reconhecida, no Ocidente, como laserterapia de baixa intensidade. Ultimamente, eles vêm encontrando aplicações cada vez mais amplas pelos fisioterapeutas.

Os pesquisadores voltaram-se para possíveis aplicações clínicas onde sua ação baseia-se nos efeitos proporcionados pelo aporte energético da radiação e, desde então, foram demonstrados efeitos bioestimulantes sobre o processo de reparação e cicatrização. A maioria dos estudos desenvolvidos em modelos experimentais ou clínicos sugerem que os LASERs de baixa energia podem desencadear processos celulares e fisiológicos promovendo a capacidade de regeneração dos diferentes tecidos biológicos, como por exemplo: osso (TRELLES & MAYAYO, 1991), tendão (ENWEMEKA, 1992), cartilagem (LIEVENS, LIPPENS, PH VAN DER VENN, 1998), tecido nervoso (ROCHKING, ALON, SOSNOV, 1994) e músculos (BIBIKOVA & ORON, 1993).

O LASER é amplamente utilizado como recurso terapêutico associado a várias situações. Vários trabalhos experimentais parecem indicar uma ação positiva da estimulação LASER na cicatrização de partes moles. Apesar do processo de regeneração tendinosa ser bem estudado, há algumas questões que precisam ser esclarecidas, especialmente sobre o efeito de diferentes agentes físicos freqüentemente usados na prática clínica para promover o processo de regeneração tendinosa (REDDY et al., 1998).

1.1 OBJETIVO

Este trabalho foi delineado para estudar a eficácia da radiação LASER He-Ne na cicatrização de tendões através do seu reflexo nas propriedades mecânicas em um modelo experimental de lesão do tendão de Aquiles em coelhos.

1.2 ASPECTOS BÁSICOS DO LASER – REVISÃO

BIBLIOGRÁFICA

O termo “LASER” é um acrônimo para *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (Amplificação da Luz pela Emissão Estimulada da Radiação). Analisando esta frase, temos: A radiação LASER é constituída por ondas eletromagnéticas, visíveis ou não de acordo com o comprimento de onda das mesmas. O fenômeno da emissão estimulada constitui-se na emissão de luz a partir da estimulação da matéria através do fornecimento de energia aos átomos.

O LASER He-Ne é um dos tipos de LASER de Baixa Energia mais usados atualmente, apresentando como meio ativo o gás Neon. Seu mecanismo de ação baseia-se na excitação em cadeia de átomos de Neon e de Hélio, provocada pela colisão com uma descarga de elétrons. Este fenômeno produz uma luz vermelha e visível que penetra nos tecidos sem divergência até 0,9 mm abaixo da pele. Acredita-se que aproximadamente cerca da metade de sua energia seja absorvida pelas estruturas aí localizadas (GIORDANO et al, 1999).

Segundo RODRIGUES & GUIMARÃES (1998), Einstein em 1917 expôs o “Princípio Físico da Emissão Estimulada”, que se constitui na emissão de luz a partir da estimulação da matéria através do fornecimento de energia aos átomos. Prosseguindo, em 1950, Townes, Gordon e Zeiger construíram o primeiro oscilador que operava na banda de ondas milimétricas. Em 1958, Townes e Schawlow demonstraram a possibilidade de se construir um LASER.

Embora Albert Einstein originalmente tenha delineado os princípios subjacentes à geração deste tipo de luz no início deste século, não foi senão somente em 1960 que Theodore Maiman produziu o primeiro feixe de luz de LASER de rubi nos “Hughes Laboratories”, nos Estados Unidos. Realizou com êxito a primeira cirurgia a LASER: a extirpação de um pequeno tumor de retina. A partir destas e de outras experiências cirúrgicas, ficou evidenciado, de forma empírica, que a radiação LASER estimula a cicatrização de maneira acelerada (BAXTER, 1994; BASFORD, 1995).

Em 1962, foi desenvolvido o primeiro LASER semiconductor. Dois anos mais tarde, o LASER a gás e o primeiro LASER molecular de dióxido de carbono. Nas décadas subseqüentes, vários aparelhos de LASER, baseados no protótipo original de Maiman, encontraram aplicações variadas, desde apontadores de LASER e leitores de código de barras, até dispositivos militares, como visores para determinação de distâncias e sistemas de definição de alvo (RODRIGUES & GUIMARÃES, 1998).

Desde sua concepção, os LASERs encontraram aplicação imediata na medicina e, particularmente, na cirurgia; a cirurgia oftálmica foi a primeira a lançar mão com êxito do LASER pulsado de rubi para o tratamento do descolamento da retina em seres humanos. Em geral, até o momento, quase todas as aplicações médicas tomam por base as propriedades fototérmicas e fotoablativas do LASER no tecido. Assim os LASERs são rotineiramente utilizados para cortar, soldar e mesmo destruir tecidos. O uso de LASERs como alternativas aos bisturis metálicos e também para a ablação de tumores e remoção de tatuagens, baseia-se inteiramente nestas ações nos tecidos. Em contraste, mais recentemente, os pesquisadores voltaram-se para possíveis aplicações clínicas das interações atérmicas da luz do LASER com os tecidos; os estudos baseiam-se principalmente na pesquisa do grupo do professor Ende Mester em Budapest, realizada no final da década de 60 e início dos anos 70. Os resultados deste trabalho indicaram o potencial de irradiação por LASERS de intensidade relativamente baixa aplicada diretamente aos tecidos, para a modulação de certos processos

biológicos, em particular a fotobioestimulação do processo de cicatrização e reparo dos tecidos (MESTER, MESTER, MESTER, 1985).

Com base no trabalho de Mester em animais e em pacientes, a década subsequente testemunhou a promoção da irradiação por LASER He-Ne como tratamento de escolha para uma série de distúrbios e problemas em todos os países da antiga União Soviética e no Extremo Oriente, em particular na China (BAXTER, 1994).

Nos últimos dez anos, a introdução de fotodiodos emissores de LASER pequenos e compactos promoveu um reforço no uso desta terapia, que é conhecida no Ocidente como terapia de baixa intensidade (LILT).

Esta modalidade vem encontrando aplicações cada vez mais amplas pelos fisioterapeutas (para uso em seres humanos e em animais), dentistas, acupunturistas, alguns médicos, para uma ampla gama de distúrbios e problemas, dentre os quais citamos o tratamento de feridas, lesões de tecidos moles, distúrbios artríticos, e dores associadas a etiologias diversas (BAXTER, 1994).

Segundo CISNEROS & TRELLES (1987) através da teoria dos quanta de luz, o nível de carga de fótons é variável e diretamente responsável pelas características de propagação de cada nível das ondas eletromagnéticas originando um espectro eletromagnético. O LASER He-Ne apresenta comprimento de onda da ordem de 632,8nm.

1.2.1 PRODUÇÃO DA RADIAÇÃO LASER

Uma *cavidade ou câmara de ressonância*, consiste de uma estrutura contendo o meio de LASER e que incorpora um par de superfícies refletoras ou espelhos posicionados paralelamente. No interior desta câmara, é possível que os fótons de luz produzidos pelo meio sejam refletidos de um lado para outro entre os “espelhos”, o que terminará produzindo uma intensa ressonância fotônica. Como uma das superfícies refletoras (também conhecida como acoplador de saída) não é um espelho perfeito, e assim não reflete

100% da luz que colide com sua superfície, fica possibilitado que parte da radiação atravessa o acoplador, o que representará a produção do aparelho (KITCHEN, 1998)

Devemos observar que, para os sistemas He-Ne, a cavidade de ressonância comumente é mais volumosa e incômoda. Em geral a irradiação do LASER proveniente do acoplador de saída, é fornecida ao tecido a ser tratado por meio de um aplicador de fibra óptica, permitindo que o operador direcione mais facilmente a irradiação até o tecido alvo. É importante ressaltar que, onde estes dispositivos são usados, ocorre divergência do raio de luz ao término do aplicador de fibra óptica. Com este tipo de unidade de tratamento, é necessário que o aplicador mantenha contato com os tecidos, para maximizar a densidade de irradiação da fibra óptica e o efeito terapêutico no tecido tratado (BAXTER, 1994).

1.2.2 CARACTERÍSTICAS DA RADIAÇÃO LASER

Segundo KING (1990) a radiação gerada pelos aparelhos de LASER de uso terapêutico difere da radiação gerada por outras fontes, em três aspectos:

Monocromaticidade: Isto é, uma única cor. A maior parte da radiação emitida pelo aparelho de uso terapêutico agrupa-se em torno de um único comprimento de onda, com uma amplitude muito limitada da faixa de ondas. O comprimento de onda é um fator crítico na determinação dos efeitos terapêuticos específicos produzidos pelos tratamentos por LASER, pois este parâmetro determina quais biomoléculas específicas absorverão a radiação incidente.

Colimação: É a emissão de fótons em apenas uma direção. Esta propriedade mantém a potência óptica do aparelho enfeixada numa área pequena ao longo de distâncias consideráveis.

Coerência: É o sincronismo do tempo e do espaço, ou seja, as depressões e picos das ondas de luz encaixarem perfeitamente no tempo (coerência temporal) e no espaço (coerência espacial).

1.2.3 INTERAÇÃO LASER-TECIDO – PENETRAÇÃO E ABSORÇÃO DA RADIAÇÃO LASER

Os tecidos biológicos são sistemas muito pouco homogêneos, do ponto de vista óptico. O estudo da propagação da irradiação nos tecidos, assim como seu comportamento antes de ser absorvida, converte-se em algo muito complexo e os dados experimentais não são facilmente reproduzidos. Uma vez que a radiação atravessa o extrato córneo da pele, a difusão através dos demais extratos que compõem os tecidos representa um dos principais problemas para o desenvolvimento de uma teoria do comportamento (VEÇOSO, 1983)

Devido à complexa estrutura dos extratos cutâneos, compostos por folículos pilosos, glândulas sudoríparas e sebáceas, existe uma grande dificuldade em quantificar as distintas reações. Em cada um destes extratos, pode-se presenciar quatro processos básicos: Ao incidir na superfície do corpo humano, parte da radiação emitida será Refletida, e conseqüentemente não será absorvida. Uma certa Difusão e Transmissão retém a radiação nas diferentes camadas da pele, por parte das moléculas, partículas, fibras e órgãos celulares do interior dos diferentes extratos da pele. Uma Absorção que provocará um processo bioquímico, bioelétrico e uma dissipação da energia absorvida por meio do calor, fluorescência e fosforescência (COLLS, 1984).

Mediante o fenômeno de transmissão, a radiação passa ao estrato subjacente. A absorção nos tecidos depende, em sua maior parte, da presença de moléculas absorventes e da distribuição espacial de estruturas absorventes (pigmentos), que varia de pessoa para pessoa. A absorção da luz incidente é feita por um cromóforo, isto é, uma biomolécula que é capaz, através de sua configuração eletrônica ou atômica, de ser excitada pelo fóton ou fótons incidentes. A luz nos comprimentos de onda tipicamente empregados em terapias de baixa frequência é prontamente absorvida por uma série de biomoléculas, inclusive a melanina e a hemoglobina. Deve ser observado que, como a absorção depende do comprimento de onda de luz incidente, a profundidade de penetração é similarmente dependente do comprimento de onda (KITCHEN & BAZIN, 1998)

As radiações LASER He-Ne e Diodo (AsGa) são as mais usadas no campo terapêutico. Embora suas características específicas sejam diferentes de outras radiações eletromagnéticas, têm o mesmo comportamento quando interagem com os tecidos biológicos (CISNEROS & TRELLES, 1987).

1.2.4 EFEITO DA APLICAÇÃO DO LASER NOS MEIOS BIOLÓGICOS

O LASER também pode afetar a reparação tecidual de diferentes maneiras, dependendo do estágio da reparação e dos parâmetros de dosagem. O conhecimento dos mecanismos envolvidos na ação do LASER é importante para extrapolar os achados de pesquisas laboratoriais para se prever os efeitos de exposições em humanos (MAILLET, 1987).

Os efeitos da irradiação do LASER helio-neônio (He-Ne) de baixa energia foram mostrados por vários autores como capaz acelerar o processo de cicatrização de feridas (LYONS, ABERGEL, WHITE, 1987). O trabalho pioneiro de Einstein em 1917 na Europa e Rússia abriu caminhos para Mester, que demonstrou em estudos *in vivo* e *in vitro*, que o LASER facilita a síntese de colágeno, aumenta a taxa de cicatrização da ferida, aumenta a cicatrização de queimaduras, após a irradiação LASER de baixa energia (MESTER & MESTER 1989).

O mecanismo básico da transmissão de energia do LASER He-Ne na atividade biológica não foi elucidado, porém autores têm hipotetizado que o fenômeno de bioestimulação trabalha por aumentos na produção de RNAm de protocógeno, aceleração de reparação de epitélio e crescimento de tecido de granulação (ABERGEL, LYONS, CASTEL, 1987 e MESTER & MESTER 1989).

KANA et al (1981) estudaram a radiação do LASER de baixa energia para determinar o efeito na cicatrização de feridas abertas na pele de ratos. A pele foi irradiada diariamente com LASER Hélio-Neônio e LASER Argônio. A irradiação do LASER He-Ne obteve efeito estimulante estatisticamente significante na síntese de colágeno na pele com

máximo efeito em uma densidade de energia de 4 J/cm². A taxa de cicatrização da ferida foi elevada no 12 ° dia de pós operatório. A inibição de produção de colágeno foi observada com aplicação de energia com 20 J/cm². O LASER Argônio produziu um aumento na concentração de síntese colágeno em ambos os lados irradiado e não irradiado (contralateral) em alguns animais. A aplicação de altas doses de radiação do LASER Argônio (20 J/cm²) não causou a inibição da produção de colágeno.

BARKOVSKII (1983) observou a influência do LASER He-Ne nos processos de revascularização em uma cavidade implantada dentro do ouvido de rato. No 16º dia de experimento, microvasos eram achados ocupando metade da área da regeneração, enquanto que no grupo de animais controle, somente um quarto da área foi ocupada. Completa revascularização do tecido de regeneração em animais irradiados era finalizada com 20-22 dias de experimento e no controle somente aos 25-27 dias. Os resultados indicaram que os efeitos dos raios LASER estimulariam o processo de restauração da microcirculação em tecidos lesados.

A hipótese mais aceita do mecanismo de ação da radiação LASER é que a absorção de fótons pelos componentes da cadeia respiratória levaria a um aumento do potencial da membrana (KREBS & VEECH, 1970). Com isso, haveria um aumento na síntese de ATP e na concentração de hidrogênios no citoplasma induzindo alterações nas concentrações de íons Na⁺¹ e Ca⁺² alterando o metabolismo de AMPc. Portanto, acredita-se que a radiação LASER atua sobre as células, através da regulação do metabolismo via AMPc (KARU, 1988).

Embora esses estudos tenham mostrados efeitos benéficos do LASER de baixa intensidade, as lesões experimentais nestes animais são consideradas como representativas de um modelo insatisfatório para feridas em humanos, devido às diferenças entre os tecidos do homem e dos animais (BASFORD, 1995).

BULIAKOVA (1989) realizou um experimento para determinar o efeito estimulante do LASER He-Ne pós lesão de músculo esquelético de ratos. Ambos os gastrocnêmios das pernas dos ratos foram expostos à radiação local no dia seguinte à lesão (8-9 procedimentos diários a 3 minutos cada, modo contínuo e pulsado). Após 30 dias, os músculos gastrocnêmios foram cortados e isolados. Foi observado aceleração na formação de fibrina e tecido conjuntivo na pele, mas estimulação apenas ligeira na cicatrização do tecido muscular. Foi concluído que a terapia de LASER era mais favorável para a cicatrização da pele.

PETROVA (1992) estudou o processo reparador na pele em ratos albinos com influência do LASER de baixa energia. Foi observado que a atividade máxima de fagocitose e de macrófagos ocorria em 6 horas após o trauma. Após 5 e 10 dias a reação à irradiação se manifestou com uma poderosa vascularização da ferida e aumento de formação de fibroblastos. A cicatrização da ferida em animais com a terapia com LASER foi acompanhada pela formação de folículos pilosos e a estruturação da cicatriz de forma aproximada à estrutura da pele integra.

BREUGEL & BAR (1992) realizaram culturas de fibroblastos que foram sujeitadas à irradiação de LASER He-Ne (632,8nm) em várias doses por densidade de energia variando o tempo de exposição. Em três dias sucessivos as células foram irradiadas por períodos entre 0,5 e 10 minutos. A potência do LASER variou de 0,55 a 5,98 mW. A potência do LASER abaixo de 2,91 mW aumentou a produção de células, enquanto que a potência acima de 5,98mW não teve nenhum efeito estimulatório na produção de colágeno. Efeitos estimulatórios eram pronunciados em períodos de irradiação entre 0,5 a 2,0 minutos.

WEISS & ORON (1992) estudaram a irradiação do LASER He-Ne (632,6 nm) em músculos esqueléticos de ratos após excisão do gastrocnêmio através de uma análise histológica quantitativa. Os ratos foram estimulados após a cirurgia diariamente por cinco dias (6,9 mW por 2,3min). A fração do volume de células mononucleares no sítio da cirurgia diminuiu gradativamente após a cirurgia, muito mais rapidamente nos músculos irradiados

com LASER do que o grupo controle. Portanto a irradiação durante o processo de regeneração promove uma maturação no sítio da excisão.

BIBIKOVA & ORON (1993) estudou a influência do LASER He-Ne no processo de regeneração do músculo gastrocnêmio de sapo (*Bufo viridis*), conduzindo estudos histológicos quantitativos e métodos morfométricos no 9º, 14º e 30º dias pós cirurgia. Foram realizadas lesões no músculo gastrocnêmio nos sapos e o local da ferida foi estimulado com LASER He-Ne em dias alternados começando no quarto dia pós cirurgia (6,0 mW por 2,3 min.). No 9º dia de pós cirurgia células mononucleadas povoaram 69,3 % +/- 16,8% da área total da lesão. A fração do volume total da zona da lesão diminuiu gradualmente, mais rapidamente no músculo irradiado com LASER do que no controle. A fração do volume de miofibrilas jovens aumentou por 30 dias de regeneração do músculo que compôs 75,7% +/- 13,2% da área traumatizada, enquanto que nos músculos irradiados com LASER, a maioria da zona da lesão estava cheia de fibras de músculo maduras.

VLAK, JAKELIC, JAJIC (1994) estudaram a diferença entre duas formas de terapia física tratando síndrome do ombro doloroso. Foi utilizado o tratamento com LASER de baixa intensidade e crioterapia. O tratamento com LASER provou mais eficiência reduzindo a dor do que o uso da crioterapia.

Um efeito favorável de terapia com LASER foi demonstrado por FULGA, FULGA, PREDESCU (1995), mas não foi possível demonstrar se este benefício foi devido ao efeito antiinflamatório, analgésico. Neste trabalho foi testado o efeito da terapia com LASER em inflamação experimental em ratos. A irradiação do LASER reduziu o volume da inflamação durante 6 dias de tratamento em mais de 85% e preveniu o aparecimento de necrose. No grupo controle, a redução da inflamação foi de 22,86 % e oito dos dez ratos desenvolveram necrose tecidual local.

KILKELLY et al. (1996) mostraram um estudo para determinar a possível aplicação de LASER térmico após uma transecção unilateral do tendão de Aquiles usando uma técnica modificada de sutura. Os tendões eram estimulados com LASER Argônio e foi

aplicado 25% de albumina humana para facilitar a cicatrização. No 14º dia pós operatório, a evolução histológica revelou grande aumento da resposta inflamatória em todos os tendões tratados com LASER de Argônio.

GIARELLI et al. (1998) realizaram um protocolo de reabilitação projetado para testar os parâmetros físicos do LASER em três grupos de pacientes com gonartrose, artrose e algoneurodistrofia. Foi utilizado Laser AsGa, LASER HeNe e LASER CO₂ em 5 sessões por semana totalizando 20 sessões, com aplicação de forma pontual. Os resultados mostraram que não houve diferença entre o LASER CO₂ e AsGa, mas foi observado diferenças significantes entre o LASER CO₂ e HeNe.

AMARAL, PARIZZOTO, SALVINI (2001) avaliaram o efeito do LASER HeNe em regeneração do músculo tibial anterior, com doses de 2,6; 8,4 e 25 J/cm². Foi concluído que o LASER HeNe influenciou na regeneração muscular aumentando o número de fibras musculares e mitocôndrias com dose de 2,6 J/cm².

1.3 LASER E LESÕES TENDINOSAS

1.3.1 TENDÃO NORMAL

Os tendões consistem de feixes paralelos de fibras colágenas firmemente agrupadas, tendo, entre as mesmas, fileiras de núcleos comprimidos, pertencentes às células que originalmente produziram fibras. Estas células são fibroblastos inativos, denominados comumente fibrócitos. Existem também capilares não muito evidentes. Além disso, os tendões são providos de receptores sensitivos de Golgi, capazes de avaliar a tensão no tendão e transmitir essa informação ao sistema nervoso central. Alguns tendões apresentam ainda sua própria bainha tendinosa. Esta bainha consiste de duas camadas de tecido conjuntivo, uma dentro da outra, com um pequeno espaço separando a interna da externa; a interna está presa ao próprio tendão e a outra se continua com o próprio tendão circunjacente. As duas superfícies de deslizamento são lisas e resistentes ao desgaste, pois consistem de fibras colágenas e a fricção é minimizada pela presença de uma delgada camada viscosa de líquido sinovial. (CORMAK, 1984).

Segundo PARK (1979), o tendão é em geral, a estrutura que possui menor extensibilidade (9,4%) entre os tecidos não mineralizados, mas é o tecido que possui maior resistência de tensão (53 MPascal), que é pequena se comparada a resistência de tensão das fibras colágenas individuais, que é de 300 MPascal. Apesar das fibras colágenas do tendão serem altamente orientadas, o autor explica que a resistência relativamente baixa apresentada é causada pela imperfeição da organização das fibras e pelas extremidades das fibrilas individuais, as quais podem agir como regiões de defeito, como nas fibras texturizadas, portanto reduzindo consideravelmente a resistência de tensão do tendão.

1.3.2 ESTUDOS SOBRE LESÕES TENDINOSAS

A lesão nos tendões é bastante comum em acidentes que envolvem as extremidades, porém, com cuidados adequados, os tendões reconstituem-se efetivamente e poderão até mesmo retornar à sua resistência anterior (CANTO, 1975).

O estudo da cicatrização tendinosa tem constituído o objeto do interesse de inúmeros pesquisadores e, já no final do século XIX, surgiram trabalhos experimentais tentando elucidar os fenômenos envolvidos no processo (MASON & SHEADON, 1932).

Existem três teorias principais de cicatrização tendinosa. A primeira admite que ela seja totalmente *extrínseca* (ocorreria através dos tecidos peritendinosos, não se devendo à proliferação de células tendinosas); a segunda é a *intrínseca* e derivada da proliferação de células dos cotos tendinosos, a terceira aceita que a cicatrização é *mista* (é a participação tanto dos tecidos peritendinosos como da proliferação do tecido intratendíneo na formação do tecido cicatricial) (POTENZA, 1962).

MASON E SHEADON (1932) analisaram o processo de cicatrização tendinosa em tendões extensores de cães. Observaram que ocorria inicialmente uma proliferação do tecido peritendinoso e a partir de 4 – 5 dias, haveria proliferação das células tendinosas dos cotos.

MACMASTER (1933) produziu lesões parciais nos tendões aquileanos de coelhos, interessando 75% da área de secção transversa de tendão. Cinco coelhos foram imobilizados e três foram mantidos sem imobilização. Não houve nenhum caso de ruptura espontânea dos tendões, que também não romperam no local da lesão inicial, nos testes realizados cinco semanas após a lesão.

PEACOCK (1965) relatou que o tecido da cicatriz tendinosa e das aderências é oriundo do envoltório extra-tendinoso. Afirmou que a cicatrização tendinosa depende unicamente da migração de células para o interior e não considerou o potencial intrínseco de regeneração dos tendões.

KESSLER & NISSIM (1969) referiram que lesões parciais ou totais dos tendões desenvolvem uma maciça reação fibrótica, mas uma boa sutura levaria a uma quantidade significativamente reduzida de aderências. Ressaltaram que o movimento precoce poderia mudar o curso natural das aderências e preservar a função fisiológica do tendão.

Segundo CORMAK & DAVID (1984), a reparação é efetuada não pelos fibrócitos do tendão, mas pelos fibroblastos da bainha interna ou, se não houver bainha, pelo tecido conjuntivo frouxo circunjacente. Estas células crescem em direção ao interior da lesão e depositam novos feixes de fibras colágenas, restaurando assim a continuidade do tendão.

MANSKE & LESKER (1984) observaram que tendões flexores de coelhos, cães, galinhas e macacos, removidos em segmentos de 1 centímetro e cultivados em solução salina balanceada de Hank, apresentavam, após seis semanas, cobertura no local seccionado através da proliferação e da migração de células das camadas do epitendão e endotendão. Demonstraram desta maneira a capacidade intrínseca de proliferação dos tendões flexores *in vitro*.

BISHOP, COONEY, WOOD (1986), avaliaram os efeitos da imobilização, mobilização precoce, tenorrafia e não reparo, na cicatrização e força de tensão de lesões parciais de tendões, em cães. Concluíram que, do ponto de vista biomecânico e histológico, lesões até 60% da área de secção transversa do tendão são melhor tratadas por mobilização precoce, sem tenorrafia.

CARLSTEDT, MADSEN, WREDMARK (1986) investigaram as propriedades bioquímicas e biomecânicas em lesões de tendões de coelhos tratados de modo conservador, com tenotomia transversal e imobilização. A imobilização foi mantida por 4 semanas. Após 4, 8 e 16 semanas os tendões foram examinados. Os resultados mostraram que não houve nenhuma diferença entre os parâmetros bioquímicos e biomecânicos entre os grupos. Isto sugere que o tratamento conservador seria mais favorável para lesões tendinosas.

KANG et al. (1990) estudaram a importância do líquido sinovial e da vascularização na cicatrização de tendões. Concluíram que a vascularização está aumentada

durante o processo de cicatrização do tendão. Os tendões cicatrizam completamente e não seria necessária a reparação cirúrgica das lesões parciais para a prevenção de aderências e rupturas.

Juntamente com a ativação das células satélites, uma intensa reação inflamatória se desenvolveu com predomínio dos macrófagos, leucócitos polimorfonucleares e outras células, com finalidade de fagocitar elementos necróticos, sendo observáveis de 6 a 24 horas após a lesão de tendão (FISHER et al., 1990). A ativação de fibroblastos também ocorre, podendo ser encontrada desde 24 horas após lesão, mas é após 36 horas que se observa a formação de fibrose local intersticial e colágeno do tipo IV (HURME et al., 1991).

ENWEMEKA (1992) realizou um estudo biomecânico em tendões de Aquiles de coelhos após uma tenotomia, imobilização e reparação. Após o 5º dia de cirurgia, foi removida a imobilização para permitir uma tolerância ao peso irrestrito nas patas de cada coelho. A cada 12, 18 e 21 dias foram realizados testes de resistência à tração e absorção de energia. Grupos experimentais mostraram o dobro da resistência à tração e capacidade de energia dos tendões após 12 e 18 dias de cirurgia. Não foi observado diferenças estatísticas significantes na resistência à tração e capacidade de absorção de energia dos tendões em 21 dias após a cirurgia. Estes achados demonstraram que o aumento da resistência à tração e capacidade de absorção de energia em tendões tenotomizados sem promover pré-ruptura ocorrem somente em estágios precoces da cicatrização.

BEST et al. (1993) analisaram resultados biomecânicos e a evolução morfológica da reparação do tendão de Aquiles de ratos. O exame morfológico revelou resposta rápida da inflamação com formação de tecido conectivo frouxo que foi substituído gradualmente por fibroblastos e matriz colágena. A reparação do tendão de Aquiles produziu diminuição funcional significativa, com melhora gradual com o tempo de cicatrização. A curva de deformação variou constantemente e não foi relacionada com o tempo de cicatrização. A resistência dos tendões aumentou com o tempo de cicatrização.

MURRELL et al. (1993) realizaram estudo biomecânico e funcional após reparação cirúrgica em tendões de Aquiles em ratos. Trinta e dois animais foram divididos em 4 grupos experimentais: (1) somente incisão na pele – *sham-operation*, (2) lesão do tendão de Aquiles sem reparação, (3) fêrula, (4) reparação cirúrgica. No 15º dia os animais foram sacrificados para análise biomecânica. A lesão do tendão nos três grupos apresentava aumento na área de secção transversal, era menos resistentes do que os tendões sem lesão e os tendões *sham-operation* no 15º dia. A análise biomecânica no 15º dia pós operatório e a recuperação funcional foram similares nos grupos com uso da fêrula nos grupos com e sem reparação cirúrgica. Este estudo sugere que a reparação cirúrgica do tendão de Aquiles não oferecia nenhuma vantagem.

CRISCO et al. (1994) produziram lesão por impacto no complexo gastrocnêmio-sóleo-plantar de ratos e fizeram observações mecânicas, fisiológicas e histológica nos dias 0, 2, 7, 24 após a lesão. Houve perda significativa da função contrátil de 0 a 7 dias e a função no 24º dia a função estava próxima da normal. Após o sacrifício dos animais foram realizadas tração mecânica e histológica. No primeiro dia 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 fibroblatos e elementos inflamatórios residuais foram raros. Pelo 24º dia foram notados restos de tecido cicatricial em alguns espécimes. Nos 0 e 2º dias foram realizados testes de tração, onde os músculos romperam-se no sítio da lesão. No 7º dia, em 4 espécimes, 2 romperam no sítio da lesão enquanto os outros 2 romperam na junção miotendínea distal. No 24º, 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 de tempo de cicatrização.

SELL et al. (1996) realizou uma avaliação por meio de ultrassonografia e posterior análise histológica e biomecânica em tendões de Aquiles humanos após lesão por secção longitudinal. Foram verificadas mudanças na forma e aumento do diâmetro do tendão em até

10mm. Mudanças na ecogenicidade e forma, foram achados mais freqüentemente entre 2 a 4 cm da inserção do tendão no calcâneo. A resistência necessária para a ruptura do tendão foi de 27,6 N/mm² e a ruptura foi localizada em média a 29,7mm da inserção óssea do tendão no calcâneo. Histologicamente foi observado necrose em todas as regiões dos tendões acompanhadas por tecido cicatricial e fissuras. Estatisticamente não houve correlação significativa no local da ruptura, com respeito à resistência à tração.

1.3.3 *ENSAIO MECÂNICO EM TECIDOS MOLES*

GARDEM et al. (1986) realizaram um estudo com LASER CO₂ em feridas cutâneas em incisões no dorso de mini-porcos, com suturas ou grampos e irradiação LASER. Após 90 dias depois do fechamento da ferida, era avaliada a resistência à tração destas feridas. Clinicamente todas as feridas fecharam similarmente sem evidencia de infecção. Estudos de resistência à tração revelaram semelhante curva para todas as modalidades de fechamento de ferida, onde a resistência à tração inicial foi menor para os dias 14 a 21, porém depois aumentou rapidamente, atingindo um pico máximo de resistência para o 90º dia. Foi concluído que o fechamento de ferida cutânea tem uma cicatrização clínica e medida de resistência à tração semelhantes para as modalidades de fechamento de feridas cutâneas convencionais estimuladas com LASER, com grampo ou sutura.

BRAVERMAN et al. (1989) examinaram os efeitos da radiação He-Ne (632.8 nm), radiação de LASER infra-vermelha pulsada (IR 904 nm) em feridas de pele de coelhos. Na análise de resistência à tração e análise histológica encontraram diferenças significantes na resistência à tração em todos os grupos tratados com LASER (ambos com irradiação e lesão sem irradiação). A radiação de LASER He-Ne 632,8 nm e 904 nm, sozinhos, ou combinado, aumentaram a resistência elástica durante o processo de cicatrização da ferida, bem como podem ter lançado fatores dentro da circulação sistêmica que aumentaram a resistência à tração.

BASS et al. (1992) investigaram mudanças estruturais em fibrilas de colágeno em tendão de rabo de rato usando LASER AsGa (Arsenieto de Gálio – Diodo) no local da lesão. Os tendões foram submetidos a ensaios mecânicos para teste de tensão elástica e observado maior tensão elástica no grupo com sutura. Nos outros tipos de suturas foram observados ruptura fácil com mínimo de manipulação no tecido.

KILKELLY et al. (1996) fizeram um estudo para determinar a possível aplicação de LASER térmico após transecção unilateral do tendão de Aquiles usando técnica modificada de sutura. Os tendões eram estimulados com LASER Argônio e foi aplicado 25%

de albumina humana para estimular a cicatrização. Foi realizado ensaio mecânico e histológico após o 14º dia. Estatisticamente não foi achado diferenças na tensão elástica entre o grupo estimulado e o grupo controle. Os valores de tensão elástica são significantes num período mais próximo do pós operatório. A evolução histológica revelou grande aumento da resposta inflamatória em todos os tendões tratados com LASER de Argônio.

ALLENDORF et al. (1997) realizaram estudo em feridas de 1,5 cm de diâmetro em ratos. Os ratos recebiam estimulação LASER He-Ne de 1, 2 e 4 J/cm². Foi realizado análise biomecânica para verificar a resistência elástica e concluído que nenhuma diferença na resistência elástica foi observada entre os ratos que recebiam somente anestesia no grupo tratado diariamente com 2 J/cm². As medidas de resistência elástica foram avaliadas no 7º e 14º dias pós operatório. A área da ferida foi mensurada por um calibrador na 2º semana pós operatório. Neste estudo a irradiação com LASER He-Ne não produziu nenhum efeito mensurável.

GUM et al. (1997) combinaram o uso simultâneo de ultra-som, estimulação elétrica e fotoestimulação com LASER de baixa energia em tendões de Aquiles de coelhos. Os tendões apresentaram aumento de carga máxima e resiliência quando comparados ao lado controle, aumento da síntese de colágeno, fibroblastos e matriz extracelular.

REDDY et al. (1998), testaram a hipótese que uma combinação de LASER e carga mecânica aceleraria experimentalmente a cicatrização de tenotomia em tendão de Aquiles de coelhos. Os tendões dos grupos experimentais e do grupo controle foram imobilizados por 5 dias. Os tendões dos grupos experimentais receberam uma excitação elétrica induzida promovendo contração do músculo tríceps sural por 5 dias. Além disto, os grupos experimentais foram estimulados com doses diárias de LASER He-Ne de 1 J/cm². Concluíram que a combinação da fotoestimulação e da carga mecânica de tendões aumentam a produção de colágeno.

2. MATERIAL E MÉTODO

2. MATERIAL E MÉTODO

2.1 ANIMAIS DE EXPERIMENTAÇÃO

Foram utilizados coelhos fêmeas da raça Nova Zelândia, com peso aproximado de 2,50 Kg, adquiridos no Biotério Central da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Foram operados 50 coelhos, dos quais 5 foram utilizados para estudo como pilotos, para verificar o tempo de cicatrização, padronização da técnica cirúrgica e materiais utilizados no ensaio mecânico.

Foram ainda desprezados cinco animais: 01 por infecção urinária, 01 por óbito por parada cardio-respiratória, 01 por infecção no local da cirurgia, 02 deiscência.

O grupo experimental ficou então constituído por 40 animais.

2.2 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Os animais foram divididos em quatro grupos experimentais, diferenciados de acordo com o tipo de experimento realizado, sendo dez animais para cada grupo experimental.

Grupo I (n=10): Lesão unilateral (pata direita). O tendão do lado direito não recebeu estímulo.

Grupo II (n=10): Lesão unilateral (pata direita). O tendão do lado direito foi estimulado diariamente por uma semana.

Grupo III (n=10): Lesão bilateral (pata direita e esquerda). O tendão do lado direito foi estimulado por uma semana diariamente. O tendão do lado esquerdo não foi estimulado, a fim de ser usado como controle.

Grupo IV (n=10): Foi realizado *Sham Operation* bilateralmente (pata direita e esquerda) ou seja, apenas incisão foi feita. Apenas o tendão do lado direito foi estimulado. Este grupo foi manipulado segundo a mesma metodologia do procedimento cirúrgico previamente realizados com outros grupos. A realização deste procedimento foi com o objetivo de verificar se a abordagem cirúrgica pode ter influência no processo de cicatrização e nas propriedades mecânicas do tendão. Todos os animais foram sacrificados no 8º dia de pós-operatório.

Por razões de espaço no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, foram operados 5 animais por vez. Primeiro foi realizado o procedimento cirúrgico do grupo I, posteriormente do grupo II, do grupo III e do grupo IV. Em cada gaiola era contido apenas um animal.

2.3 PROCEDIMENTO CIRÚRGICO

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. Algumas doses adicionais foram necessárias durante o procedimento cirúrgico.

A sequência do procedimento cirúrgico foi a seguinte:

- A. Tricotomia da pata onde foi realizado o procedimento cirúrgico até a articulação do joelho.
- B. Registro do peso em balança digital .
- C. Antissepsia do local com solução de álcool iodado 2%.
- D. Anestesia local adicional com Lidocaína® (2%).

E. Colocação do animal em decúbito ventral, posicionando a pata fora da mesa para realizar a extensão do joelho e dorsiflexão a 90° do tornozelo para tensionar o tendão, permitindo melhor visualização e evitando lesão arterial ou nervosa pelo distanciamento do feixe em relação ao tendão.

F. Marcação do local da lesão 3,0 cm acima do calcâneo com paquímetro (FIGURA 1)

FIGURA 1 – Ilustração do tendão sendo mensurado com paquímetro 3 cm de sua inserção no calcâneo.

G. Incisão medial ao tendão de Aquiles com bisturi nº 11, com lâmina orientada paralela ao tendão, no seu bordo anterior, de tamanho suficiente para a penetração de alguns milímetros da lâmina (FIGURA 2).

H. Posicionamento da lâmina do bisturi a 90° para que o corte da lâmina fique em contato com o tendão, fazendo uma pressão sobre o bisturi até que se sinta uma súbita queda na tensão do tendão com flexão dorsal adicional concomitante da pata. (FIGURA 3)

I. Profilaxia da infecção no local com Rifampicina (Rifocina®) líquida.

FIGURA 2 – Ilustração da incisão medial ao tendão com a lâmina orientada paralela ao tendão.

FIGURA 3 – Ilustração da lâmina do bisturi à 90° ao tendão para que o corte da lâmina fique em contato com ele.

2.4 PÓS- OPERATÓRIO

Após o término do experimento, os animais receberam marcações em suas orelhas e foram colocados em gaiolas e mantidos sem qualquer imobilização, livres para deambular, com acesso a água e ração.

2.5 EQUIPAMENTO UTILIZADO

O equipamento utilizado no estudo experimental para estimulação do tendão foi o LASER He Ne de fibra óptica de baixa potência, da marca KW[®] (Indústria Nacional de Tecnologia Eletrônica Ltda) (FIGURA 4).

Antes do início da estimulação, as características como potência e tempo de emissão foram aferidas no Grupo de Óptica do Instituto de Física da USP- São Carlos, por um aparelho LASER Power / Energy Monitor calibrado pela NIST (National Institute of Standards and Technology) para a confirmação da dose proposta.

FIGURA 4 – Foto do aparelho LASER He-Ne de fibra óptica da marca KW[®] (Indústria Nacional de Tecnologia Eletrônica Ltda).

O modelo HE-NEPLUS é dotado de fibra óptica de alta qualidade com braço flexível que proporciona grande facilidade ao posicionar a ampola emissora de LASER. Possui caneta aplicadora com controle de disparo do LASER e por um simples toque e controle toposcópico com indicador sonoro para localização de pontos.

O equipamento consiste basicamente de gabinete com painel de comandos e fibra óptica com caneta aplicadora.

Características técnicas do HE-NEPLUS – Fibra Óptica (He-Ne)

Alimentação.....	110/220 v
Potência contínua	3 mW
Diâmetro de feixe.....	3 mm
Dosimetria(variável).....	0,5 a 7 joules/cm ²
Comprimento de onda.....	632,8 nm

2.6 MÉTODO DE IRRADIAÇÃO DO LASER

A estimulação foi iniciada um dia após o procedimento cirúrgico.

Previamente a aplicação da radiação LASER, foi feita tricotomia diariamente para obter o máximo de absorção dos raios. Os animais foram posicionados em uma mesa em decúbito ventral e restritos por um auxiliar manualmente. A pata estimulada era imobilizada com uma das mãos do autor, estimulando o tendão com a outra.

O procedimento da aplicação foi realizado em cima da lesão, em um único ponto, sem movimentação da caneta aplicadora, em contato com a pele num ângulo de incidência do feixe a 90° com o tendão (FIGURA 5).

Cada animal foi irradiado uma única vez diariamente, durante 7 dias consecutivos, por um período de 5 minutos e 50 segundos auxiliado por um cronômetro digital, conforme

as medidas realizadas pelo Grupo de Óptica do Instituto de Física da USP- São Carlos para liberar a energia adequada (5 J/cm^2).

FIGURA 5 – Ilustração de um animal recebendo aplicação LASER sobre a região onde foi produzida a lesão.

Para aplicações de LASER de baixa intensidade ter efeitos benéficos na promoção e regeneração dos tecidos biológicos as doses devem variar entre 3 a 6 J/cm^2 . Altas doses podem estimular ou retardar este processo (MESTER, MESTER, MESTER, 1985). Deste modo todos os animais foram estimulados com 5 J/cm^2 .

2.7 EXAME MACROSCÓPICO

Durante o período de estimulação foi analisada a movimentação do animal estimulado para relacionar com o tempo de cicatrização.

Foi feita a palpação diariamente para verificar a formação de tecido no sítio da lesão, presença de sinais inflamatórios ou qualquer outra alteração que poderia influenciar no processo de cicatrização.

2.8 PROCEDIMENTO PARA PREPARAÇÃO DO TENDÃO

Os animais foram sacrificados no 8º dia com doses letais de anestésico (Tionembutal). Posteriormente os animais foram pesados em balança digital.

A pele da coxa e da perna foi removida e realizada a inspeção macroscópica dos tendões. Em seguida eles foram retirados juntamente com o calcâneo e o músculo tríceps sural, permanecendo intacta a inserção do tendão no calcâneo e preservando sua junção com o músculo tríceps sural. Durante todo o procedimento os tendões foram umedecidos com soro fisiológico.

Todos os tendões foram embrulhados em gaze cirúrgica, embebidas em soro fisiológico e congelados em temperatura – 12°C para posterior ensaio de tração.

2.9 ENSAIO MECÂNICO DE TRAÇÃO

2.9.1 MÁQUINA DE ENSAIOS MECÂNICOS

Foi utilizada máquina de ensaios mecânicos do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP. Para a medida da carga aplicada foi utilizada uma célula de carga Kratos[®] com capacidade de medida de até 200 Kgf. A medida da deformação foi realizada através de um relógio comparador Mituoyo[®], com precisão de 0,01mm (FIGURA 6).

FIGURA 6 – Ilustração do ensaio de tração mostrando o tendão preso entre as extremidades e o relógio comparador para as medidas de deformação.

2.9.2. PREPARO DOS TENDÕES PARA O ENSAIO

Os tendões foram submetidos a ensaios mecânicos de tração. O ensaio de tração consiste em submeter um material a um esforço que tende a esticá-lo ou alongá-lo promovendo deformação, ou seja forças são aplicadas em sentidos opostos na mesma linha de direção, alongando o material (SOUZA, 1977). Neste ensaio as deformações ocorridas no material são distribuídas uniformemente por 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 adequada precisão dos aparelhos de medida que estão disponíveis para tal procedimento (SOUZA, 1977). Para tanto a máquina de ensaios mecânicos foi ajustada com uma pré-carga de 0,5 Kgf, com uma velocidade de aplicação de carga de 5 mm/min.

Com a finalidade de padronização, cada extremidade do tendão foi presa em garra especial, a fim de não ocorrer escape, deixando um espaço de 3 cm no meio do tendão.

2.9.3. REGISTRO DE DADOS

Os valores de carga e deformação obtidos nos ensaios mecânicos foram registrados em intervalos 0,5 mm com velocidade de deformação de 5 mm/min, até que houvesse ruptura do material. Os dados foram gravados em uma planilha de cálculo, sendo expressos segundo o Sistema Internacional de Unidades, com Newton (N) para carga e metro (m) para deformação.

2.9.4. CÁLCULO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS

Com os dados obtidos nos ensaios mecânicos foram construídos gráficos da carga $\times$ deformação para cada tendão testado. Os valores da carga foram registrados no eixo das ordenadas e a deformação nas abscissas (FIGURA 7). Com estes gráficos foram calculadas algumas propriedades mecânicas de cada tendão ensaiado. Foram determinados os seguintes parâmetros: carga e deformação no limite de proporcionalidade, carga e deformação máximas, energia absorvida na fase elástica (resiliência) e rigidez.

2.9.4.1 Limite de Proporcionalidade (Carga $\times$ Deformação)

As cargas e deformações no limite de proporcionalidade (d_{prop} , C_{prop}) de cada tendão foram obtidas tomando como referência o último ponto da reta de uma regressão linear do gráfico (carga aplicada $\times$ deformação) que caracteriza a fase elástica. Acima do limite de proporcionalidade (região plástica), o material sofre um escoamento. Carga é expressa em Newton (N) e deformação é representada em milímetro (mm).

2.9.4.2 Limite Máximo (Carga X Deformação)

São os maiores valores obtidos de cada ensaio das cargas e deformações, antes que ocorresse a ruptura do tendão.

2.9.4.3 Resiliência (RS)

É a energia absorvida pelo corpo de prova na fase elástica quando deformado elasticamente. O seu cálculo é feito pela área do triângulo onde a parte reta da curva carga X deformação e o eixo das abscissas são dois de seus lados. No Sistema Internacional a sua unidade é o Joule (J).

2.9.4.4 Rigidez (R)

É o módulo de elasticidade ou de Young, que é a medida da tangente do ângulo da inclinação da parte reta da curva com o eixo das abscissas, que é calculada dividindo-se a carga pela deformação em qualquer ponto deste segmento. É representada em N/mm^2 .

2.9.4.5 Tenacidade

É a capacidade do material absorver energia até sua ruptura. A tenacidade é calculada obtendo-se a área total abaixo da curva tensão x deformação. Sua unidade é Joule (J).

FIGURA 7 – Exemplo ideal de curva Carga x Deformação de onde são obtidas as propriedades mecânicas do ensaio de tração.

2.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores das propriedades dos ensaios mecânicos de tração foram calculados e testados utilizando o teste *t* de *Student* (não pareado), com nível de significância de 5 por cento ($p < 0,05$).

Foi utilizado o software Microsoft[®] Excel 99 para efetuar os testes estatísticos.

Foram analisados comparativamente a carga máxima, carga aplicada no limite de proporcionalidade, deformação no limite de proporcionalidade, energia absorvida na fase elástica (resiliência) e rigidez dos seguintes grupos:

- A) Comparação do Grupo I – Pata Direita com o Grupo II – Pata Direita (grupo com lesão unilateral, lado lesado não estimulado X grupo com lesão unilateral, lado lesado estimulado).
- B) Comparação do Grupo I – Pata Direita com o Grupo I – Pata Esquerda (grupo com lesão unilateral, tendão lesado sem estímulo X tendão intacto contralateral).

C) Comparação do Grupo II – Pata Direita com o Grupo II – Pata Esquerda (grupo com lesão unilateral, tendão lesado estimulado X tendão intacto contralateral).

D) Comparação do Grupo III – Pata Direita com o Grupo III – Pata Esquerda (grupo com lesão bilateral, tendão lesado estimulado X tendão lesado não estimulado contralateral).

E) Comparação do Grupo II – Pata Direita com o Grupo III – Pata Direita (grupo com lesão unilateral, lado lesado estimulado X grupo com lesão bilateral, lado lesado estimulado).

F) Comparação do Grupo IV – Pata Direita com o Grupo IV – Pata Esquerda (grupo sham operation, tendão intacto estimulado X tendão intacto não estimulado contralateral).

G) Comparação do Grupo IV – Pata Esquerda com o Grupo I - Pata Esquerda (tendão intacto não estimulado, com sham operation X grupo com lesão unilateral, lado intacto não estimulado).

H) Comparação do Grupo IV – Pata Esquerda com o Grupo II – Pata Esquerda (tendão intacto não estimulado, com sham operation X grupo com lesão uniuilateral lado intacto não estimulado).

I) Comparação do Grupo III – Pata esquerda com o Grupo I – Pata Direita (grupo com lesão bilateral, lado não estimulado X grupo com lesão unilateral, lado lesado sem estímulo).

3. RESULTADOS

3. RESULTADOS

Foram ensaiados 80 tendões (40 animais) sendo que destes foram aproveitados para análise dos resultados 71 tendões. Os tendões foram excluídos por apresentarem grande variação da dispersão nas curvas obtidas no gráfico carga x deformação.

O local de ruptura durante o ensaio mecânico dos tendões lesados foi no mesmo local da lesão. Nos tendões não lesados as rupturas ocorreram na inserção músculo-tendínea (FIGURA 8).

FIGURA 8 – Ilustração dos locais de ruptura dos tendões das patas do lado esquerdo e direito após o ensaio de tração.

Após a lesão do tendão em qualquer um dos grupos, as patas permaneciam em dorsiflexão. Já no 8º dia após a lesão, a locomoção era quase normal, sem claudicação nos animais com lesão unilateral. Os animais com lesão bilateral foram incapazes de deambular nos primeiros dias de lesão, enquanto que com 8 dias após a lesão, apresentavam marcha ainda com dificuldade, mas já capazes de se locomover.

À inspeção houve diferença da massa muscular da panturrilha no lado lesado. À palpação do tendão estes apresentavam nódulo fibrótico correspondendo ao local da lesão. Com relação à aparência, o tendão lesado mostrava opacificação e com áreas hemorrágicas. Já quanto à espessura e ao comprimento, os tendões lesados se achavam aproximadamente o dobro maior do que os tendões não lesados (FIGURA 9).

FIGURA 9 – Ilustração do nódulo fibrótico correspondendo ao local da lesão no tendão da pata do lado direito.

3.1. CURVAS CARGA X DEFORMAÇÃO

As curvas carga x deformação dos grupos I, II, III e IV dos lados tratados (pata direita) e não tratados (pata esquerda) de todos os ensaios mecânicos são apresentadas nas figuras 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16 e 17.

FIGURA 10 - Curva carga x deformação das 10 patas do lado direito do grupo I (lado direito lesado não estimulado, contralateral intacto).

FIGURA 11 – Curva carga X deformação das 10 patas do lado esquerdo do grupo I (lado direito não estimulado, contralateral intacto).

FIGURA 12 – Curva carga X deformação das 10 patas do lado direito do grupo II (lado direito lesado e estimulado, contralateral intacto).

FIGURA 13 – Curva carga X deformação das 10 patas do lado esquerdo do grupo II (lado direito lesado e estimulado, contralateral intacto).

FIGURA 14 – Curva carga X deformação das 10 patas do lado direito do grupo III (lesão bilateral, pata direita estimulada).

FIGURA 15 – Curva carga X deformação das 10 patas do lado esquerdo do grupo III (lesão bilateral, pata esquerda não estimulada).

FIGURA 16 – Curva carga X deformação das 10 patas do lado direito do grupo IV (lado direito intacto estimulado e lado esquerdo intacto não estimulado).

FIGURA 17 – Curva carga X deformação das 10 patas do lado esquerdo do grupo IV (lado direito intacto estimulado e lado esquerdo intacto não estimulado).

3.2. CARGA MÁXIMA

A média e o desvio padrão de carga máxima para os tendões das patas do lado direito do grupos I foi de $75,96 \pm 11,35$ N e do grupo II foi de $72,01 \pm 16,95$ N (FIGURA 18). A comparação feita entre os grupos I e II mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,5878$). Desta forma a estimulação com LASER não provocou diferença na carga máxima entre o tendão lesado não estimulado em relação ao tendão lesado estimulado.

FIGURA 18 - Valores médios da carga máxima para os grupos I e II das patas do lado direito.

A média e o desvio padrão de carga máxima para os tendões das patas do lado direito do grupo I foi de $75,96 \pm 11,35$ N e do lado esquerdo do grupo I foi de $191,67 \pm 96,28$ N (FIGURA 19). A comparação de ambos os lados do grupo I mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0114$). Desta forma o tendão intacto apresentou grande diferença na carga máxima em relação ao tendão lesado sem estímulo.

FIGURA 19 - Valores médios da carga máxima de ambos os lados do grupo I.

A média e o desvio padrão da carga máxima para os tendões das patas do lado direito do grupo II foi de $72,01 \pm 16,95$ N e do lado esquerdo do grupo II foi de $177,06 \pm 61,50$ N (FIGURA 20). A comparação feita de ambos os lados do grupo II mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0003$). Portanto os tendões intactos apresentaram diferença estatística significativa na carga máxima quando comparados aos tendões lesados estimulados com LASER.

FIGURA 20 - Valores médios da carga máxima de ambos os lados do grupo II.

A média e o desvio padrão da carga máxima para os tendões das patas do lado direito do grupo III foi de $83,80 \pm 21,12$ N e do lado esquerdo do grupo III foi de $75,92 \pm 37,90$ N (FIGURA 21). A comparação de ambos os lados do grupo III mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,6007$). Portanto a estimulação com o LASER não provocou diferença na carga máxima entre o tendão lesado estimulado em relação ao tendão lesado não estimulado.

FIGURA 21 – Valores médios de carga máxima de ambos os lados do grupo III.

A média e o desvio padrão da carga máxima para os tendões das patas do lado direito do grupo II foi de $72,01 \pm 16,95$ N e do lado direito do grupo III foi de $83,80 \pm 21,12$ N (FIGURA 22). A comparação das patas do lado direito dos grupos II e III mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,2396$). Desta forma a estimulação com LASER não provocou diferença na carga máxima entre o tendão com lesão unilateral com estímulo em relação ao tendão com lesão bilateral com estímulo.

FIGURA 22 - Valores médios da carga máxima para os grupos II e III das patas do lado direito.

A média e o desvio padrão da carga máxima para os tendões das patas do lado direito do grupo IV foi de $48,51 \pm 31,37$ N e do lado esquerdo do grupo IV foi de $63,13 \pm 24,77$ N (FIGURA 23). A comparação de ambos os lados do grupo IV mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,2396$). Portanto o estímulo com LASER não provocou diferença na carga máxima entre os tendões intactos estimulados em relação aos tendões intactos sem estímulo.

FIGURA 23 - Valores médios da carga máxima de ambos os lados do grupo IV.

A média e o desvio padrão da carga máxima para os tendões das patas do lado esquerdo do grupo I foi de $191,67 \pm 96,28$ N e do lado esquerdo do grupo IV foi de $63,13 \pm 24,77$ N (FIGURA 24). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos I e IV mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0066$). Portanto os tendões intactos do grupo com lesão unilateral apresentaram diferença significativa na carga máxima quando comparados aos tendões intactos com sham operation.

FIGURA 24 – Valores médios da carga máxima para os grupos I e IV das patas do lado esquerdo.

A média e o desvio padrão da carga máxima para os tendões do lado esquerdo do grupo II foi de $177,06 \pm 96,28$ N e do lado esquerdo do grupo IV foi de $63,13 \pm 24,77$ N (FIGURA 25). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos II e IV mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0002$). Portanto os tendões intactos do grupo com lesão unilateral com estímulo apresentaram diferença significativa na carga máxima quando comparados aos tendões intactos com sham operation.

FIGURA 25 - Valores médios da carga máxima para os grupos II e IV das patas do lado esquerdo.

A média e o desvio padrão da carga máxima para os tendões do lado esquerdo do grupo III foi de $69,84 \pm 30,55$ N e do lado direito do grupo I foi de $65,33 \pm 9,24$ N (FIGURA 26). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos III e das patas do lado direito do grupo I mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,997$). Portanto os tendões com lesão unilateral sem estímulo não apresentaram diferença significativa na carga máxima quando comparados aos tendões com lesão bilateral sem estímulo.

FIGURA 26 - Valores médios da carga máxima para as patas do lado esquerdo do grupo III e das patas do lado direito do grupo I.

3.4 CARGA APLICADA NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE

A média e o desvio padrão para a carga aplicada no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado direito dos grupos I foi de $65,33 \pm 9,24$ N e do lado direito do grupo II foi de $58,90 \pm 19,29$ N (FIGURA 27). A comparação dos grupos I e II mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,4106$). Assim a estimulação com o LASER não provocou diferença na carga aplicada no limite de proporcionalidade entre o tendão lesado estimulado com relação ao tendão lesado não estimulado.

FIGURA 27 - Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade para o grupo I e II das patas do lado direito.

A média e o desvio padrão para a carga aplicada no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado direito do grupo I foi de $65,33 \pm 9,24$ N e do lado esquerdo foi de $145,66 \pm 70,19$ N (FIGURA 28). A comparação de ambos os lados do grupo I mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0142$). Desta forma o tendão intacto apresentou grande diferença na carga aplicada no limite de proporcionalidade em relação ao tendão lesado sem estímulo.

FIGURA 28 - Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo I.

A média e o desvio padrão para a carga aplicada no limite de proporcionalidade do grupo II para os tendões das patas do lado direito foi de $58,90 \pm 19,29$ N e do lado esquerdo foi de $145,66 \pm 70,19$ N (FIGURA 29). A comparação de ambos os lados do grupo II mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0009$). Assim o tendão intacto provocou diferença na carga aplicada no limite de proporcionalidade em relação ao tendão lesado estimulado com LASER.

FIGURA 29 - Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo II.

A média e o desvio padrão da carga aplicada no limite de proporcionalidade do grupo III para os tendões das patas do lado direito foi de $66,75 \pm 17,78$ N e do lado esquerdo foi de $69,84 \pm 30,55$ N (FIGURA 30). A comparação de ambos os lados do grupo III mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,8007$). Portanto a estimulação com LASER não provocou diferença na carga aplicada no limite de proporcionalidade entre o tendão lesado estimulado com relação ao tendão lesado não estimulado.

FIGURA 30 - Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo III.

A média e o desvio padrão da carga aplicada no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado direito do grupo II foi de $58,90 \pm 19,29$ N e do lado direito do grupo III foi de $66,75 \pm 17,78$ N (FIGURA 31). A comparação do lado direito dos grupos II e III mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,4116$). Logo a estimulação com LASER não provocou diferença da carga aplicada no limite de proporcionalidade entre o tendão com lesão unilateral estimulado em relação ao tendão com lesão bilateral estimulado.

FIGURA 31 - Valores médios da carga no limite de proporcionalidade para os grupos II e III das patas do lado direito.

A média e o desvio padrão da carga no limite de proporcionalidade dos tendões das patas do lado direito do grupo IV foi de $39,79 \pm 21,22$ N e do lado esquerdo do grupo IV foi de $48,50 \pm 16,29$ N (FIGURA 32). A comparação de ambos os lados do grupo IV mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,3172$). Logo a estimulação com o LASER não provocou diferença entre o tendão intacto estimulado em relação ao tendão intacto não estimulado.

FIGURA 32 – Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo IV.

A média e o desvio padrão da carga no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado esquerdo do grupo I foi de $145,66 \pm 70,19$ N e do lado esquerdo do grupo IV foi de $48,50 \pm 16,29$ N (FIGURA 33). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos I e IV mostrou que houve diferença significativa ($p=0,005$). Portanto os tendões intactos do grupo com lesão unilateral apresentaram diferença significativa na carga aplicada no limite de proporcionalidade quando comparados aos tendões intactos com sham operation.

FIGURA 33 – Valores da carga aplicada no limite de proporcionalidade das patas do lado esquerdo dos grupos I e IV.

A média e o desvio padrão da carga no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado esquerdo do grupo II foi de $132,13 \pm 48,58$ N e do lado esquerdo do grupo IV foi de $48,50 \pm 16,29$ N (FIGURA 34). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos I e IV mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0003$). Portanto os tendões intactos do grupo com lesão unilateral apresentaram diferença significativa na carga aplicada no limite de proporcionalidade quando comparados aos tendões intactos com sham operation.

FIGURA 34 – Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade das patas do lado esquerdo dos grupos II e IV.

A média e o desvio padrão da carga aplicada no limite de proporcionalidade para os tendões do lado esquerdo do grupo III foi de $69,84 \pm 30,55$ N e do lado direito do grupo I foi de $65,33 \pm 9,24$ N (FIGURA 35). A comparação das patas do lado esquerdo do grupo III e das patas do lado direito do grupo I mostrou não que houve diferença significativa ($p=0,6816$). Portanto os tendões com lesão unilateral sem estímulo apresentaram não diferença significativa na carga aplicada no limite de proporcionalidade quando comparados aos tendões com lesão bilateral sem estímulo.

FIGURA 35 –Valores médios da carga aplicada no limite de proporcionalidade das patas do lado direito do grupo III e das patas do lado esquerdo do grupo I.

3.4 DEFORMAÇÃO NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE

A média e o desvio padrão da deformação no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado direito do grupo I foi de $7,28 \pm 1,19$ mm e do lado direito do grupo II foi de $5,92 \pm 1,55$ mm (FIGURA 36). A comparação das patas do lado direito dos grupos I e II mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,0645$). Portanto a estimulação com LASER não provocou diferença na deformação no limite de proporcionalidade entre o tendão lesado sem estímulo em relação ao tendão lesado com estímulo.

FIGURA 36 - Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade para os grupos I e II das patas do lado direito.

A média e o desvio padrão da deformação no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado direito do grupo I foi de $7,28 \pm 1,19$ mm e do lado esquerdo foi de $4,06 \pm 0,99$ mm (FIGURA 37). A comparação de ambos os lados do grupo I mostrou que houve diferença significativa entre eles ($p=0,0008$). Assim o tendão lesado sem estímulo provocou diferença na deformação no limite de proporcionalidade com relação ao tendão intacto.

FIGURA 37 - Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo I.

A média e o desvio padrão da deformação no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado direito do grupo II foi de $5,92 \pm 1,55$ mm e do lado esquerdo do grupo II foi de $4,96 \pm 3,19$ mm (FIGURA 38). A comparação de ambos os lados do grupo II mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,4197$). Logo a estimulação com LASER não provocou diferença na deformação no limite de proporcionalidade entre o tendão lesado estimulado em relação ao tendão intacto.

FIGURA 38 - Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo II.

A média e o desvio padrão da deformação no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado direito do grupo III foi de $6,95 \pm 1,24$ mm e do lado esquerdo do grupo III foi de $7,44 \pm 2,44$ mm (FIGURA 39). A comparação de ambos os lados do grupo III mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,6047$). Portanto a estimulação com LASER não provocou diferença na deformação no limite de proporcionalidade entre o tendão lesado estimulado com relação ao tendão lesado não estimulado.

FIGURA 39 - Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo III.

A média e o desvio padrão da deformação no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado direito do grupo II foi de $5,92 \pm 1,55$ mm e do lado direito do grupo III foi de $6,95 \pm 1,24$ mm (FIGURA 40). A comparação do lado direito dos grupos II e III mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,1639$). Desta forma a estimulação com LASER não provocou diferença na deformação no limite de proporcionalidade entre o tendão com lesão unilateral estimulado em relação ao tendão com lesão bilateral estimulado.

FIGURA 40- Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade dos grupos II e III das patas do lado direito.

A média e o desvio padrão para a deformação no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado direito do grupo IV foi de $4,46 \pm 1,02$ mm e do lado esquerdo foi de $3,79 \pm 1,28$ mm (FIGURA 41). A comparação feita de ambos os lados do grupo IV mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,2143$). Assim a estimulação com LASER não provocou diferença na deformação no limite de proporcionalidade entre o tendão intacto estimulado com relação ao tendão intacto não estimulado.

FIGURA 41 - Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade de ambos os lados do grupo IV.

A média e o desvio padrão da deformação no limite de proporcionalidade para os tendões das patas do lado esquerdo do grupo I foi de $4,06 \pm 0,99$ mm e do lado esquerdo do grupo IV foi de $3,79 \pm 1,28$ mm (FIGURA 42). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos I e IV mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,6234$). Portanto os tendões intactos do grupo com lesão unilateral não apresentaram diferença significativa na deformação no limite de proporcionalidade quando comparados aos tendões intactos com sham operation.

FIGURA 42 – Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade dos grupo I e IV das patas do lado esquerdo.

A média e o desvio padrão da deformação no limite de proporcionalidade para os tendões do lado esquerdo do grupo II foi de $4,96 \pm 3,19$ mm e do lado esquerdo do grupo IV foi de $3,79 \pm 1,28$ mm (FIGURA 43). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos II e IV mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,3032$). Portanto os tendões intactos do grupo com lesão unilateral com estímulo não apresentaram diferença significativa na deformação no limite de proporcionalidade quando comparados aos tendões intactos com sham operation.

FIGURA 43 –Valores médios da deformação no limite de proporcionalidade dos grupo II e IV das patas do lado esquerdo.

A média e o desvio padrão da deformação aplicada no limite de proporcionalidade para os tendões do lado esquerdo do grupo III foi de $7,44 \pm 2,44$ mm e do lado direito do grupo I foi de $7,28 \pm 1,19$ mm (FIGURA 44). A comparação das patas do lado esquerdo do grupo III e das patas do lado direito do grupo I mostrou não que houve diferença significativa ($p=0,8617$). Portanto os tendões com lesão unilateral sem estímulo apresentaram não diferença significativa na carga aplicada no limite de proporcionalidade quando comparados aos tendões com lesão bilateral sem estímulo.

FIGURA 44 –Valores médios da deformação aplicada no limite de proporcionalidade das patas do lado direito do grupo III e das patas do lado esquerdo do grupo I.

3.5 ENERGIA ABSORVIDA NA FASE ELÁSTICA (RESILIÊNCIA)

A média e o desvio padrão da energia absorvida na fase elástica para os tendões das patas do lado direito do grupo I foi de $0,18 \pm 0,04$ mJ e do lado direito do grupo II foi de $0,11 \pm 0,05$ mJ (FIGURA 45). A comparação das patas do lado direito dos grupos I e II mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0060$). Portanto a estimulação com LASER provocou diferença na resiliência entre tendão não estimulado com relação ao tendão estimulado.

FIGURA 45 - Valores médios da energia absorvida na fase elástica para os grupos I e II das patas do lado direito.

A média e o desvio padrão da energia absorvida na fase elástica para os tendões das patas do lado direito do grupo I foi de $0,18 \pm 0,04$ mJ e do lado esquerdo do grupo I foi de $0,2 \pm 0,12$ mJ (FIGURA 46). A comparação de ambos os lados do grupo I mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,4463$). Desta forma a estimulação com LASER não provocou diferença na resiliência entre o tendão intacto em relação ao tendão lesado sem estímulo.

FIGURA 46 - Valores médios da energia absorvida na fase elástica de ambos os lados do grupo I.

A média e o desvio padrão da energia absorvida da fase elástica para os tendões das patas do lado direito do grupo II foi de $0,11 \pm 0,05$ mJ e do lado esquerdo do grupo II foi de $0,18 \pm 0,08$ mJ (FIGURA 47). A comparação de ambos os lados do grupo II mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0341$). Deste modo o tendão intacto apresentou diferença estatística significativa na resiliência quando comparados aos tendões lesados estimulados com LASER.

FIGURA 47 - Valores médios da energia absorvida na fase elástica de ambos os lados do grupo II.

A média e o desvio padrão da energia absorvida na fase elástica para os tendões das patas do lado direito do grupo III foi de $0,17 \pm 0,06$ mJ e do lado esquerdo do grupo III foi de $0,21 \pm 0,13$ mJ (FIGURA 48). A comparação feita para ambos os lados do grupo III mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,4146$). Portanto a estimulação com LASER não provocou diferença na resiliência entre o tendão lesado estimulado em relação ao tendão lesado sem estímulo.

FIGURA 48 - Valores médios da energia absorvida na fase elástica de ambos os lados do grupo III.

A média e o desvio padrão da energia absorvida na fase elástica para os tendões das patas do lado direito do grupo II foi de $0,11 \pm 0,05$ mJ e do lado direito do grupo III foi de $0,17 \pm 0,06$ mJ (FIGURA 49). A comparação das patas do lado direito dos grupo II e III mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0405$). Assim a estimulação com LASER provocou diferença na resiliência entre o tendão lesado bilateralmente estimulado com relação ao tendão lesado unilateralmente estimulado.

FIGURA 49 - Valores médios da energia absorvida na fase elástica dos grupo II e III das patas do lado direito.

A média e o desvio padrão da energia absorvida na fase elástica para os tendões das patas do lado direito do grupo IV foi de $0,08 \pm 0,04$ mJ e do lado esquerdo do grupo IV foi de $0,10 \pm 0,03$ mJ (FIGURA 50). A comparação feita de ambos os lados do grupo IV mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,2400$). Desta forma a estimulação com LASER não provocou diferença na resiliência entre o tendão intacto estimulado em relação ao tendão intacto sem estímulo.

FIGURA 50 - Valores médios da energia absorvida na fase elástica de ambos os lados do grupo IV.

A média e o desvio padrão da energia absorvida na fase elástica para os tendões das patas do lado esquerdo do grupo I foi de $0,21 \pm 0,12$ mJ e do lado esquerdo do grupo IV foi de $0,10 \pm 0,03$ mJ (FIGURA 51). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos I e IV mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0367$). Portanto os tendões intactos do grupo com lesão unilateral apresentaram diferença significativa na energia absorvida na fase elástica quando comparados aos tendões intactos com sham operation.

FIGURA 51 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica dos grupos I e IV das patas do lado esquerdo

A média e o desvio padrão da energia absorvida na fase elástica para os tendões das patas do lado esquerdo do grupo II foi de $0,18 \pm 0,08$ mJ e do lado esquerdo do grupo IV foi de $0,10 \pm 0,03$ mJ (FIGURA 52). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos I e IV mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0139$). Portanto os tendões intactos do grupo com lesão unilateral apresentaram diferença significativa na energia absorvida na fase elástica quando comparados aos tendões intactos com sham operation.

FIGURA 52 – Valores médios da energia absorvida na fase elástica dos grupos I e IV das patas do lado esquerdo.

A média e o desvio padrão da energia absorvida na fase elástica para os tendões do lado esquerdo do grupo III foi de $0,20 \pm 0,13$ mJ e do lado direito do grupo I foi de $0,17 \pm 0,04$ mJ (FIGURA 53). A comparação das patas do lado esquerdo do grupo III e das patas do lado direito do grupo I mostrou não que houve diferença significativa ($p=0,5243$). Portanto os tendões com lesão unilateral sem estímulo apresentaram não diferença significativa na carga aplicada no limite de proporcionalidade quando comparados aos tendões com lesão bilateral sem estímulo.

FIGURA 53 –Valores médios da energia absorvida na fase elástica das patas do lado direito do grupo III e das patas do lado esquerdo do grupo I.

3.6 RIGIDEZ

A média e o desvio padrão da rigidez para os tendões das patas do lado direito do grupo I foi de $12542,22 \pm 3616,45$ N/m e do lado direito do grupo II foi de $18323,13 \pm 12883,26$ N/m (FIGURA 54). A comparação das patas do lado direito dos grupos I e II mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,2548$). Portanto a estimulação com LASER não provocou diferença na rigidez entre o tendão lesado estimulado em relação ao tendão lesado sem estímulo.

FIGURA 54 - Valores médios da rigidez para os grupos I e II das patas do lado direito.

A média e o desvio padrão da rigidez para os tendões das patas do lado direito do grupo I foi de $12542,22 \pm 3616,45$ N/m e do lado esquerdo do grupo I foi de $43654,43 \pm 41111,38$ N/m (FIGURA 55). A comparação de ambos os lados do grupo I mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,0923$). Deste modo o tendão intacto não apresentou diferença na rigidez em relação ao tendão lesado sem estímulo.

FIGURA 55 - Valores médios da rigidez de ambos os lados do grupo I.

A média e o desvio padrão da rigidez para os tendões das patas do lado direito do grupo II foi de $18323,13 \pm 12883,26$ N/m e do lado esquerdo do grupo II foi de $51655,67 \pm 24583,18$ N/m (FIGURA 56). A comparação feita de ambos os lados do grupo II mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0038$). Portanto o tendão intacto apresentou diferença na rigidez em relação ao tendão lesado estimulado.

FIGURA 56 - Valores médios da rigidez de ambos os lados do grupo II.

A média e o desvio padrão da rigidez para os tendões das patas do lado direito do grupo III foi de $13710,38 \pm 4104,59$ N/m e do lado esquerdo do grupo III foi de $12890,33 \pm 5773,39$ N/m (FIGURA 57). A comparação de ambos os lados do grupo III mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,7383$). Deste modo a estimulação com LASER não provocou diferença na rigidez entre o tendão lesado com estímulo em relação ao tendão lesado sem estímulo.

FIGURA 57 - Valores médios da rigidez de ambos os lados do grupo III.

A média e o desvio padrão da rigidez para os tendões das patas do lado direito do grupo II foi de $18323,13 \pm 12883,26$ N/m e do lado direito do grupo III foi de $13710,38 \pm 4104,59$ N/m (FIGURA 58). A comparação das patas do lado direito dos grupos II e III mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,3615$). Assim a estimulação com LASER não provocou diferença na rigidez entre o tendão lesado unilateralmente com estímulo em relação ao tendão lesado bilateralmente com estímulo.

FIGURA 58 - Valores médios da rigidez dos grupo II e III das patas do lado direito.

A média e o desvio padrão da rigidez para os tendões das patas do lado direito do grupo IV foi de $9657,00 \pm 7182,90$ N/m e do lado esquerdo do grupo IV foi de $14609,40 \pm 5738,37$ N/m (FIGURA 59). A comparação de ambos os lados do grupo IV mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,1065$). Portanto a estimulação com LASER não provocou diferença na rigidez entre o tendão intacto com estímulo e o tendão intacto sem estímulo.

FIGURA 59 - Valores médios da rigidez de ambos os lados do grupo IV.

A média e o desvio padrão da rigidez para os tendões das patas do lado esquerdo do grupo I foi de $43659,43 \pm 41111,38$ N/m e do lado esquerdo do grupo IV foi de $14609,40 \pm 5738,37$ N/m (FIGURA 60). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos I e IV mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,1114$). Portanto os tendões intactos do grupo com lesão unilateral não apresentaram diferença significativa na rigidez quando comparados aos tendões intactos com sham operation.

FIGURA 60 – Valores médios da rigidez dos grupos I e IV das patas do lado esquerdo

A média e o desvio padrão da rigidez para os tendões das patas do lado esquerdo do grupo II foi de $51655,67 \pm 24583,18$ N/m e do lado esquerdo do grupo IV foi de $14609,40 \pm 5738,37$ N/m (FIGURA 61). A comparação das patas do lado esquerdo dos grupos I e IV mostrou que houve diferença significativa ($p=0,0139$). Portanto os tendões intactos do grupo com lesão unilateral apresentaram diferença significativa na rigidez quando comparados aos tendões intactos com sham operation.

FIGURA 61 – Valores médios da rigidez dos grupos II e IV das patas do lado esquerdo.

A média e o desvio padrão da rigidez para os tendões do lado esquerdo do grupo III foi de $12890,33 \pm 5773,39$ N/m e do lado direito do grupo I foi de $12542,22 \pm 3616,45$ N/m (FIGURA 62). A comparação das patas do lado esquerdo do grupo III e das patas do lado direito do grupo I mostrou não que houve diferença significativa ($p=0,8804$). Portanto os tendões com lesão unilateral sem estímulo apresentaram não diferença significativa na carga aplicada no limite de proporcionalidade quando comparados aos tendões com lesão bilateral sem estímulo.

FIGURA 62 –Valores médios da rigidez das patas do lado direito do grupo III e das patas do lado esquerdo do grupo I.

4. DISCUSSÃO

4. DISCUSSÃO

As aplicações do LASER na medicina têm aumentado nos últimos anos. Desde sua concepção, na década de 60, diversos tipos de aparelhos com diferentes fontes de luz vêm sendo estudados, tendo como princípios as reações fototérmicas e fotoablativas do LASER nos tecidos. MESTER, MESTER, MESTER (1985) foram os primeiros a demonstrar as possíveis aplicações clínicas dos efeitos atérmicos da luz do LASER nos mais variados tecidos. Estes autores observaram que o uso de intensidade relativamente baixas é capaz de modular determinados processos biológicos, em especial a fotobioestimulação no processo de cicatrização tissular.

Desde então, vários estudos foram feitos *in vivo* ou *in vitro*, em animais e humanos, mas os dados obtidos permanecem contraditórios por vários motivos, entre eles, a falta de protocolos comuns de pesquisa, modelos e métodos que possam ser facilmente e freqüentemente reproduzíveis (BAXTER, 1994; BASFORD, 1995).

A maior parte dos estudos desenvolvidos em modelos experimentais ou clínicos sugere que os LASERs de baixa energia podem desencadear processos celulares e fisiológicos promovendo a capacidade de regeneração dos diferentes tecidos biológicos, como por exemplo em osso, (TRELLES & MAYAYO, 1991), tendão (ENWEMEKA, 1992), cartilagem (LIEVENS, LIPPENS, PHVAN DER VENN, 1998); tecido nervoso (ROCHKING, ALON, SOSNOV, 1994) e músculos (BIBIKOVA & ORON, 1993.).

Sabe-se que a radiação LASER pode tanto estimular as várias fases da cicatrização, como inibi-las, dependendo da dosagem (MESTER, MESTER, MESTER, 1985). Em dosagens apropriadas os LASERs de baixa intensidade aceleram a fase inflamatória da

cicatrização de tecidos e têm efeitos biomodulatórios nas células envolvidas nas fases proliferativas e de remodelação tecidual (DYSON, 1998). Segundo MESTER & MESTER (1989), a regeneração dos tecidos biológicos, as doses devem variar entre 3 a 6 J/cm². Altas doses podem retardar este processo.

Em relação aos parâmetros do LASER He-Ne utilizados neste experimento, a dose foi de 5 J/cm², potência contínua de 3 mW, comprimento de onda de 632,8nm com diâmetro do feixe de 3mm que são semelhantes ao utilizados em uso clínico e em pesquisas. Este tipo de LASER induz alterações celulares e fisiológicas tanto inibitórias como bioestimulatórias nos processos cicatriciais de diferentes tecidos biológicos (MESTER, MESTER, MESTER, 1985; KANA et al., 1981; BREUGEL & BAR, 1992; WEISS & ORON, 1992; BIBIKOVA & ORON, 1993; WANDERER et al., 1994).

No presente trabalho optou-se por iniciar a estimulação com LASER após a indução da lesão diariamente por 8 dias consecutivos, com intuito de adequar os efeitos bioestimulantes da radiação LASER levando em consideração a resposta a uma lesão tendinosa. Segundo MESTER & MESTER (1989) os primeiros dias são importantes na qualidade da regeneração tendinosa.

Estudos prévios (KANA et al., 1981; BIBIKOVA & ORON, 1992; BREUGEL & BAR, 1992) postularam que a radiação LASER de baixa intensidade (He-Ne e AsGa) quando irradiada sobre a zona lesada poderia ativar /acelerar a divisão das células, o que acelera o processo de regeneração. Nestas pesquisas foi mencionado também um aumento na atividade endotelial e na revascularização nos sítios de lesão após a utilização da radiação LASER.

O procedimento para a aplicação do LASER foi de forma pontual, onde o diâmetro do feixe cobriu toda a região do local da lesão. A caneta emissora foi posicionada a 90° do eixo do tendão para evitar perdas de energia e em contato com a pele como indicado por BAXTER, 1994.

A aplicação do LASER de forma não invasiva permite atuar sobre tecidos lesionados situados em regiões profundas (COLLS, 1984). Apesar da lesão ter sido provocada de forma invasiva, ou seja, a pele localizada anteriormente ao tendão ter sido lesada, há a possibilidade de um contato direto sobre o tendão, pois a radiação do LASER é aplicada na linha mediana do tendão e não sobre a pele em cicatrização.

Com base nos achados macroscópicos e funcionais, apesar da hipotrofia muscular da panturrilha e do maior comprimento do tendão com lesão, a estrutura neoformada supre precocemente boa parte das funções. Nos coelhos com lesão unilateral colocados para deambular por uma semana diariamente se observou que os coelhos se locomoviam normalmente sem claudicação, inclusive sendo capaz de dar saltos semelhantes àqueles conseguidos pelos coelhos normais a partir do 8º dia de lesão. Já nos coelhos com lesão bilateral, ainda havia dificuldade no 8º dia.

Foi verificado também a cor do pêlo das patas e a diferença de diâmetro entre o tendão normal e o lesado cujas alterações regrediram com o decorrer dos dias.

No local da cirurgia, o tendão exibia um nódulo palpável e hemorragia ao redor da lesão tanto nos tendões estimulados e não estimulados.

Em conclusão, do ponto de vista funcional e macroscópico pode-se afirmar que há uma rápida reconstituição tendinosa já ao final da 1ª semana.

Apesar da falta de imobilização, o que provoca um afastamento de até 9 mm entre os cotos, houve possibilidade de reconstituição no tendão operado o que foi observado por CANTO (1975).

A lesão tendinosa percutânea transversa é de fácil execução, não havendo necessidade de pontos de união da pele, nem cuidados especiais de assepsia e antisepsia como os que se usa normalmente nos atos cirúrgicos maiores.

Conforme CANTO (1975), o estudo das tensões de ruptura autoriza-nos a afirmar que a recuperação da resistência dos tendões à tração é precoce e completa. ENWEMEKA (1992) observou que não houve diferenças estatísticas significantes na resistência à tração e

capacidade de absorver energia de tendões após 21 dias após cirurgia. Os seus resultados mostram que as rupturas ocorriam no mesmo local da lesão. Segundo CRISCO et al. (1994), no 7º dia de lesão do complexo gastrocnêmio/sóleo, e os espécimes se romperam no sítio da lesão, enquanto que no 24º dia, a ruptura iniciou-se na junção miotendínea. Desta forma dentro de uma análise mecânica, os tendões após lesão recente rompem inicialmente com maior frequência no mesmo local da lesão. Isto sugere que foi testado realmente o local da lesão e que o processo cicatricial está ainda em fase imatura. Em nosso experimento houve maior número de rupturas no local da lesão, tanto a lesão estimulada quanto a não estimulada.

Realizamos estudo piloto com o objetivo de verificarmos qual o tempo de cicatrização do tendão após a lesão e o período de sacrifício do animal. Eles foram sacrificados após 60 dias, 20 dias e 15 dias de lesão e realizados os testes de ensaios mecânicos. Nestes três períodos, as rupturas ocorreram em regiões proximais e distais à lesão, mas não no local da lesão, provavelmente devido ao adiantado tempo da cicatrização. Como o objetivo do trabalho seria testar o local da lesão, em nosso experimento estabelecemos, um período de evolução de 8 dias, para que os tendões se rompessem todos no sítio da lesão, possibilitando comparar a resistência do lado tratado com LASER com o lado não tratado. Uma ruptura fora da área de lesão poderia estar testando região não comprometida pela lesão prévia. Portanto, estamos realmente testando a região em processo de cicatrização.

A análise dos parâmetros de carga máxima, deformação máxima, carga aplicada no limite de proporcionalidade, deformação aplicada no limite de proporcionalidade não apresentaram diferença significativa dos tendões estimulados com LASER quando comparados aos tendões lesados sem estímulo. Embora não se tenha observado diferença estatística significativa entre as comparações feitas entre os grupos, podemos notar que existe uma tendência entre os gráficos onde os tendões foram estimulados com LASER de apresentar maior deformação no limite de proporcionalidade, menor resiliência, menor

rigidez, menor carga máxima, quando comparados aos tendões sem estímulo, com e sem lesão. Portanto somos levados a concluir que o LASER diminuiu a resistência do tendão. Esta conclusão foi observada em quase todos os parâmetros analisados e em todos os cruzamentos realizados entre os diversos grupos.

A diferença estatística dos parâmetros de carga máxima, deformação máxima, carga aplicada no limite de proporcionalidade e resiliência foi visível apenas entre os tendões intactos e lesados (grupo I e II). Esta diferença já era esperada, pois o tendão intacto apresenta maior resistência à tração quando comparado aos tendões lesados estimulados ou não.

As alterações biomecânicas bem como o aumento da rigidez podem alterar as propriedades estruturais dos tendões quando exercitados. O efeito do exercício não é tão claro como o efeito do desuso, segundo WOO et al. (1997). Por esta razão realizamos lesão bilateral (grupo III) onde concluí-se que o tendão lesado recebendo o estímulo do LASER, não mostrou modificação significativa dos parâmetros biomecânicos, mesmo quando confinados em gaiolas sem imobilização, embora se note tendência dos parâmetros do lado estimulado serem mais atenuados. Já na lesão unilateral o animal pode poupar o lado lesado, estimulando menos a cicatrização. Esta condição ficou evidente na locomoção do animal.

Foi demonstrado que existe uma tendência dos gráficos dos tendões lesados bilateralmente (grupo III) e tratados com LASER apresentaram maior carga máxima, carga aplicada no limite de proporcionalidade e resiliência em relação aos tendões lesados unilateralmente tratados com LASER (grupo II) e aos tendões lesados unilateralmente sem estímulo com LASER (grupo I). Deste modo concluímos que o animal com lesão bilateral não tem escolha em apoiar-se em uma das patas para descarregar o peso quando realiza a marcha e com isso estimula mais a cicatrização. Concomitantemente observamos que o tratamento com LASER provocou uma migração do limite elástico para maiores valores no grupo III (lesão bilateral com estímulo).

Desta forma, os resultados obtidos em nosso trabalho sugerem que o exercício influencia nas propriedades mecânicas do tendão estimulando a cicatrização. Isto foi demonstrado por PNEUMATICOS, 2000, que mostrou que a mobilização precoce do tornozelo após lesão precoce de tendão de Aquiles tenotomizados parece restabelecer as propriedades funcionais dos tendões mais rapidamente que a imobilização contínua após o tratamento cirúrgico. YASUDA et al., 2000, também provaram que a imobilização de joelho retarda a cicatrização e diminui a elasticidade do tendão de Aquiles após uma ruptura total sem sutura, devido privação a de tensão que é produzida durante o exercício. RANTANEN, HURME, KALIMO (1999) relataram que na prática clínica a reabilitação precoce aumenta a tensão do tendão e diminui o risco de lesão após cirurgia de tendão de Aquiles, diminuindo o risco de re-rupturas.

Em nosso estudo optamos por realizar “sham operation” nos tendões a fim de controlar possíveis diferenças com relação aos tipos de lesões. Os resultados obtidos mostraram que os tendões intactos dos grupo I e II apresentaram diferença significativa na carga máxima e carga aplicada no limite de proporcionalidade quando comparados aos tendões intactos do grupo IV (sham operation). Isto sugere que os tendões intactos dos animais onde foi realizado lesão contralateral apresentam maior resistência por ter escolha ao usarem o lado sadio mais intensamente que o grupo IV (sham operation), o que se refletiu tornando-os mais fortes. Outra interpretação seria que a “sham operation” estaria enfraquecendo os tendões, certificando a diferença observada entre o grupo IV quando comparado aos grupos I e II do lado intacto.

Queremos ressaltar os resultados de BULIAKOVA (1989), BIBIKOVA & ORON (1993) e KIKELY et al. (1996), que observaram aceleração na formação de fibrina, tecido conjuntivo, estimulação na cicatrização do tecido muscular e grande aumento da resposta inflamatória em tendões tratados com LASER. WEISS & ORON (1992) concluíram que a estimulação com LASER durante o processo de regeneração muscular promove maturação no sítio de excisão do músculo gastrocnêmio. BASS et al. (1992) e REDDY et al. (1998)

concluía que a estimulação com LASER em tendões de Aquiles acarretava aumento na tensão elástica bem como aumento na produção de colágeno. Diante destas considerações e de nossos achados, é possível afirmar que todas as literaturas contrariam os resultados obtidos em nosso estudo. Talvez neste período precoce a resistência é menor porque o LASER estimula fatores que depois se refletem numa influencia positiva.

Outros trabalhos revelam que a estimulação elétrica em combinação com a estimulação com LASER em tendões de coelhos tenotomizados apresentam maior carga máxima, elasticidade do tendão e produção de colágeno quando comparados com grupo controle (REDDY et al., 1998). Já GUM et al. (1997) combinaram o uso simultâneo de ultrassom, estimulação elétrica e fotoestimulação com LASER em tendões de Aquiles de coelhos. Os tendões apresentavam aumento de carga máxima e tensão elástica quando comparados ao lado controle, aumento da produção de colágeno, fibroblastos e matriz extracelular.

VLAK, JAKELIC, JAJIC, (1994) estudaram a diferença entre duas formas de terapia física tratando síndrome do ombro doloroso. Foi utilizado o tratamento com LASER de baixa intensidade e crioterapia separadamente. O tratamento com LASER provou mais eficiência reduzindo a dor do que o uso da crioterapia.

Portanto podemos observar da literatura que os efeitos do LASER de baixa intensidade na prática clínica apresenta eficácia no processo de lesão e regeneração tendinosa, mas, sob o ponto de vista biomecânico, evidenciamos poucos efeitos contrários. Estudos histológicos poderiam enriquecer o esclarecimento a possível relação do LASER com a cicatrização. Talvez o aumento da vascularização nas fases precoces induzida pelo LASER pudesse explicar o comportamento observado no nosso experimento. A neoangiogênese provocaria inicialmente uma diminuição seguida de provável aumento em fases mais avançadas de produção maior de colágeno.

Embora o protocolo utilizado seja em espécie animal e considerando que o processo de cicatrização e regeneração na espécie humana é diferente, mesmo assim pode-se supor que também em humanos a mesma ação do LASER deve ocorrer. Desta forma

levantamos a questão em fases precoces da cicatrização o LASER pode enfraquecer o tendão em cicatrização.

5. CONCLUSÃO

5. CONCLUSÃO

A avaliação das tensões de ruptura evidencia que o uso da estimulação com LASER em lesões tendinosas acarreta tendência a diminuição da resistência quando comparado a tendões não estimulados, embora a diferença observada não foi significativa em relação aos tendões não estimulados.

Talvez numa fase precoce de tratamento com LASER a resistência diminuída esteja relacionada alterações morfológicas e histoquímicas que posteriormente levam a reversão do processo inicial de enfraquecimento.

ANEXOS

ANEXOS

ANEXO I

Valores dos resultados obtidos da carga aplicada em Newton e deformação em milímetros durante a realização dos ensaios de tração do grupo I, II, III, e IV dos tendões das patas direita e esquerda (pg. 80-87).

**Grupo I - Pata
Direita**

Defor- Mação	Animal 01	Animal 02	Animal 03	Animal 04	Animal 05	Animal 06	Animal 07	Animal 08	Animal 09	Animal 10
0	2,940	3,430	3,332	2,156	2,450	2,940	2,842	3,136	2,450	2,352
0,5	4,900	5,096	7,154	4,214	5,488	5,880	5,194	4,998	5,684	4,214
1	7,546	7,840	9,408	6,370	10,878	9,212	6,762	6,664	7,546	6,174
1,5	9,996	10,584	13,034	9,114	14,308	12,544	8,330	8,232	9,996	8,036
2	13,622	14,210	16,856	12,054	17,640	17,052	10,094	9,898	12,348	10,388
2,5	17,542	17,738	22,148	14,210	21,070	22,932	12,054	12,544	15,484	12,838
3	23,128	17,346	28,420	17,934	22,932	29,400	14,504	14,798	18,228	15,386
3,5	29,302	20,678	34,398	21,462	26,166	36,946	17,248	17,836	21,560	18,816
4	32,928	24,304	39,200	16,954	36,946	44,688	20,482	20,678	26,068	21,756
4,5	43,120	23,520	46,942	23,226	42,924	52,332	24,010	24,206	30,380	26,558
5	43,904	21,854	52,332	29,106	47,824	61,054	27,930	28,126	34,104	30,870
5,5	53,900	24,500	58,212	33,908	46,452	66,444	32,634	32,144	38,808	35,476
6	63,700	25,186	62,72	40,866	54,096	45,374	37,926	36,750	43,904	40,768
6,5	73,500	26,852	67,816	47,138	57,036	38,024	43,512	41,454	48,412	47,530
7	82,614	27,342	71,736	53,214	63,406	31,948	49,294	45,864	53,312	51,940
7,5	86,044	29,204	72,324	59,486	70,266	26,068	54,880	50,568	56,742	56,644
8	91,434	30,380	71,148	66,248	74,578	23,324	59,486	55,664	60,466	61,642
8,5	96,922	31,262	62,720	72,422	74,186	20,188	64,680	54,684	63,896	66,542
9	81,928	30,086	51,744	74,284	78,694	17,640	70,168	59,290	66,150	69,286
9,5	63,896	31,850	54,978	68,404	84,378	12,152	73,990	56,448	62,524	71,540
10	52,038	31,458	58,702	30,478	88,788	10,780	76,342	53,312	53,704	37,534
10,5	34,104	27,440	50,862	31,458	42,140	9,898	79,478	53,214	54,978	38,906
11	21,952	26,852	53,704	30,772	7,154	7,742	79,282	54,684	34,496	41,258
11,5	18,424	24,500	55,958	31,458	6,566	6,958	71,932	55,272	36,162	42,924
12	14,700	17,248	54,880	31,262	6,076	6,860	71,834	27,244	36,456	39,298
12,5	13,916	12,642	56,840	34,202			73,402	25,970	35,280	38,318
13		5,782	55,566	36,162			73,990	25,872	32,928	36,064
13,5			55,174	37,534			73,892	23,520	19,208	35,574
14				38,612			58,898	21,952	13,034	36,456
14,5				41,650			56,252	20,874	12,838	35,084
15				43,022			53,410	20,580	12,740	34,692
15,5				42,826			49,686	19,698	12,544	34,496
16				43,904			48,314	17,640	11,662	33,124
16,5				35,770			46,550	16,562	8,330	
17				36,652			46,158	15,190	7,742	
17,5				39,690			42,238		5,782	
18				40,670			39,886			
18,5				39,984						
19				38,514						
19,5				35,280						
20				32,732						
20,5				30,968						

Grupo I - Pata
Esquerda

Deformação	Animal 01	Animal 02	Animal 03	Animal 04	Animal 05	Animal 06	Animal 07	Animal 08	Animal 09	Animal 10
0	4,116	3,136	3,528	2,94	3,43	3,822	3,234	3,43	3,528	3,136
0,5	12,446	5,39	15,092	11,662	6,076	16,268	7,448	9,016	10,584	9,996
1	28,224	7,35	29,204	20,286	7,644	35,182	12,152	17,836	19,502	18,718
1,5	49,980	9,408	52,332	29,596	9,898	57,722	17,444	31,948	29,988	31,948
2	83,3	12,446	87,22	37,632	12,838	91,826	26,95	49,098	44,884	43,414
2,5	126,42	15,484	132,49	46,354	16,66	135,63	38,024	71,148	62,328	58,114
3	164,83	18,914	169,44	52,626	22,932	153,46	55,076	96,824	74,872	74,48
3,5	204,91	13,818	229,71	53,508	30,772	104,66	71,834	117,01	92,316	92,61
4	200,80	18,228	283,51	28,91	43,218	105,35	89,768	130,92	107,70	110,05
4,5	205,99	22,932	311,05	13,426	52,92	85,848	101,72	144,06	122,01	124,85
5	222,06	27,636	354,76	14,602	62,426	74,382	118,28	152,88	122,10	139,35
5,5	240,68	32,732	392,09	20,776	64,68	73,892	133,57	159,44	134,75	152,09
6	253,82	33,516	359,07	27,44	75,46	68,306	136,02	160,72	144,06	162,77
6,5	268,22	35,574	124,85	29,106	84,672	60,368	8,428	162,87	146,70	169,93
7	260,48	35,966	91,728	34,594	87,024	47,04	6,272	158,07	151,60	174,73
7,5	254,60	41,062	85,26	44,786	86,534	35,476	5,488	152,39	118,58	174,63
8	252,44	45,276	32,046	46,844	78,596		3,626	144,55	136,41	167,28
8,5	248,52	50,274	25,382	61,544	76,93			140,53	130,63	153,95
9	205,60	53,312	19,404	74,48	78,89			133,37	135,33	150,03
9,5	173,06	53,606		81,634	79,968			122,10	141,51	151,31
10	147,49	55,174		80,066	83,104			107,70	144,45	147
10,5	109,07	50,568		88,788	83,692			98,196	146,11	141,02
11	107,70	42,728		96,726	82,81			91,14	148,96	133,28
11,5	105,54	32,634		83,692	81,732			83,888	147,49	124,85
12	100,84	28,322		38,122	73,99			80,556	139,35	115,73
12,5	89,67	25,284		21,658	64,288			76,93	132,3	105,74
13	83,202	21,658		14,112	60,27			74,578	119,56	98,882
13,5	76,832	19,502		10,878	54,39			71,932	110,05	95,354
14	64,582	17,542		9,31	49,588			68,502	109,85	89,278
14,5	53,704	15,092		8,624	48,412			65,856	107,99	83,986
15	45,276	14,798			44,688				104,56	
15,5	43,61	11,858			44,296				100,35	
16	42,042	7,448			38,514				95,354	
16,5	40,376				39,494				90,944	
17	39,004				41,258				86,338	
17,5	38,024				42,532				81,634	
18	36,456				43,512				77,616	
18,5					41,062					
19					37,436					
19,5					36,358					
20					34,692					
20,5					31,85					
21					29,988					
21,5					29,106					
22					27,636					

**Grupo II - Pata
Direita**

Deformação	Animal 01	Animal 02	Animal 03	Animal 04	Animal 05	Animal 06	Animal 07	Animal 08	Animal 09	Animal 10
0	2,744	2,940	1,372	2,548	2,940	2,744	2,940	2,548	2,646	3,038
0,5	5,488	5,292	4,018	6,272	5,194	5,782	5,488	5,390	5,390	5,292
1	8,232	7,448	6,762	9,702	7,938	8,918	7,350	8,232	7,644	7,840
1,5	11,858	9,702	9,800	13,720	10,780	12,838	8,820	11,858	9,996	11,074
2	16,072	7,154	13,916	18,424	15,288	16,856	9,996	16,366	13,034	14,700
2,5	20,678	9,702	19,012	22,932	20,090	22,050	12,544	21,560	16,856	18,620
3	26,656	11,564	22,932	28,224	25,480	26,950	15,680	28,224	21,070	23,226
3,5	34,006	9,702	26,852	32,830	32,242	32,144	19,502	34,300	24,108	27,538
4	40,180	13,328	34,104	37,828	39,984	36,750	23,716	42,826	28,126	33,026
4,5	47,824	17,052	39,886	42,924	49,000	41,944	28,714	49,000	33,124	37,044
5	54,586	20,580	44,100	45,766	58,996	48,608	34,398	56,644	35,574	40,964
5,5	55,958	24,696	52,038	42,238	78,498	55,958	40,572	63,406	29,400	46,060
6	64,386	28,812	58,212	29,302	88,984	62,818	46,550	67,718	37,044	41,748
6,5	61,838	34,692	61,152	10,584	97,020	70,952	52,724	74,872	42,630	43,120
7	62,132	39,494	57,722	7,056	96,824	77,812	58,408	31,752	32,144	45,080
7,5	63,210	44,100	55,272	5,488	98,196	85,260	63,896	14,210	36,260	48,510
8	68,502	45,864	56,252		94,080	82,614	69,286	6,174	39,788	54,684
8,5	73,500	49,686	39,788		93,492	63,308	59,192	4,606	41,552	59,780
9	77,714	52,234	29,694		97,118	66,640	27,440	4,508	38,808	63,504
9,5	73,010	54,880	19,600		99,470	14,994	17,542	4,606	43,316	48,804
10	57,82	55,37	19,110		78,988	9,212	15,190		46,256	46,256
10,5	4,900	56,154	15,876		75,068	8,330	14,014		48,804	43,904
11		24,108	22,834		75,558	8,134	13,622		51,548	44,198
11,5		17,052	28,616		71,148	7,546	13,720		53,508	39,298
12		14,896	36,848		18,326		13,916		40,474	36,456
12,5		13,818	47,628		13,524		13,916		20,874	34,594
13		13,23	66,640				13,524		19,404	32,928
13,5		12,642	66,836				10,682		20,090	30,772
14		11,172	67,914				6,860		21,168	27,538
14,5		10,976	19,698				2,548		22,638	25,578
15		7,448	17,052						23,324	21,266
15,5		7,252	13,916						21,560	19,502
16			12,152						18,522	17,150
16,5			10,878						1,666	17,052

**Grupo II - Pata
Esquerda**

Deformação	Animal 01	Animal 02	Animal 03	Animal 04	Animal 05	Animal 06	Animal 07	Animal 08	Animal 09	Animal 10
0	3,332	2,842	2,254	2,940	3,136	2,940	3,136	3,234	2,842	2,842
0,5	7,546	8,526	8,722	20,090	14,308	10,976	8,820	7,644	9,898	11,564
1	7,742	12,740	15,876	44,100	26,264	24,500	17,346	14,014	19,306	21,168
1,5	9,898	22,932	27,146	81,340	43,806	41,944	30,086	23,128	31,36	14,896
2	14,504	31,556	40,082	116,52	69,874	59,976	47,824	39,396	39,004	20,188
2,5	20,090	41,748	62,132	132,30	102,41	70,952	70,462	59,192	54,684	29,498
3	27,342	53,508	81,536	158,95	140,14	95,354	95,746	80,752	73,402	37,632
3,5	36,162	64,484	99,274	178,16	179,92	113,58	134,16	107,70	89,376	49,294
4	45,080	68,502	136,12	177,96	221,08	127,49	171,40	137,00	106,72	61,838
4,5	53,606	60,662	169,54	165,91	236,86	140,92	167,58	130,34	99,176	72,716
5	59,584	37,044	188,35	147,58	261,66	153,07	172,57	161,60	113,77	81,928
5,5	73,402	24,990	222,95	89,866	245,00	163,07	200,90	167,97	121,32	87,906
6	84,574	33,712	244,70	92,120	228,14	173,36	210,70	184,04	115,64	86,534
6,5	51,548	47,824	248,43	93,688	225,30	179,63	204,91	178,85	71,932	78,988
7	53,802	56,840	205,31	62,230	211,28	181,10	119,46	173,46	50,274	59,584
7,5	25,382	65,072	181,79	57,918	122,30	185,02	100,94	174,04	39,396	25,186
8	23,03	79,478	158,66	53,410	143,17	177,87	65,856	150,82	25,578	25,284
8,5	15,974	102,31	137,20	49,686	154,25	168,46	44,100	129,85	22,932	24,500
9	15,386	120,93	140,04	43,414	157,38	154,44	38,514	117,79	19,796	22,932
9,5		145,13	128,38	39,494	137,78	137,10	37,436	110,64	14,308	23,520
10		156,01	121,91	34,692	120,24	125,14	40,964	104,27	12,054	23,128
10,5		170,22	108,58	26,852	77,224	117,79	40,768	89,866	10,290	
11		162,19	106,82	19,306	74,578	105,54	30,478	80,752	8,330	
11,5		183,65	100,94	19,012	66,052	99,666	29,302	55,566	7,154	
12		199,62	96,040	18,816	61,446	92,61	27,636	51,352	5,096	
12,5		201,29	44,100	10,094	52,528	85,946		48,706		
13		119,56	40,572		47,236	78,204		37,338		
13,5		106,82	29,596		45,080	71,442		33,418		
14		102,60	23,030		43,022	64,680				
14,5		91,532	19,502		41,160	58,212				
15		76,342	17,738		40,768	51,450				
15,5		65,660	15,680		40,180	47,040				
16		61,936	12,936		39,690	41,160				
16,5		52,332	11,760		36,652	34,104				
17		27,538	9,702		31,262	30,184				
17,5		24,892			21,756	27,048				
18		22,638			18,620	24,010				
18,5		19,796			15,582	19,796				
19		17,444			11,270	16,268				
19,5					9,212					

Grupo III - Pata
Direita

Deformação	Animal 01	Animal 02	Animal 03	Animal 04	Animal 05	Animal 06	Animal 07	Animal 08	Animal 09	Animal 10
0	2,254	2,744	3,136	2,548	2,744	2,940	2,450	2,842	3,724	2,450
0,5	4,900	8,624	5,684	4,312	5,096	5,292	5,096	5,390	7,350	4,900
1	7,252	10,388	7,644	5,488	7,448	7,938	8,134	8,134	9,996	6,762
1,5	10,192	12,740	9,800	7,056	9,898	8,428	11,564	11,074	13,426	8,722
2	13,034	15,484	12,544	8,722	12,642	10,976	15,288	15,190	16,758	11,074
2,5	16,464	19,012	16,072	10,192	15,190	14,112	19,698	19,796	20,580	13,72
3	19,796	22,834	19,698	12,348	18,522	18,424	25,382	24,892	25,480	16,464
3,5	23,912	26,950	24,500	14,112	22,540	22,932	30,870	32,144	30,380	19,404
4	28,322	31,360	29,204	16,072	26,460	28,126	37,240	38,318	34,790	22,736
4,5	34,496	36,946	34,398	18,032	30,380	33,908	35,182	46,452	39,102	26,460
5	39,984	43,120	39,592	20,286	31,262	40,278	51,450	54,684	43,708	30,576
5,5	45,962	49,784	45,472	22,344	34,986	47,138	58,114	63,504	47,432	34,692
6	51,744	56,154	50,960	22,932	40,866	54,096	65,170	72,716	49,882	39,102
6,5	56,546	60,172	57,820	20,580	48,902	57,624	66,542	83,398	49,196	42,630
7	64,288	63,994	65,170	21,560	55,958	58,702	70,854	92,512	50,470	47,334
7,5	73,010	68,992	73,892	22,442	65,464	65,366	19,894	95,648	52,234	51,450
8	80,164	64,680	80,850	23,814	76,146	71,442	18,914	98,980	52,136	55,174
8,5	78,008	70,070	86,632	24,402	85,260	77,616	17,836	99,176	49,784	58,800
9	56,840	77,224	82,320	24,696	89,866	78,400	15,386	98,490	43,414	58,996
9,5	52,332	80,164	70,560	24,892	98,294	55,958	11,956	80,850	37,534	59,388
10	51,940	84,280	36,064	25,480	76,734	55,860	10,682	69,188	33,124	60,074
10,5	53,116	87,906	34,300	25,284	86,142	53,508	9,800	32,340	29,596	60,564
11	52,234	89,670	33,418	26,166	88,690	30,870	9,212	28,028	27,734	60,172
11,5	51,744	91,434	34,300	27,440	51,842	28,224	8,820	26,264	25,676	59,192
12	52,430	92,022	33,418	28,812	39,592	23,422		24,304	22,638	55,664
12,5	54,880	83,006	34,300	27,342	31,458	17,346		20,678	21,658	51,940
13	56,350	52,528	32,830	27,734	27,048	13,622		15,778	20,286	31,164
13,5	56,252	58,114	20,384	28,518		12,838		14,602	17,444	22,932
14	57,330	61,642	15,778	30,282		12,054		14,112	15,876	20,776
14,5	58,212		14,308	20,090		10,682		12,642	9,996	20,384
15	57,428			22,050		7,840		12,740	9,702	18,914
15,5	26,656			30,282		4,900		12,446		17,542
16	19,012			20,090						16,758
16,5	14,602			22,050						
17	11,956			23,912						
17,5	10,780			25,480						
18	9,898			26,166						
18,5				28,028						
19				29,008						
19,5				31,458						
20				32,438						
20,5				35,182						
21				37,338						
21,5				40,180						
22				43,806						
22,5				29,988						
23				32,046						
23,5				34,202						
24				36,358						
24,5				38,122						
25				40,278						
25,5				40,180						
26				41,258						
26,5				40,180						
27				39,886						
27,5				40,082						

ANEXO II

Nas próximas páginas são mostrados as tabelas com as propriedades mecânicas de limite de carga, carga máxima (carga máx.), deformação elástica (def. elástica), rigidez e resiliência obtidas dos gráficos Carga X Deformação com média e desvio padrão (desv. pad.) (pg. 88-91).

Grupo I - Pata direita						
<i>Animal</i>	<i>Limite de Carga (N)</i>	<i>Carga Máx. (N)</i>	<i>Def. Elástica (x10³)</i>	<i>Def. Máx. (x10³)</i>	<i>Rigidez (N/m)</i>	<i>Resiliência (J)</i>
1	81,67	97,21	6,82	8,50	20571	0,16
2						
3	69,32	72,50	6,60	7,53	10503	0,22
4	72,50	74,90	8,45	8,80	12786	0,20
5	70,51	89,24	7,53	9,94	13456	0,18
6	56,57	67,72	4,68	5,40	15372	0,10
7	58,96	79,68	7,81	10,65	11230	0,15
8	55,77	59,76	8,00	9,00	91720	0,16
9	54,98	70,51	7,10	9,00	98170	0,15
10	67,72	72,11	8,52	9,45	99730	0,22
Média	65,33	75,96	7,28	8,70	12542,22	0,17
Desv. Pad.	9,24	11,35	1,19	1,52	3616,45	0,04

Grupo I- Pata esquerda						
<i>Animal</i>	<i>Limite de Carga (N)</i>	<i>Carga Máx. (N)</i>	<i>Def. Elástica (x10³)</i>	<i>Def. Máx. (x10³)</i>	<i>Rigidez (N/m)</i>	<i>Resiliência (J)</i>
1	203,31	270,00	3,43	6,43	8366	0,24
2						
3	284,96	393,99	4,00	5,54	11087	0,33
4						
5	62,95	87,65	5,00	7,39	19984	0,09
6	137,05	152,99	2,56	3,00	87292	0,10
7	92,43	137,85	4,12	6,00	34230	0,12
8	110,00	162,55	3,27	6,47	48458	0,12
9	120,00	152,99	4,41	6,96	31250	0,23
10	154,58	175,30	5,68	7,26	27214	0,43
Média	145,66	191,67	4,06	6,13	43659,43	0,21
Desv. Pad.	70,19	96,28	0,99	1,41	41111,38	0,12

Grupo II - Pata direita						
<i>Animal</i>	<i>Limite de Carga (N)</i>	<i>Carga Máx. (N)</i>	<i>Def. Elástica ($\times 10^3$)</i>	<i>Def. Máx. ($\times 10^3$)</i>	<i>Rigidez (N/m)</i>	<i>Resiliência (J)</i>
1	55,2	78,00	5,00	9,00	14300	0,10
2	44,00	57,00	7,53	10,52	10000	0,09
3						
4	42,40	45,60	4,55	5,00	93180	0,09
5	84,00	100,00	5,68	9,46	39436	0,08
6	81,60	85,60	7,38	7,67	38309	0,08
7	69,60	69,90	7,96	8,00	11658	0,20
8	64,00	76,00	5,54	6,39	14953	0,13
9						
10	30,40	64,00	3,69	8,95	86110	0,05
Média	58,90	72,01	5,92	8,12	18323,13	0,10
Desv. Pad.	19,29	16,95	1,55	1,77	12883,26	0,05

Grupo II - Pata esquerda						
<i>Animal</i>	<i>Limite de Carga (N)</i>	<i>Carga Máx. (N)</i>	<i>Def. Elástica ($\times 10^3$)</i>	<i>Def. Máx. ($\times 10^3$)</i>	<i>Rigidez (N/m)</i>	<i>Resiliência (J)</i>
1	54,78	85,66	4,62	5,97	17501	0,08
2	130,00	203,19	13,78			
3	173,31	250,00	4,55	6,47	71615	0,21
4	119,52	180,00	2,00	3,69	76127	0,09
5	223,51	262,95	4,05	5,00	76807	0,32
6	127,49	185,26	4,00	7,5,	34271	0,23
7	170,00	210,16	3,91	6,00	76923	0,18
8	137,45	184,26	3,979	6,11	53275	0,17
9	107,57	121,51	4,00	5,47	35737	0,16
10	77,69	87,65	4,72	5,68	22645	0,13
Média	132,13	177,06	4,96	5,77	51655,67	0,17
Desv. Pad.	48,58	61,50	3,19	1,04	24583,18	0,08

Grupo III - Pata Direita						
<i>Animal</i>	<i>Limite de Carga (N)</i>	<i>Carga Máx (N)</i>	<i>Def. Elástica (x10³)</i>	<i>Def. Máx. (x10³)</i>	<i>Rigidez (N/m)</i>	<i>Resiliência (J)</i>
1	53,78	80,67	6,11	8,17	11665	0,12
2	57,37	92,03	6,11	11,86	12608	0,13
3	84,86	87,25	8,24	8,53	15317	0,24
4						
5	84,86	98,01	8,38	9,52	19920	0,18
6	54,98	78,88	6,11	8,81	13814	0,11
7						
8	93,00	120,00	7,00	9,00	18600	0,23
9	46,61	52,59	5,26	7,67	95120	0,11
10	58,56	60,95	8,38	10,65	82470	0,21
Média	66,75	83,80	6,95	9,28	13710,38	0,16
Desv. Pad.	17,78	21,12	1,24	1,38	4104,59	0,06

Grupo III - Pata esquerda						
<i>Animal</i>	<i>Limite de Carga (N)</i>	<i>Carga Máx (N)</i>	<i>Def. Elástica (x10³)</i>	<i>Def. Máx. (x10³)</i>	<i>Rigidez (N/m)</i>	<i>Resiliência (J)</i>
1	50,00	117,14	4,68	11,51	13586	0,09
2	102,38	110,47	11,15	12,64	12749	0,41
3	107,61	11,42	8,95	9,52	21651	0,27
4	94,28	110,00	8,10	10,23	17958	0,25
5	83,80	92,38	7,53	8,66	18417	0,19
6	48,57	56,19	5,25	6,00	12234	0,10
7						
8	79,04	90,47	10,51	14,00	81820	0,38
9	43,80	67,61	6,11	11,00	71680	0,13
10	19,04	27,61	4,68	14,77	40680	0,04
Média	69,84	75,92	7,44	10,93	12890,33	0,20
Desv. Pad.	30,55	37,90	2,44	2,72	5773,39	0,13

Grupo IV - Pata direita

<i>Animal</i>	<i>Limite Carga (N)</i>	<i>Carga Máx (N)</i>	<i>Def. Elástica (x10³)</i>	<i>Def. Máx. (x10³)</i>	<i>Rigidez (N/m)</i>	<i>Resiliência (J)</i>
1	34,26	44,62	4,40	7,00	7786	0,07
2	35,00	50,00	3,90	7,95	8974	0,06
3	36,65	14,21	5,89	7,00	6220	0,10
4	13,94	18,12	4,19	7,53	3326	0,02
5	40,00	58,56	5,40	9,00	9389	0,08
6	20,71	24,30	2,62	3,55	7904	0,02
7	23,50	27,49	5,26	5,00	7208	0,03
8	43,82	45,00	5,47	5,96	8010	0,11
9	65,13	102,78	3,76	12,00	1732	0,12
10	84,86	100,00	3,69	5,13	2603	0,13
Média	39,79	48,51	4,46	7,01	9657,00	0,08
Desv Pad	21,22	31,37	1,02	2,37	7182,90	0,04

Grupo IV - Pata esquerda

<i>Animal</i>	<i>Limite Carga (N)</i>	<i>Carga Máx (N)</i>	<i>Def. Elástica (x10³)</i>	<i>Def. Máx. (x10³)</i>	<i>Rigidez (N/m)</i>	<i>Resiliência (J)</i>
1	64,54	115,93	3,26	7,31	2399	0,08
2	47,80	61,55	5,96	11,00	8020	0,14
3	41,23	43,62	4,40	5,31	9370	0,09
4	20,31	27,49	1,13	2,41	1797	0,11
5	56,18	62,15	4,69	6,00	1254	0,12
6	70,52	74,10	3,91	4,55	2203	0,11
7	25,10	37,05	2,91	5,54	8625	0,03
8	47,21	74,10	4,12	10,00	1279	0,08
9	62,15	75,30	3,27	5,00	1900	0,10
10	50,00	60,00	4,26	7,00	1173	0,10
Média	48,50	63,13	3,79	6,41	14609,40	0,09
Desv Pad	16,29	24,77	1,28	2,55	5738,37	0,03

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABERGEL, R.P.; LYONS, R.P.; CASTEL, J.C. – Bioestimulation of wound healing by lasers; experimental approaches in animal models and fibroblast cultures. *J. Dermat. Sur. Oncol.*, (3): 127-133, 1987.
2. ALLENDORF, J.D.; BESSLER, M.; HUANG, J.; KAYTON, M.L.; NOWYGROUND, R.; TREAT, M.R. – Helium-neon laser irradiation at fluences of 1, 2 and 4 J/cm² failed to accelerate wound healing as assessed by both wound contractures rate and tensile strength. *Lasers Surg. Med.*, 20(3): 340-45, 1997.
3. AMARAL, A. C.; PARIZZOTO, N.A; SALVINI T.F. – Dose-dependency of low-energy HeNe laser effect in regeneration muscle in mice. *Lasers Med. Sci.*, 16(1): 44-51, 2001.
4. BARKOVSKII, V.S. – Effect of laser radiation on the process of tissue vascularization after damage. *Arch. Patol.* 45 (8): 72-6, 1983.
5. BASS, L.S.; MOAZAMI, N.; POCSIDIO, J.; OZ, M.C.; LOGERFO, P.; TREAT, M.R. – Change in type I collagen following laser welding. *Lasers Surg. Med.*, 12: 500-5, 1992.
6. BASFORD, J.R. Low –intensity laser therapy: still not an established clinical tool. *Lasers Surg. Med.*, 16:331-42, 1995.
7. BAXTER, G.D. *Therapeutic Lasers: theory and practice*. Edinburg: Churchill Livingstone, 1994.
8. BEST, T.M.; COLLINS, A.; LILLY, E.G.; SEABER, A.V.; GOLDNER, R.; MURRELL, G.A. – Achilles tendon healing: a correlation between functional and mechanical performance in rat. *J. Orthop. Res.* 11(6): 897-906, 1993.
9. BIBIKOVA, A; ORON, U. – Promotion of muscle regeneration in the toad (*Bufo viridis*) gastrocnemius muscle by low-energy laser irradiation. *Anat. Rec.*, 235(3): 374-80, 1993.
10. BISHOP, A.T.; COONEY W.P.III; WOOD, M.B. – Treatment of partial flexor tendon lacerations: The effect of tenorrhaphy and early protected immobilization. *J. Trauma*, 26: 301-312, 1986.
11. BRAVERMAN, B.; MCCARTHY, R.J.; IVANKOVICH, AD.; FORD, D.E.; OVERFIELD, M.; BAPNA, MS. – Effect of helium-neon and infrared laser irradiation on wound healing in rabbits. *Lasers Surg. Med.* 9(1): 50-8, 1989.

12. BREUGEL, V.H.H.; BAR, P.R. – Power density and exposure time of He-Ne laser irradiation are more important than total energy dose in photo-bioestimulation of human fibroblasts *in vivo*. **Laser Surg. Med.**, 12 (5): 528-37, 1992.
13. BULIAKOVA, N.V. – Effect of helium-neon laser on the processes of postradiation recovery in the skeletal muscles of old rats. **Bull. Eksp. Biol. Med.**, 107 (3): 345-47, 1989.
14. CANTO, R.S.T.- Regeneração do tendão de Aquiles em coelhos recém-nascidos. Estudo clínico mecânico e histológico com especial ênfase nas características de biorrefringência. Ribeirão Preto, 1975: (Dissertação de Doutorado em Ortopedia e Traumatologia – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP).
15. CARLSTEDT C.A.; MADSEN K.; WREDMARK T. – Biomechanical and biochemical studies of tendon healing after conservative and surgical treatment. **Arch. Orthop. Trauma Surg.** 105 (4): 211-5, 1986.
16. CISNEROS, J.L. & TRELLES, M.A – **Laser y Terapeutica en Medicina y Cirurgia Cutanea**. Centro de documentacion Laser, Espanha, 1987.
17. COLLS, J.C. **La Terapia Láser, Hoy**. Barcelona: Centro de Documentación Láser de Medicine 1984.
18. CORMACK, H.; DAVID, H. – Tecido conjuntivo denso, cartilagem, osso e articulação. In: **Cormack Histologia**. Guanabara Koogan. 8: 133-35, 1984.
19. COWEN D.; TARDIEU, C.; SCHUBERT M.; PETERSON D.; RESBEUT M.; FAUCHER C.; FRANQUIN J.C.- Low energy Helium-neon in the prevention of oral mucosis. **Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.** 38 (4): 697-703, 1997.
20. 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.
21. DYSON, M. The present state of laser therapy in tissue repair: recent developments and future directions. Proceedings. 2^a Congress World Association for Laser Therapy. 9, Kansas, City, Missouri, USA, 1998.
22. ENWEMEKA, C.S. – Funcional loading arguments the initial tensile strength and energy absorption capacity of regenerating rabbit Achilles tendons. **Am. J. Phys Med. Rehabil.**, 71(1), 31-8, 1992.
23. ENWEMEKA, C.S. – Ultrastructural morphometry of membrane-bound intracytoplasmic collagen fibrills in tendon fibroblasts exposure to He-Ne laser beam. **Tissue and Cell**, 24 (4): 511-23, 1994.
24. FISHER, B.D.; BARACOS, V.E.; SHNITKA, T.K.; MENDRRYK, S.W.; REID, D.C. – Ultrastructural events following acute muscle trauma. **Med. Sci. Sports Exerc.**, 22 (2): 185-92, 1990.
25. FULGA C., FULGA I.G., PREDESCU M. – Effect of laser on experimental inflammation in rats. **Rom. J. Intern. Med.**, 33 (34): 257-261, 1995.

26. GIAVELLI, S.; FAVA, G.; CASTRONUOVO, G.; SPINOGLIO, L.; GALANTI, A – Low-level laser therapy in osteoarticular diseases in geriatric patients. **Radiol. Med.** **95**(4): 303-309, 1998.
27. GIORDANO V., GOMES R., KNACKFUSS I. G., GIORDANO M., MENDONÇA R. G. – **Influência doLASER de baixa energia no processo de cicatrização de fratura de tíbia.** Rio de Janeiro, 1999: (Dissertação de Mestrado em Ortopedia e Traumatologia – Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio de Janeiro).
28. GUM S.L.; REDDY G.K.; STEHNO-BITTEL L.; ENWEMEKA C.S. – Combined ultrasound, eletrical stimulation and laser promote collagen synthesis with moderate changes in tendon biomechanics. **Am. J. Phys. Med. Rehabil.** **76** (4): 288-296, 1997.
29. HOLZ U. – Achilles tendon rupture and achillodynia. The importance of tissue regeneration. **Fortchr Med.** **98** (39): 1517-20, 1980.
30. HURME, T.; KALIMO, H.; LEHTO, M.; JÄRVINEN, M. – Healing of skeletal muscle injury: Ultrastructural and immunohistochemical study. **Med. Sci. Sports Exerc.**, **23**(7): 801-10, 1991.
31. KANA, J.A.; HUTSCHENREITER G.; HAIANA, D.; WAIDELICH, W. - Effect of low-power density laser irradiation on healing of open skin wound in rats. **Arch. Surg.**, **116**: 293-96; 1981.
32. KANG, H.J.; PARK, B.M.; HAHN, S.B.; KANG, E.S.- Na experimental study of healing of the partially severed flexor tendon in chinckens. **Yonsey Med. J.**, **31**(3): 264-273, 1990.
33. KARU, T.I.- Molecular mechanism of the therapeutic effect of low-intensity laser irradiation. **Laser Life Sci.**, **2** (1): 53-74, 1988.
34. KARU, T.I.; PYATIBRAT.; KALENO, G. – Irradiation with He-Ne laser increases ATP level in cells cultivated *in vitro*. **J. Photochem. Photobiol. B.**, **27**: 219 –23, 1995.
35. KESSLER, I.; NISSIN, F. – Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital sheath. **Acta Orthop. Scand.**, **40**: 587-601, 1969.
36. KILKELLY, F.X.; CHOMA, T.J.; POPOVIC, N.; MILLER, D.W.; SWEET, D.E. – Tendon repair by welding: a histological and biomechanical comparison and suture repair with CO2 and argon lasers. **Lasers Surg. Med.**, **19**(4): 487-91, 1996.
37. KING, P.R.- Low level laser therapy: a review. **Phys. Theory and Practice**, **6**:127-138, 1990.
38. KITCHEN, S.; BAZIN, S. Laserterapia de baixa intensidade. In: **Eletroterapia de Clayton.** Manole,14:191-210, 1998.
39. KREBS, M.A; VEECH, R.L. – Regulation of the redox state of the pyridine nucleotids in rat liver.In: **Sund, H. pyridine nucleotide-dependent dehydrogenases.** Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag; 413-34, 1970.

40. LIEVENS, P.; LIPPENS, E.; PH VAN DER VENN. The influence of low level infrared Lasertherapy on regeneration of cartilage tissue. Proceedings. 2nd Congress World Association for Laser therapy. P.9, 1998, Kansas City, Missouri, USA.
41. LYONS, R.F.; ABERGEL, R.P.; WHITE, R.A. - Bioestimulation of wound healing *in vivo* by a helium neon Laser. *Annals Plastic Surgery*, **18**: 47-50, 1987.
42. MACMASTER, P.E.- Tendon and muscle ruptures. *J. Bone Joint Surg.* **15**: 705, 1933.
43. MAILLET, H. - *O Laser: Princípios e Técnicas de Aplicação*. Editora Manole, São Paulo, 1987.
44. MANSKE, P.R.; LESKER, P.A – Histologic evidence of intrinsic flexor tendon repair in various experimental animals. *Clin. Orthop.*, **182**: 297-304, 1984.
45. MASON, L.M.; SHEADON, C.G. – The process of tendon repair: an experimental study of tendon suture and tendon graft. *Arch. Surg.*, **25**(4): 615-92, 1932.
46. MESTER, E; MESTER, A. F.; MESTER A. The biomedical effects of LASER application. *Laser Surg. Med.*, **5**: 31-9, 1985.
47. MESTER, E.F; MESTER A. Wound healing. *Laser Therapy*, **1**: 7-15, 1989.
48. MURRELL, G. A; JANG D.; DENG, X. H.; HANNAFIN, J. A; WARREN R. F. Effects of exercise on Achilles tendon healing in a rat model. *Foot Ankle Int.*, **19**(9): 598-603, 1998.
49. MURRELL, G.A; LILLY, E.G.; COLLINS, A; SEABER, AV.; GOLDNER, R.D.; BEST, T.M. – Achilles tendon injuries: a comparison of surgical repair versus no repair in a rat model. *Foot Ankle*, **14**(7): 400-6, 1993.
50. PARK, J. B. – Property Relationships of Biological Materials. In: *Biomaterials*. New York, Plenum Press, 97-146, 1979.
51. PEACOCK, E.E. – Biological principles in the healing of long tendons. *Surg. Clin. N. Am.*, **45**: 461-76, 1965.
52. PETROVA, M. V. – The morphofunctional characteristics of the healing of a skin wound in rats by exposure to low-intensity laser irradiation. *Morfologia*, **102** (6): 112-21, 1992.
53. PNEUMATICOS, S. G.; McGARVEY, W.C., MODY, D.R.; TREVINO, S.G.- the effects of early mobilization in the healing of achilles tendon repair. *Foot Ankle Int.* **21**(7): 551-7, 2000.
54. POTENZA, A D. – Tendon healing within the flexor digital sheath in the dog. *J. Bone Joint Surg.*, **44-A**(1)49-64, 1962.
55. RANTANEN, J.; HURME, T.; KALIMO, H. Calf muscle atrophy and Achilles tendon healing following experimental tendon division and surgery in rats. Comparison of postoperative immobilization of the muscle-tendon complex in relaxed tensioned positions. *Scan. J. Med. Sci. Sports*, **9**(1): 57-61, 1999.

56. REDDY, G.K.; GUM S.; STEHNO-BITTEL L.; ENWEMEKA C.S. – Biochemistry and Biomechanics of healing tendon: Part II. Effects of combined laser therapy and electrical Stimulation. **Med. Sci. Sports Exerc.**, 30 (6): 794-800, 1998.
57. ROCHKING, S.; ALON, M.; SOSNOV, Y.- Severe spinal cord or cauda equina injuries: results of low level laser therapy. **Laser Therapy**, 6: 55, 1994.
58. RODRIGUES E.M., GUIMARÃES C.C. – Radiação LASER. In: **Manual de recursos fisioterapêuticos**. Revinter, Rio de Janeiro, 3:17-25, 1998.
59. SELL, S.; SCHULZ, R.; BALENTSIENFEN, M.; WEBER, H. – Lesions of the Achilles tendon. **Arch. Orthop. Trauma Sur.**, 115: 28-32, 1996.
60. SILVA, E.C.; FILHO, A.H.; MUSSKOPF, D.E.- Radiação Laser. Ed. Revinter. Rio de Janeiro, 24-6, 1998.
61. SOUZA, S.A. – Ensaios mecânicos de materiais elétricos. 3ª edição. São Paulo, Edgard Blucher Ltda, 3-58, 1977.
62. TRELLES, M.A.; MAYAYO, J.P. – Infrared diode laser in low reactive-level laser therapy (LILT) for knee osteoarthritis. **Laser Therapy**, 3: 149-153, 1991.
63. VEÇOSO, M.C. – **Laser em Fisioterapia**. Ed. Lovise Científica. São Paulo, 17-35, 1983.
64. VLAK T.; JAKELIC K.; JAJIC I.- Clinical study of the effect of LASER therapy in rheumatic degenerative diseases. **Reumatizam**, 41 (1): 9-15, 1994.
65. WANDERER, C.; BUCHI, D.F.; TASSINI, C.M.; RAISER, A. G.; SCHIMITT, I. – Use of lections to evaluate the effects of GaAs softlaser on dog tendon. **Brazilian J. Med. Biol. Res.**, 27: 2241-51, 1994.
66. WEISS, N.; ORON, U. – Enhancement of muscle regeneration in rats gastrocnemius muscle by low energy laser irradiation. **Anat. Embryol.**, 186(5): 497-503, 1992.
67. WOO, S.L.Y.; LIVERSAY, G.A; RUNCO T.J.; YONG, E.P. – Structure and function of tendons and ligaments. **Basic Orthop. Biomech**. 2ª edição, Philadelphia, 6:209-47, 1997.
68. YASUDA , T.; KINOSHITA, M.; ABE, M.; SHIBAYMA, Y. – Unfavorable effect of knee immobilization on Achilles tendon healing in rabbits. **Acta Orthop. Scan.**, 71 (1): 69-73, 2000.