

**FLÁVIA SCHLITTLER OLIVEIRA**

**TERAPIA A LASER DE BAIXA INTENSIDADE NA  
REPARAÇÃO DO TENDÃO DO CALCÂNEO DE RATOS,  
SUBMETIDO À LESÃO PARCIAL.**

**Tese apresentada à Universidade Federal de  
São Paulo, para Obtenção do Título de  
Mestre em Ciências da Saúde.**

**SÃO PAULO**

**2006**

**FLÁVIA SCHLITTLER OLIVEIRA**

**TERAPIA A LASER DE BAIXA INTENSIDADE NA  
REPARAÇÃO DO TENDÃO DO CALCÂNEO DE RATOS,  
SUBMETIDO À LESÃO PARCIAL.**

**Tese apresentado à Universidade Federal de  
São Paulo, para Obtenção do Título de  
Mestre em Ciências da Saúde.**

**ORIENTADORA: PROF. DR<sup>a</sup>. LYDIA MASAKO FERREIRA  
CO-ORIENTADORES: DR. RICHARD ELOIN LIEBANO  
DR. ÉLVIO BUENO GARCIA  
DR. NIVALDO ANTÔNIO PARIZOTTO**

**SÃO PAULO**

**2006**

Oliveira, Flávia Schlittler

**Terapia a laser de baixa intensidade na reparação do tendão do calcâneo de ratos, submetido à lesão parcial.**/ Flávia Schlittler Oliveira.--São Paulo, 2006. xiv, 69f.

Tese Mestrado – Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina. Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Plástica.

**Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Plástica**  
**UNIFESP**

**COORDENADORA: Prof. Dr<sup>a</sup>. LYDIA MASA KO FERREIRA**

## DEDICATÓRIAS

*Aos meus pais e irmão, exemplos de pessoas e de amor incondicional,  
a imagem de vocês é muito mais abrangente  
do que qualquer palavra que eu ouse utilizar.*

*Ao Du, companheiro de todas as horas,  
por todo amor e carinho, por acreditar em mim  
e acima de tudo por ser você, sempre.*

## **AGRADECIMENTOS**

À DEUS, pela graça da vida e por trazer as oportunidades de encontrar pessoas certas no momento certo, permitindo que esse sonho se tornasse realidade.

Com muito amor a toda minha FAMÍLIA, pela paciência e incentivo constante dando força para suportar os momentos difíceis e disposição para concretizar mais uma etapa de extrema importância na minha vida. Minha eterna gratidão vai além de meus sentimentos.

À Prof. Dr<sup>a</sup>. LYDIA MASAKO FERREIRA, Professora Titular da Disciplina de Cirurgia Plástica do Departamento de Cirurgia da UNIFESP e Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Plástica da UNIFESP, por ter me guiado e orientado nesse belíssimo campo da pesquisa científica, no qual, és uma vencedora e um exemplo a ser seguido. Agradeço pela oportunidade de participar deste programa de Pós-Graduação.

Ao CARLOS EDUARDO PINFILDI, Doutorando do Curso de Pós-Graduação em Cirurgia Plástica da UNIFESP, pelo companheirismo, amizade e confiança ao me trazer a esse programa de Pós-Graduação e, por sua paciência e sabedoria. Você é para mim um verdadeiro Mestre. Mestre do fazer e do deixar acontecer, colocando sempre palavras-chave em momentos-chave, permitindo o meu crescimento. Serei eternamente grata.

Ao Dr. RICHARD ELOIN LIEBANO, Co-orientador e Doutor do Curso de Pós-Graduação em Cirurgia Plástica da UNIFESP, pela grande amizade e

carinho com que esteve presente em todos esses momentos, contribuindo muito para a realização desse estudo.

Ao Dr. ÉLVIO BUENO GARCIA, Co-orientador e Doutor do Curso de Pós-Graduação em Cirurgia Plástica da UNIFESP, por todo cuidado e carinho e pelos estímulos e sugestões que foram essenciais para realização desse estudo.

Ao DR. NIVALDO ANTÔNIO PARIZOTTO, Co-Orientador e Professor do Curso de Graduação e Pós-Graduação de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos - UFSCAR, pela imensa disponibilidade e prontidão com que me ajudou, norteando meu caminho e abrindo as portas de seu laboratório para o desenvolvimento de uma parceria de trabalho muito bonita. Muito obrigada também pelos momentos de descontração e divertimento.

Ao querido amigo PAULO BOSSINI, por compartilhar seus conhecimentos, colaborar em todos os momentos em que precisei e por momentos muito agradáveis de descontração.

Ao Prof. SÉRGIO CIDES, Professor na área de traduções técnicas, por ter revisado o texto em português e em inglês.

Ao Prof. FÁBIO TADEU MONTESANO, Professor de Estatística da UNIFESP, pela análise estatística dos resultados.

Ao MAIRTO ROBERIS GEROMEL, Técnico em Histologia, Histopatologia, da Faculdade de Medicina de Catanduva – FAMECA e do Instituto Municipal de Ensino Superior de Catanduva – IMES-FAFICA, pelas sugestões e realização dos blocos e lâminas histológicas do trabalho.

A todos os funcionários do laboratório experimental da Cirurgia Plástica da UNIFESP, que contribuíram para a realização dos procedimentos experimentais. Agradeço pela colaboração.

A todos os funcionários do laboratório de materiais vítreos - LaMaV da Universidade Federal de São Carlos – UFSCAR, que contribuíram para a realização das análises histológicas. Agradeço pela colaboração.

Aos colegas do Programa de Pós-graduação em Cirurgia Plástica da UNIFESP, RENATA VALIM, RICARDO OLIVEIRA LEÃO, MURILO LOUSADA, ALEXANDRE KATALINIC DUTRA, RENATA TRAJANO BORGES JORGE, JOSÉ LUIZ BRETOS, CLAUDIA TOYAMA, GRAZIELA CHACON e DÉBORA MIRANDA HENRIQUEZ pelo apoio e companheirismo nas reuniões científicas.

Aos mestres e doutores formados por este Programa de Pós-graduação em Cirurgia Plástica da UNIFESP, pelos exemplos e ensinamentos recebidos.

A todas as pessoas da Pós- Graduação que se tornaram não apenas colegas, mas sim amigos dispostos a compartilhar seus conhecimentos e momentos de grande descontração.

Às secretárias da Disciplina de Cirurgia Plástica da UNIFESP-EPM, SANDRA DA SILVA, MARTA REJANE DOS REIS SILVA e SILVANA APARECIDA COSTA DE ASSIS, pela imensa dedicação, carinho e respeito pelo qual me ajudaram durante todos os momentos.

Aos amigos Dr. CRISTIANO FROTA DE SOUZA LAURINO e Dr.

ROGÉRIO TEIXEIRA DA SILVA, pelos incentivos e por terem me recebido com muito carinho e respeito acreditando sempre em minha pessoa.

Aos amigos IVAN, FABIANA, ÊNIO E HENRIQUE pelos momentos de descontração, que foram de suma importância para realização deste sonho.

Aos meus pacientes, pelos incentivos e todo respeito, compreensão e carinho em momentos árdus de trabalho. Vocês fazem minha profissão realmente valer a pena.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para realização desse trabalho.

# SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	i
AGRADECIMENTOS.....	ii
LISTAS.....	vii
RESUMO.....	x
1. INTRODUÇÃO.....	01
2. OBJETIVO.....	05
3. LITERATURA.....	07
4. MÉTODOS.....	15
5. RESULTADOS.....	25
6. DISCUSSÃO.....	32
7. CONCLUSÃO.....	49
8. REFERÊNCIAS.....	51
NORMAS ADOTADAS.....	65
SUMMARY.....	67
APÊNDICE.....	69
FONTES CONSULTADAS.....	71

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Técnica de aplicação pontual com contato.....	18
<b>Figura 2.</b> Equipamento emissor de radiação <i>laser</i> de AsGaAl (830 nm).....	19
<b>Figura 3.</b> Equipamento de lesão tendínea e contensor.....	20
<b>Figura 4.</b> Análise de birrefringência das fibras de colágeno.....	23
<b>Figura 5.</b> Distribuição do alinhamento das fibras de colágeno.....	27
<b>Figura 6.</b> Alinhamento das fibras de colágeno do grupo controle padrão.....	29
<b>Figura 7.</b> Alinhamento das fibras de colágeno do grupo controle.....	29
<b>Figura 8.</b> Alinhamento das fibras de colágeno do grupo 3 dias de tratamento.....	30
<b>Figura 9.</b> Alinhamento das fibras de colágeno do grupo 5 dias de tratamento.....	30
<b>Figura 10.</b> Alinhamento das fibras de colágeno do grupo 7 dias de tratamento.....	31

## **LISTA DE TABELAS**

**Tabela I.** Medidas descritivas do alinhamento das fibras de colágeno.....26

**Tabela II.** Resultados da comparação entre os grupos dois a dois, em relação ao alinhamento das fibras de colágeno.....28

## LISTA DE ABREVIACOES E SÍMBOLOS

Arseneto de Gálio	AsGa
Arseneto de Gálio e Alumínio	AsGaAl
Gás Carbnico	CO <sub>2</sub>
Hélio Neônio	HeNe
Nanmetros	nm
Não Significante	N.S.
Retardo ptico	OR
Significante	(*)

## RESUMO

**Introdução:** O tendão calcâneo é um dos tendões mais comumente lesados e sua cicatrização pode levar de semanas a meses para completar-se. Na busca de acelerar o reparo tendíneo, a laserterapia de baixa intensidade tem mostrado efeito benéfico. **Objetivo:** Avaliar o efeito da laserterapia de baixa intensidade na reparação do tendão calcâneo submetido à lesão parcial, em ratos. **Métodos:** Foram utilizados 60 ratos machos, distribuídos aleatoriamente em 5 grupos com 12 animais cada, sendo que 42 foram submetidos à lesão com queda de um peso de 186 gramas de uma altura de 20cm. No Grupo 1 (controle padrão) os animais não sofreram lesão tendínea e nem foram submetidos ao tratamento com o laser, no Grupo 2 (controle) os animais sofreram a lesão e não foram submetidos ao tratamento com laser, nos Grupos 3, 4 e 5 os animais sofreram lesão e foram submetidos ao tratamento com laser (830nm, P=40mW, F= 4J/cm<sup>2</sup>) durante 3, 5 e 7 dias, respectivamente. Os animais dos grupos 2, 3, 4 e 5 foram submetidos a eutanásia no 8º dia após a lesão e avaliados por microscopia de polarização para analisar o grau de organização das fibras de colágeno. **Resultados:** Os grupos experimentais e o grupo controle padrão mostraram valores significativamente maiores em relação ao alinhamento das fibras de colágeno, comparados ao grupo controle, e não houve diferença significativa quando comparados os Grupos 1 e 4, o mesmo acontecendo entre os Grupos 3 e 5. **Conclusão:** A terapia a laser de baixa intensidade é efetiva na melhora da organização das fibras colágenas do tendão calcâneo submetido à lesão parcial.

## **INTRODUÇÃO**

# 1. INTRODUÇÃO

O tendão calcâneo é um dos tendões mais comumente lesados em humanos, seguido pelos flexores digitais, devido ao excesso de uso (*overuse*) e ferimentos por projéteis de arma de fogo ou instrumento cortante (SCHMITT et al., 1993; WREN et al., 2001; DEMIR et al., 2004; ÖZKAN et al., 2004). Devido ao ritmo lento de cicatrização, a ruptura do tendão calcâneo é considerada uma lesão grave, o que tem chamado a atenção de pesquisadores (CARR & NORRIS, 1989; REDDY et al., 1998; STEHNO-BITTEL et al., 1998).

A ruptura espontânea do tendão calcâneo ocorre entre 2 e 6 cm de sua inserção no osso calcâneo. Exames histológicos desse tipo de ruptura sugeriram que uma degeneração primária (DAVIDSSON & SALO, 1969) e alteração no tipo de fibras colágenas (COOMBS et al., 1980).

Com intuito de observar o suprimento sangüíneo do tendão calcâneo, CARR & NORRIS (1989) verificaram que o número de vasos sangüíneos varia ao longo do comprimento do tendão, sendo a maioria visto na inserção calcanear e até 4 cm acima desta.

Os estudos acima referidos são importantes, já que, a neoangiogênese, é uma parte vital no processo de cicatrização, restabelecendo a circulação normal. Com maior transporte de células e nutrientes ao local da lesão, limitando conseqüentemente a necrose isquêmica e permitindo o reparo tecidual (HUDLICKA & TILER, 1986; BAXTER, 1994; BATTEGAY, 1995; AGAIBY et al., 2000; BIDDER et al., 2000).

Devido ao escasso suprimento sanguíneo, o tendão calcâneo é uma estrutura que pode levar semanas, ou até meses, para completar sua total cicatrização (FRUENSGAARD et al., 1992; JONES & KJELLSTRAND, 1996; STEHNO-BITEL et al., 1998; ENWEMEKA & REDDY, 2000). Durante esse período, habitualmente, o paciente costuma ser imobilizado para evitar nova ruptura, o que pode gerar complicações funcionais, além de alterações ultra-estruturais (ENWEMEKA, 1991), bioquímicas (KANNUS et al., 1992; PLOUG, ONKUWA, HANDBERG, 1995) e biomecânicas do tendão (AN et al., 1990; ENWEMEKA, 1992; MURREL et al., 1994).

Essas complicações causadas pela imobilização prolongada podem ser minimizadas se a duração do reparo tendíneo for encurtada (ENWEMEKA, 1989b; ENWEMEKA, RODRIGUEZ, MENDOSA, 1990, DEMIR et al., 2004).

Na busca de acelerar o reparo tendíneo, diversos agentes físicos como o ultra-som (ENWEMEKA, 1989a; CUNHA, PARIZOTTO, VIDAL, 2001), estimulação elétrica (NESSLER & MASS, 1987), campos eletromagnéticos (OWOEYE et al., 1987; GREENOUGH, 1996) e terapia a laser de baixa intensidade (SCHMITT et al., 1993; ÖZKAN et al., 2004) têm mostrado efeitos benéficos (MULLINS, 1990).

Dentre estes, a laserterapia de baixa intensidade tem sido bastante utilizada pelos fisioterapeutas nos últimos 20 anos, e tem mostrado efeitos importantes (GIBSON & KERNOHAN, 1993) como o aumento na proliferação de fibroblastos e síntese de colágeno (ALMEIDA-LOPES et al., 2001), a neovascularização, a regeneração cutânea (DYSON & YOUNG, 1982; BIHARI & MESTER, 1989; MESTER & MESTER, 1989; ALMEIDA-LOPES et al., 1999; PINFILDI et al., 2005; PRADO et al., 2006), e de tendões (ENWEMEKA et al., 1990; PARIZOTTO & BARANAUSKAS, 1998a).

A utilização da laserterapia para lesões tendíneas foi investigada com estudos *in vivo*, e *in vitro*, demonstrando achados tanto positivos (ENGLAND et

al., 1989; SCHMITT et al., 1993; REDDY et al., 1998) quanto negativos (SIEBERT et al., 1987). Porém, há controvérsias entre os estudos prévios devido à diversidade dos parâmetros para a utilização da irradiação, não existindo, dessa forma, um consenso sobre quais deveriam ser os parâmetros ideais para terapia a laser.

Devido a falta de consenso encontrada na literatura, há a necessidade de estudos para comparar e padronizar parâmetros ideais para a utilização da laserterapia de baixa intensidade, bem como a periodicidade dos dias tratamento.

**OBJETIVO**

## **2. OBJETIVO**

Avaliar o efeito da terapia a laser de baixa intensidade na reparação do tendão do calcâneo de ratos, submetido à lesão parcial.

## **LITERATURA**

## **3. LITERATURA**

### **3.1 ESTUDOS ENVOLVENDO ANIMAIS DE EXPERIMENTAÇÃO**

SCHMITT et al. (1993) estudaram os efeitos do laser de arseneto de gálio (AsGa) sobre a regeneração de tendões em 30 cães distribuídos em 3 grupos e submetidos a tenotomia e tenorrafia do tendão calcâneo direito e esquerdo, com técnica atraumática, na região média entre as porções teno-muscular e teno-óssea, sendo que no membro esquerdo foi efetuada a aplicação de laser AsGa ( $4 \text{ J/cm}^2$ ) para avaliar o processo cicatricial dos mesmos.

Posteriormente, as articulações do tarso foram imobilizadas durante 11 dias nos animais do grupo I (sacrificados nesta data), 21 dias no grupo II (sacrificados ao 22º dia) e grupo III (sacrificados aos 40 dias de pós-operatório). Os cães do grupo III foram submetidos a caminhadas diárias de 30 minutos nas duas semanas seguintes para estimular a mobilidade do tendão. A avaliação clínica dos efeitos da terapia a laser na funcionalidade dos membros foi feita por meio de exame físico. Os tendões foram avaliados por necropsia realizada em todos os segmentos aos 11 dias (grupo I), 22 dias (grupo II) e 40 dias (grupo III) de evolução pós-operatória.

O desempenho funcional do membro submetido à irradiação nos animais do grupo III, mostrou-se melhor do que o membro não submetido a irradiação. À Macroscopia, os tendões submetidos à irradiação apresentaram melhor vascularização, menos aderência e cicatrização com melhor aparência do que os tendões do membro não submetido a irradiação. Os estudos histológicos

revelaram que o laser não interferiu significativamente na produção de fibroblastos nem na síntese de fibras colágenas.

GUM et al. (1997) estudaram o processo de reparação tendínea utilizando um protocolo de terapia combinada com estimulação elétrica transcutânea (corrente galvânica), laser de As-Ga (904 nm),  $1 \text{ J/cm}^2$  e ultra-som. O tendão calcâneo de 63 coelhos foi submetido à tenotomia, sutura, imobilizado e submetido a um protocolo de terapia combinada por 5 dias; após a retirada dos imobilizadores a terapia foi continuada por mais 9 dias, sem estimulação elétrica. Os resultados demonstraram um aumento na síntese de colágeno, porém, sem diferenças significantes no desempenho funcional dos tendões tratados, em relação ao grupo controle, sugerindo que as terapias combinadas podem não influenciar de forma positiva sobre o processo de cicatrização tendínea.

REDDY et al. (1998) testaram a hipótese de que a combinação de terapia a laser e sobrecarga mecânica deveria, futuramente, acelerar a cicatrização em tenotomias experimentais e na reparação do tendão do calcâneo em coelhos. Após tenotomia e sutura tendínea, os coelhos do grupo experimental e controle foram imobilizados por 5 dias. Os tendões reparados do grupo experimental receberam sobrecarga mecânica via estimulação elétrica pela indução da contração do músculo tríceps sural por 5 dias. Além disso, os tendões do grupo experimental foram tratados diariamente, com doses de  $1 \text{ J/cm}^2$  com laser de Hélio Neônio (HeNe) ao longo de 14 dias no período experimental.

Observou-se que a combinação do laser com sobrecarga mecânica aumenta o estresse máximo, tensão máxima e o módulo de imaturidade da elasticidade dos tendões 30, 13, 33%, respectivamente. Entretanto, não houve

diferença estatisticamente significativa nos índices biomecânicos de reparação entre os tendões controle e experimental.

Contudo, realizadas todas as análises, os achados indicaram que a combinação da terapia a laser com a sobrecarga mecânica precoce nos tendões aumenta a síntese de fibras colágenas, com efeitos biomecânicos marginais no reparo tendíneo.

BJORDAL (2000) realizou uma revisão bibliográfica de estudos *in vivo* e *in vitro* sobre o efeito do laser de baixa intensidade na cicatrização tendínea. Foram pesquisados na literatura, artigos publicados após 1980 usando laserterapia de baixa intensidade nas bases de dados da Medline, Embase, Cochrane Library, além de pesquisa manual nos jornais de fisioterapia na língua Inglesa e Escandinava, foram sintetizados parâmetros ótimos de tratamento como estimativa de tempo, frequência de tratamento, dose e densidade de potência.

O autor constatou que um intervalo de doses ótimas e densidade de potência para inibição de prostaglandinas PGE2 e produção de Interleucina Beta-1 foram de 3,2 – 6,3 J/cm<sup>2</sup> e 5,3 W/cm<sup>2</sup> mensurados pela estimulação de células fibroblásticas após 5 dias de irradiação. Já para a síntese de fibras colágenas o intervalo de dose e densidade de potência foram 0,2–2,0 J/cm<sup>2</sup> e 2–20 mW/cm<sup>2</sup>, respectivamente. Demonstrou-se, também, que tratamentos diários por 2 semanas com parâmetros ótimos produzem um aumento máximo de 37% na produção de colágeno. Contudo, doses acima de 4,5 J/cm<sup>2</sup> e irradiâncias maiores do que 30 mW/cm<sup>2</sup> inibem o metabolismo de fibroblastos e diminuem a síntese de colágeno.

DEMIR *et al.* (2004) realizaram um estudo experimental comparando os efeitos do laser, ultra-som, e a combinação do laser com ultra-som na cicatrização tendínea.

Foram utilizados 84 ratos machos divididos em 6 grupos: Grupo I tratamento com ultra-som (ultra-som contínuo, potência =  $0,5 \text{ W/cm}^2$ , frequência = 1 MHz, 5 minutos), Grupo II controle do ultra-som, Grupo III tratamento com laser (AsGa, comprimento de onda de 904nm, frequência = 16 Hz, potência média = 6mW, fluência =  $1 \text{ J/cm}^2$ ), Grupo IV controle do laser, Grupo V tratamento combinado (laser + ultra-som) e Grupo VI controle combinado (laser + ultra-som). O tendão calcâneo esquerdo foi usado como controle e o direito para tratamento; os dois tendões foram lesados longitudinalmente. O tratamento começou no primeiro dia de pós-operatório e durou 9 dias (sessões).

Embora o laser, o ultra-som e a combinação dos dois agentes tenham aumentado a reparação bioquímica e biomecânica do tendão mais do que o grupo controle, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre eles.

CARRINHO (2004) avaliou os efeitos do laser de baixa intensidade, aplicado com diferentes comprimentos de onda e diferentes densidades de energia sobre o processo de reparação tendínea no tendão calcâneo de 48 ratos machos, onde 40 animais foram lesados por uma tenotomia total unilateral feita por cisalhamento na porção média do tendão calcâneo direito, não tendo sido suturados após a cirurgia, tendo sido suturada somente a pele ao redor da lesão.

Os animais foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos experimentais homogêneos (1, 2, 3), sendo que cada grupo foi distribuído em 2 subgrupos; o grupo 1 foi dividido em subgrupo A que recebeu laser 685nm,  $3 \text{ J/cm}^2$  e subgrupo B que recebeu tratamento com laser 685nm,  $10 \text{ J/cm}^2$ ; o grupo 2 foi dividido em subgrupo C que recebeu tratamento com laser de 830nm,  $3 \text{ J/cm}^2$  e

subgrupo D cujo tratamento foi com laser de 830nm e  $10 \text{ J/cm}^2$ , e o grupo 3 que também foi dividido em subgrupo E, controle lesado/ tratamento placebo (CL/CP) e F, controle padrão (CP). As aplicações foram feitas pontualmente a cada 24 horas, durante 12 dias consecutivos, irradiando-se transcutaneamente um único ponto sobre a região da lesão, sendo sacrificados no 13º dia após a lesão.

Os achados mostraram que a reparação tendínea do subgrupo A tratado com laser de 685 nm e  $3 \text{ J/cm}^2$  apresentou melhores resultados, considerando o nível de organização, orientação, estado de agregação macromolecular e deposição das fibras colágenas no local da lesão, diferindo-se estatisticamente dos demais subgrupos.

SALATE et al. (2005) estudaram os efeitos do laser com comprimento de onda 660 nm, com 10 mW e 40 mW de potência de saída, no processo de angiogênese e qualidade do reparo após lesão parcial do tendão calcâneo em 104 ratos machos, sendo que 96 foram submetidos a lesão com queda de um peso de 186 gramas, de uma altura de 20 cm, sobre o tendão direito.

Estes foram divididos aleatoriamente em 3 grupos, tratados em 3, 5 e 7 dias. Os grupos foram divididos em 4 subgrupos submetidos ao tratamento com laser com 10 mW e 40 mW de potência, grupo placebo e grupo sem tratamento. Um quarto grupo foi estabelecido como controle padrão sem lesão.

A comparação dos grupos evidenciou que os animais irradiados mostraram maior número de vasos sanguíneo do que os grupos controle ( $p < 0,05$ ) e o subgrupo de 40 mW apresentou melhor vascularização do que os demais, após 3 dias de irradiação ( $p < 0,01$ ).

Concluiu-se que a terapia a laser de baixa intensidade, com comprimento de onda de 660 nm promoveu aumento na neovascularização e melhora na qualidade do reparo tendíneo e a potência de saída de 40 mW iniciou a

neovascularização precocemente, mostrando diferença significativa, após 3 dias de aplicação.

TAVARES et al. (2005) estudaram as alterações causadas pela radiação de laser com comprimento de onda de 904 nm, no tendão calcâneo de 30 ratos, distribuídos em 2 grupos, um com 20 e outro com 10 animais.

Todos os animais foram submetidos à tenotomia do tendão calcâneo direito, sendo iniciado o tratamento com laser 24 horas após a operação num dos grupos, com dose de 4 J/cm<sup>2</sup>; e o outro grupo foi mantido como controle. Os grupos foram distribuídos em subgrupos e os animais sacrificados em dias distintos, no 8º e 15º dias pós-operatório.

Houve diferença significativa ( $p < 0,05$ ), entre os grupos controle e tratado na deposição de colágeno e presença de células inflamatórias, sugerindo que a terapia a laser proporciona a aceleração da cicatrização na tenotomia calcânea em ratos, pelo aumento da deposição de colágeno tanto na fase inicial, quanto na fase tardia do tratamento.

### **3.2 ESTUDO ENVOLVENDO HUMANOS**

ROBERTO (1998) realizou um estudo comparativo entre o laser diodo (780 nm) e o laser de CO<sub>2</sub> (10,600 nm) no tratamento de tendinite do tendão calcâneo de 40 atletas distribuídos em 4 grupos experimentais. Os parâmetros utilizados para a irradiação do primeiro grupo foram 780 nm, 20 J/cm<sup>2</sup>, contínuo e aplicação por varredura; os parâmetros do segundo grupo foram 780 nm, 180 J/cm<sup>2</sup>, pulsado e aplicação pontual; o terceiro grupo recebeu irradiação com laser de CO<sub>2</sub> (10,600 nm), 15 J/cm<sup>2</sup>, pulsado e aplicação por varredura; o quarto grupo recebeu laser de CO<sub>2</sub> (10,600 nm), 15 J/cm<sup>2</sup> e aplicação pontual. Foram observados melhores resultados em relação ao alívio do quadro algico no tratamento com laser de 780 nm, nas duas modalidades terapêuticas utilizadas.

## **MÉTODOS**

## 4. MÉTODOS

### 4.1 AMOSTRA

Para a realização deste estudo foram utilizados 60 ratos machos (*Rattus norvegicus: var. albinus, Rodentia, Mammalia*, da linhagem Wistar EPM – 1), adultos, com 3 meses de idade, peso de 260 a 320 gramas, oriundos do Biotério Central do CEDEME da Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina (UNIFESP-EPM). Os procedimentos experimentais foram realizados no Biotério da Disciplina de Cirurgia Plástica da UNIFESP-EPM, onde os animais foram mantidos, individualmente, em gaiolas com ciclo claro – escuro de 12 horas, recebendo ração própria comum e água *ad libitum*. Este estudo foi realizado após obter aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa da UNIFESP – EPM N° 0868/05.

### 4.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Esse é um estudo experimental, controlado, randomizado e simples cego.

Os 60 ratos tiveram seu peso aferido e foram distribuídos aleatoriamente, por sorteio computadorizado, em 5 grupos de 12 animais cada.

**Grupo 1** (Controle Padrão): os animais não foram submetidos à lesão e não receberam nenhum tratamento. Portanto seus tendões desenvolveram-se

normalmente ao longo de todo o período experimental. Este grupo foi utilizado como referência para a análise.

**Grupo 2** (Controle): os animais foram submetidos à lesão do tendão calcâneo direito, por meio de lesão direta, e não receberam nenhum tratamento.

**Grupo 3:** os animais foram submetidos à lesão do tendão calcâneo direito, e após 4 horas receberam o tratamento com laser durante 3 dias consecutivos (pós-operatório imediato e mais 2 dias).

**Grupo 4:** os animais foram submetidos à lesão do tendão calcâneo direito, e após 4 horas receberam o tratamento com laser durante 5 dias consecutivos (pós-operatório imediato e mais 4 dias).

**Grupo 5:** os animais foram submetidos à lesão do tendão calcâneo direito, e após 4 horas receberam o tratamento com laser durante 7 dias consecutivos (pós-operatório imediato e mais 6 dias).

Os animais dos grupos 2 ao 5 foram submetidos a eutanásia no 8º dia após a lesão. Os animais dos grupos experimentais (grupos 3, 4 e 5) foram submetidos ao tratamento com laser e a técnica utilizada foi a pontual com contato em apenas um ponto no local da lesão. Nesta técnica, a caneta do laser permaneceu a 90° perpendicular ao tendão (fig.1).



**Figura 1** – Técnica de aplicação pontual com contato, com a fibra óptica a 90° perpendicular ao tendão.

### 4.3 EQUIPAMENTO

Foi utilizado o aparelho de laser de baixa potência de diodo infravermelho, com comprimento de onda de 830 nm de arseneto de gálio aluminizado (AsAlGa), potência de 40 mW, fluência de 4 J/cm<sup>2</sup>, área de secção transversal do feixe de 0,028 cm<sup>2</sup> com feixe contínuo e pulsado, porém, foi utilizada para o estudo a forma de feixe contínuo, da marca DMC<sup>®</sup> (fig. 2).



**Figura 2** – Equipamento emissor de radiação *laser* de AsGaAl (830 nm).

#### **4.4 PROCEDIMENTO DA LESÃO**

Os animais foram pesados e anestesiados com injeção intraperitoneal de cloridrato de tiletamina e cloridrato de zolazepam com uma dose de 50 mg/kg. A pele ao redor do tendão calcâneo da pata direita foi submetida a tricotomia com gilete e posicionada no equipamento desenvolvido pela oficina mecânica da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). Foi realizada uma leve tração na região calcanear direita com tornozelo em dorsiflexão e um peso de 186g foi

solto perpendicularmente de uma altura de 20 cm, sobre o tendão do animal. A energia potencial de queda sobre o tendão foi de 364,9 mJ (fig. 3).



**Figura 3** – Equipamento de lesão tendínea e contensor.

Imediatamente após esse procedimento, o peso foi retirado e o local da lesão, foi demarcado, com um círculo ao seu redor, por meio de uma caneta dermográfica, para serem realizadas as aplicações pontuais com o laser. A seguir o animal foi recolocado em sua gaiola e observado até o término do efeito anestésico.

Todo esse procedimento foi realizado durante o período da manhã e sempre pelos mesmos examinadores.

#### **4.5 PROCEDIMENTO DE IRRADIAÇÃO**

As aplicações foram consecutivas e ininterruptas durante 3, 5 e 7 dias, iniciando no mesmo dia, quatro horas após a lesão. Este procedimento foi repetido nos demais dias, sempre no mesmo horário.

Para o tratamento, os animais foram colocados em um contensor (tubo de policloreto de vinila – PVC) (fig. 3) e foi administrada, no local da lesão, irradiação do laser durante 3 segundos, com uma potência de saída de 40 mW, fluência de 4 J/cm<sup>2</sup>, energia total de 0,12 J, densidade de potência de 1,4W/cm<sup>2</sup>, área de secção transversal do feixe de 0,028 cm<sup>2</sup> e feixe contínuo.

#### **4.6 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS E ANÁLISE DE DADOS**

Os animais foram submetidos a eutanásia no 8º dia após o trauma por meio de hiperdosagem anestésica e seus tendões direitos foram retirados cirurgicamente por dissecação desde a inserção calcâneo até à junção músculo-tendínea. Imediatamente, os tendões foram lavados em solução salina a 0,9%, onde foram preparados para os demais procedimentos histológicos.

Para uma avaliação qualitativa e quantitativa da concentração, estado de agregação e orientação das fibras de colágeno, os tendões foram submetidos a uma fixação em formol a 10% por 24 horas, a fim de iniciar o preparo das lâminas histológicas.

Logo depois, os tendões foram lavados em água corrente, para em seguida serem desidratados em soluções crescentes de álcool etílico a 70% e 90%, por

uma hora em cada solução. Em seguida, passaram por 6 banhos de 1 hora cada, na solução de álcool a 100%.

Após os banhos em álcool a 100%, os tendões foram diafanizados em solução de álcool/xilol 1:1 por 1 hora, em seguida passaram por 2 banhos de xilol puro; onde a duração de cada banho foi de 1 hora cada um.

Os tendões foram retirados do xilol e colocados imediatamente em parafina líquida (60°C). Após algumas horas, essa parafina foi submetida a uma segunda parafina (Paraplast®). Durante o segundo banho de parafina, as peças foram levadas a uma estufa a vácuo onde permaneceram por um período de 2 horas; posteriormente, foram realizados os blocos para obtenção de blocos histológicos.

Os tendões inclusos nos blocos de parafina foram cortados longitudinalmente em cortes semi-seriados por um micrótomo rotativo. Os cortes foram montados em lâminas histológicas, sem cobertura por lamínulas e/ou coloração.

Cada lâmina histológica foi montada com uma série de 2 cortes consecutivos de cada tendão, e cada grupo de animais foi representado por 12 lâminas histológicas montadas com seus respectivos tendões.

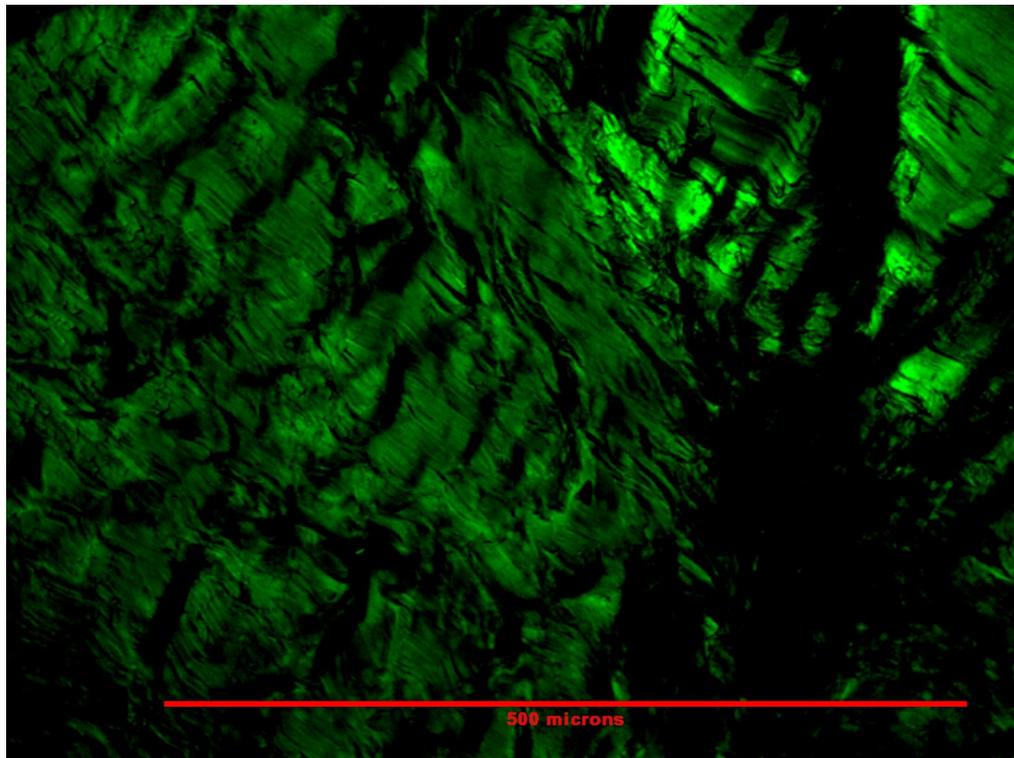
Após serem montadas, todas as lâminas foram desparafinizadas e hidratadas novamente.

#### **4.7 MEDIDAS DE BIRREFRINGÊNCIA**

Para serem analisadas, as lâminas histológicas foram tomadas ao acaso, sendo classificadas por código, de modo a não se identificar, no momento das medidas de birrefringência, a qual animal correspondia (análise cega).

A análise das lâminas foi realizada pelo pesquisador principal do estudo.

A análise das fibras de colágeno (fig. 4) foi realizada utilizando, para isso, uma de suas propriedades anisotrópicas ópticas: a birrefringência de forma ou textural, por microscopia de polarização.



**Figura 4** – Análise de Birrefringência das fibras de colágeno.

Para a efetivação da análise de birrefringência total, as lâminas histológicas de cada grupo foram imersas por 30 minutos em água destilada, cujo índice de refração é de ( $n = 1.333$ ), em referência aos estudos de Vidal, 1987. As medidas dos retardos ópticos (OR em nm) em  $H_2O$  representam a soma das birrefringências intrínseca e textural dos feixes de colágeno.

Após o período de imersão, as lâminas foram cobertas por lamínulas, contendo água destilada nas interfaces.

As medidas dos retardos ópticos (OR em nm), foram obtidas pela microscopia de luz polarizada no microscópio Leica, com uma objetiva Pol 10x/0,22, condensador 0,9, compensador de Sénarmont  $1/4 \lambda$ , luz monocromática  $\lambda = 546 \text{ nm}$ , obtidas por meio de um filtro de interferência Leica; no Laboratório de Materiais Vítreos da Universidade Federal de São Carlos UFSCAR, sob orientação do Prof. Dr. Nivaldo Parizotto.

Para realização das medidas, o eixo longo do tendão foi mantido a aproximadamente  $45^\circ$  em relação aos polarizadores do microscópio.

Foram realizadas 144 medidas de OR, em diferentes pontos das regiões centrais dos tendões, região da lesão parcial, para cada grupo estudado. Sendo que, para cada tendão foram realizados dois cortes.

O estudo comparativo dos grupos, em relação ao alinhamento das fibras de colágeno, iniciou pelo cálculo de medidas-resumo. A construção dos gráficos e intervalos de confiança permitiram a comparação dos grupos do ponto de vista descritivo, bem como uma avaliação da magnitude das medidas em relação ao valor ideal para a variável.

Do ponto de vista inferencial, foi empregado o modelo de análise de variância com um fator fixo (ANOVA) com  $p = 0,05$ . Para auxiliar no melhor detalhamento das possíveis diferenças entre os grupos, foi utilizado o método de comparações múltiplas de Bonferroni (WINER, 1971).

Quando a estatística calculada apresentou significância foi usado (\*) para caracterizá-la, já os resultados não significantes foram representados por N.S..

## **RESULTADOS**

## 5. RESULTADOS

Os dados obtidos, segundo os procedimentos já acima descritos, estão organizados nas tabelas abaixo, onde quanto menores forem os valores numéricos observados de retardo óptico, piores serão os resultados do alinhamento das fibras de colágeno.

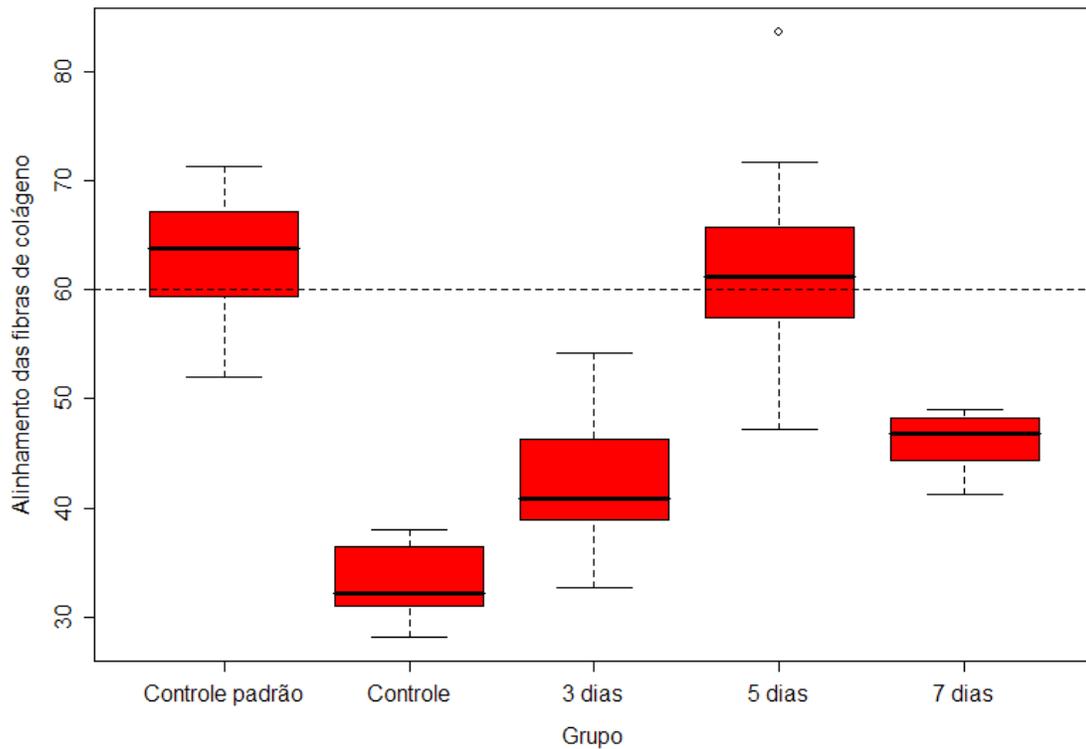
**Tabela I** - Medidas descritivas do retardo óptico correspondente ao alinhamento das fibras de colágeno.

<i>Grupo</i>	<i>Média</i>	<i>DP</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Assimetria</i>	<i>Curtose</i>
<i>Grupo I</i>						
<i>(Controle Padrão)</i>	63,09	5,44	51,97	71,31	0,51	0,12
<i>Grupo II</i>						
<i>(Controle)</i>	33,19	3,21	28,16	38,03	0,24	1,24
<i>Grupo III</i>						
<i>(3 dias/tratamento)</i>	42,38	5,98	32,64	54,20	0,40	0,10
<i>Grupo IV</i>						
<i>(5 dias/tratamento)</i>	62,18	9,27	47,22	83,66	0,90	1,93
<i>Grupo V</i>						
<i>(7 dias/tratamento)</i>	46,22	2,59	41,25	49,03	-0,82	-0,52
<i>Total</i>	49,41	12,97	28,16	83,66	0,33	-0,64

Nota-se, nessa tabela, que os maiores valores de retardo óptico pertencem ao Grupo I, no qual não houve lesão.

Pode-se observar que a média do Grupo I está bem próxima daquela observada no Grupo IV, e é superior à dos demais grupos. O Grupo II

apresentou a menor média da amostra. Os Grupos III e V apresentam médias bem próximas entre si, e intermediárias em relação aos demais grupos citados.



**Figura 5** - Distribuição do alinhamento das fibras de colágeno.

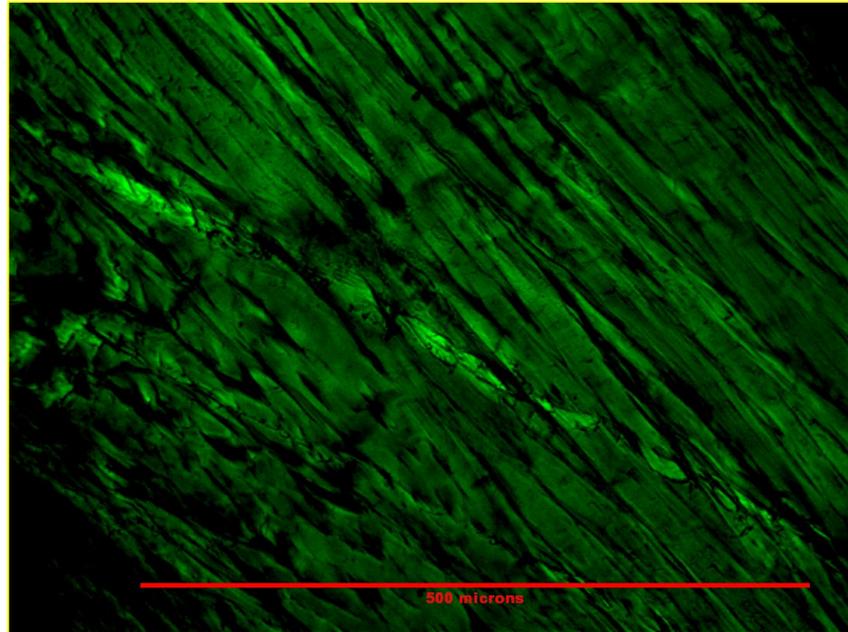
Observando o gráfico, percebe-se mais nitidamente que os valores de retardo óptico estão mais dispersos no Grupo IV e mais compactados no Grupo V. Apenas no Grupo IV foram encontrados pontos discrepantes (fig. 5).

**Tabela II** - Resultados da comparação entre os grupos, dois a dois, em relação ao alinhamento das fibras de colágeno.

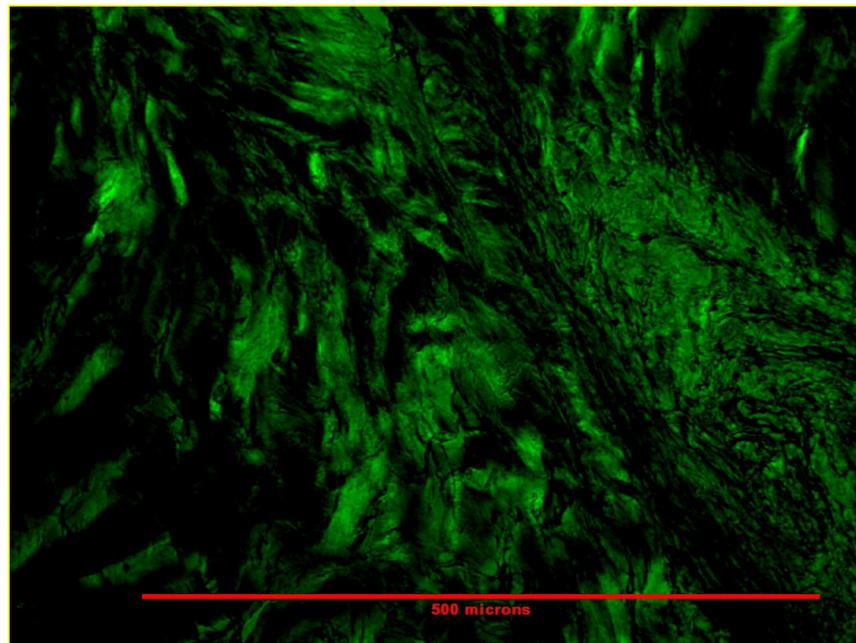
<i>Grupos comparados</i>		<i>Nível descritivo</i>
<i>Controle</i>	<i>x Controle padrão</i>	0,001 (*)
<i>3 dias</i>	<i>x Controle padrão</i>	0,001 (*)
<i>5 dias</i>	<i>x Controle padrão</i>	0,999 N.S.
<i>7 dias</i>	<i>x Controle padrão</i>	0,001 (*)
<i>3 dias</i>	<i>x Controle</i>	0,040 (*)
<i>5 dias</i>	<i>x Controle</i>	0,001 (*)
<i>7 dias</i>	<i>x Controle</i>	0,001 (*)
<i>5 dias</i>	<i>x 3 dias</i>	0,001 (*)
<i>7 dias</i>	<i>x 3 dias</i>	0,999 N.S.
<i>7 dias</i>	<i>x 5 dias</i>	0,001 (*)

A tabela II mostra os resultados das comparações múltiplas em relação aos dias de tratamento aos quais cada grupo foi submetido.

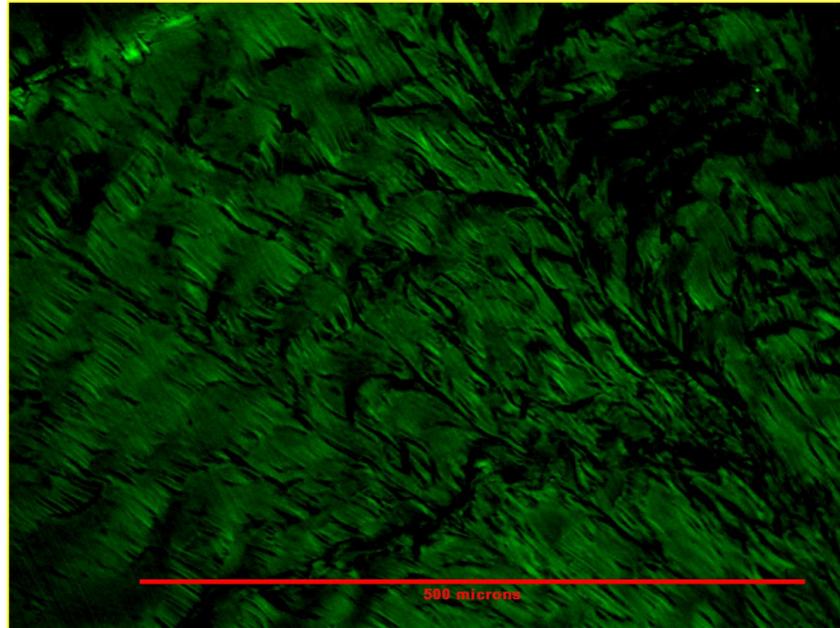
Observa-se que não existe diferença significativa quando comparados os Grupos I e IV, o mesmo acontecendo entre os Grupos III e V. Nas comparações realizadas entre os demais grupos, foi observado que, a uma taxa de erro experimental de 5%, eles apresentaram-se diferentemente significantes.



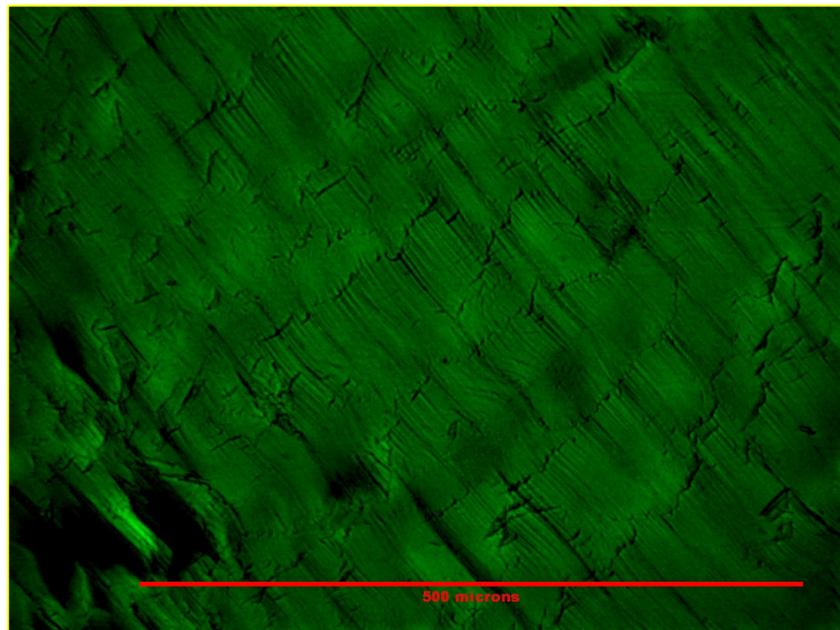
**Figura 6-** Alinhamento das fibras de colágeno do grupo controle padrão.



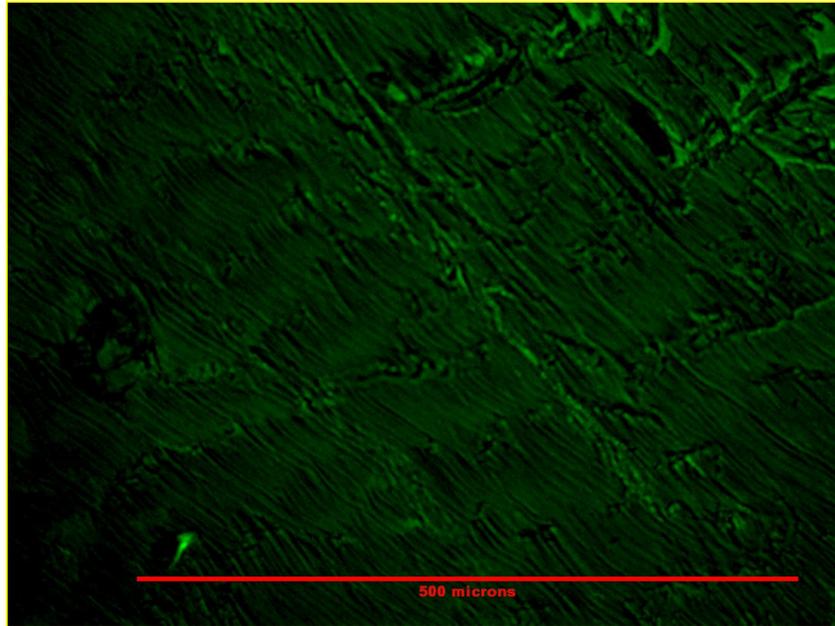
**Figura 7-** Alinhamento das fibras de colágeno do grupo controle.



**Figura 8-** Alinhamento das fibras de colágeno do grupo 3 dias de tratamento.



**Figura 9-** Alinhamento das fibras de colágeno do grupo 5 dias de tratamento.



**Figura 10-** Alinhamento das fibras de colágeno do grupo 7 dias de tratamento.

## **DISCUSSÃO**

## 6. DISCUSSÃO

As lesões tendíneas podem ser agudas ou crônicas e são causadas por fatores intrínsecos ou extrínsecos, isolados ou combinados (SHARMA & MAFFULLI, 2005). Devido a isso, o processo de reparação tendínea vem sendo estudado experimentalmente por tenotomia induzida (ENWEMEKA, 1989b; ENWEMEKA, 1991; GUM et al., 1997; STEHNO-BITTEL, 1998; ENWEMEKA et al., 2000; CARRINHO, 2004; KOEKE et al., 2005) e por lesões parciais (SALATE et al., 2005).

Porém, as exigências da sociedade moderna para os padrões apropriados de ética restringem rigorosamente a possibilidade de utilização de modelos humanos para realização de alguns tipos de pesquisas. Como consequência, modelos alternativos são necessários, levando à utilização de animais de experimentação. Dessa forma, o modelo experimental é de suma importância para aquisição de modelos reprodutíveis (KOEKE, 2003).

O rato é a espécie animal mais utilizada para procedimentos experimentais. A facilidade de obtenção desses animais em laboratório permite o emprego de uma amostragem maior por grupo, além de resultados em períodos de tempo mais curtos, devido ao acelerado metabolismo dos ratos em relação aos demais animais utilizados em experimentos. Foi selecionado rato macho em virtude das variações no ciclo estral das fêmeas (OLIVEIRA, PARIZOTTO, SALVINI, 1999; CARRINHO, 2004; KOEKE et al., 2005; SALATE et al., 2005).

O tendão do calcâneo foi utilizado pelo fato de ser esse o tendão mais comumente lesionado, principalmente pelo excesso de uso e sobrecarga gerada

nesse tecido (WREN et al., 2001; DEMIR et al., 2004), o que despertou o interesse de diversos pesquisadores para avaliar a qualidade dessa reparação (OWOEYE et al., 1987; ENWEMEKA, 1989b; CUNHA PARIZOTTO, VIDAL, 2001).

Uma das formas encontradas para avaliar a qualidade da reparação tendínea foi induzindo experimentalmente lesões totais (ENWEMEKA, 1988; REDDY et al., 1998; CARRINHO, 2004) ou parciais (SALATE et al., 2005).

No presente estudo, foi realizada a ruptura parcial das fibras tendíneas, com base nos estudos realizados por SALATE et al., 2005, onde experimentos piloto foram feitos com o objetivo de padronizar o equipamento para tendões de ratos. Foi constatado que todas as rupturas foram parciais, com variação de tamanho menor que 10% entre os animais, e ocorreram no terço central, na região anterior do tendão. Esse foi o único modelo de lesão parcial em tendão calcâneo em ratos encontrado na literatura.

A lesão parcial foi escolhida por ser essa uma constante em atividades físicas que geram sobrecarga de trabalho sobre o tendão e porque, na maioria das vezes, ocorre antes da lesão total (SOMA & MANDLBAUM, 1995; STHENO-BITEL et al., 1998; ALMEKINDERS & DEOL, 1999). Ocorrem, como consequência da lesão, um processo inflamatório e alterações degenerativas, onde há uma redução do fluxo sanguíneo, resultando em hipóxia tecidual (ZHANG, 2003). Essa cascata fisiológica, segundo SALOMÃO et al., 1993, pode induzir a ruptura total do tendão.

O laser de baixa potência foi utilizado nesse estudo, pois diversas pesquisas mostraram efeito benéfico na reparação de diferentes tecidos, incluindo o tendão (ENGLAND, FARREL, COPPOCK, 1989; FRIEDMAN et al., 1991; ENWEMEKA et al., 1994; KARU, 1998).

Os mecanismos reais nos quais o *laser* estimula o reparo tendíneo ainda não estão totalmente esclarecidos. No entanto, a maioria dos autores acredita

que as respostas celulares dependem da escolha e da combinação de seus parâmetros, tais como: o comprimento de onda, densidade de energia ou fluência, densidade de potência ou irradiância, área de secção transversal do feixe, técnica de aplicação, tempo de irradiação e intervalos de tratamento (ALMEIDA-LOPES et al., 2001; PEREIRA et al., 2002; ENWEMEKA et al., 2004; CARRINHO, 2004; PINFILDI et al., 2005; SALATE et al., 2005). Mas, a magnitude desses efeitos parece depender principalmente do comprimento de onda e da fluência utilizada pelo laser (BELKIN & SCHWARTZ, 1989; BEKERMAN et al., 1992).

As aplicações do laser no presente estudo foram feitas com a técnica pontual com contato, onde a fibra óptica foi mantida perpendicular à pele, irradiando-se, por fotoestimulação transcutânea, um único ponto correspondente à área da lesão. Essa técnica foi escolhida, pois ao penetrar no tecido o feixe sofre o fenômeno de dispersão, atingindo toda a área lesada e também regiões circunvizinhas à lesão. Além disso, corroboraram com os estudos de LONGO, 1993; BAXTER, 1997, que relataram que, em tratamentos onde a fibra óptica não está em contato com o tecido, a área de irradiação será maior, determinando um número relativamente menor de fótons por unidade de área para a mesma potência, ou seja, a densidade de potência ou irradiância diminuirá com o aumento da distância entre o aplicador e o tecido alvo a ser irradiado.

O tamanho da área de secção transversal do feixe considerado relativamente pequeno ( $0,028 \text{ cm}^2$ ) proporciona uma maior densidade de potência ou irradiância na área tratada, colaborando, desta forma, para a efetividade do tratamento (KITCHEN & PARTRIGE, 1991; LAAKSO, RICHARDSON, CRAMOND, 1993a; 1993b; KLOTH, 1997; LOW & REED, 2001). Os resultados positivos obtidos com a utilização dessa área de secção transversal do feixe estão de acordo com os encontrados por CARRINHO, 2004 que utilizou a mesma dimensão de área.

Os tipos de laser são determinados pelo comprimento de onda da luz usada (KITCHEN & PARTRIGE, 1990). A janela do espectro de luz mais comumente usado na prática da laserterapia de baixa intensidade manifesta-se com um comprimento de onda entre 600 nm e 1300 nm, que inclui o espectro visível e o infra-vermelho (SCHINDL et al., 2000). Os lasers com emissão infravermelha emitem comprimentos de onda entre 770 nm e 1300 nm. Estes são constituídos fundamentalmente pelo cristal de arseneto de gálio (AsGa) e pelo arseneto de gálio e alumínio (AsGaAl) (HEUSSLER et al., 1993; KLOTH, 1997).

Acredita-se que cada célula tem o seu fotorreceptor, sendo diferentes para cada tipo de célula (LOW & REED, 1991). Por isso, *lasers* com diferentes comprimentos de ondas atingem níveis celulares diferentes, podendo ser mais profundo ou mais superficial.

STOLIK et al. (2000) relatam que quanto maior o comprimento de onda, mais profunda será a penetração da luz. Além disso, a profundidade da penetração depende da espessura da pele e do local anatômico a ser irradiado (KOLAROVA, DITRICOVA, WAGNER, 1999; STOLIK et al., 2000).

Existem várias hipóteses descritas em estudos para explicar esse achado. Uma delas é que as radiações visíveis são fortemente absorvidas pela hemoglobina e melanina, que são moléculas chamadas cromóforos, ocorrendo assim uma bioestimulação nas células que absorveram essa radiação (BAXTER et al., 1991; KITCHEN & PARTRIDGE, 1991; SCHINDL et al., 2000; LOW & REED, 2001). Sugere-se que a luz vermelha como a do He-Ne possa ser absorvida pelos citocromos nas mitocôndrias das células, aumentando assim a permeabilidade da membrana celular. Os *lasers* infravermelhos (invisíveis) como os de diodos de Arseneto de Gálio, são fortemente absorvidos pela água, atingindo assim níveis celulares mais profundos (KOLARI, 1985; KITCHEN & PARTRIDGE, 1991; DIAMANTOPOULOS, 1994; STOLIK et al., 2000).

No presente estudo, foi escolhido o laser de Arseneto de Gálio e Alumínio (AsGaAl) com comprimento de onda de 830 nm porque, apesar das contradições encontradas na literatura, segundo KOLARI, 1985; TAVARES, MAZZER, PASTORELLO, 2005, este comprimento de onda possui um poder de penetração maior. Além disso, sugerem que ele não causa aquecimento ou outros sinais físicos e, seguindo a teoria de que o laser infravermelho é absorvido melhor por tecidos que contenham água, esse seria o laser mais adequado, pois os tendões são estruturas brancas e brilhantes e são formados por fibroblastos e matriz extracelular, sendo que, o colágeno é o maior componente da matriz, abrangendo cerca de 86% a 95% do peso úmido do tendão (BIRK & TRELSTAD, 1986; KLEIN & EEK, 1990; ENWEMEKA & SPIEHOLZ, 1992; STOLINSKI, 1995; MCNEILLY, 1996; KHAN et al., 1999; ÖZKAN et al., 2004).

Além do mais, corroboram com os achados de LONGO et al., 1987, que demonstraram que é possível obter aceleração da cicatrização na faixa do infravermelho, mediante a utilização de um laser de baixa potência com um intervalo espectral na faixa do infravermelho próximo (830 nm) no processo de reparo tecidual em tendões calcaneares de ratos.

O comprimento de onda utilizado no presente estudo está dentro da janela de comprimentos de onda ideais encontrados por KARU (1998), os quais estão próximos a 760 nm e de 810 nm a 840 nm, pois nessas faixas do espectro eletromagnético, os cromóforos superficiais têm uma fraca absorção havendo, portanto, uma maior penetração na pele.

Apesar de diversos autores apontarem o laser visível como o mais efetivo na indução da proliferação celular (YOUNG, BOLTON, DYSON, 1989; LUBART et al., 1992; LOEVSCHAL & ARENHOLLT-BLINDSLEV, 1994; ALMEIDA-LOPES et al., 1998), ALMEIDA-LOPES et al. (2001) constataram que o laser infravermelho (780 nm) induziu a um crescimento celular

significativamente maior do que o laser visível (670 nm), num estudo *in vitro* com células com *déficit* nutricional, o que também estimulou o presente estudo a utilizar o laser de infravermelho.

Entretanto, ENWEMEKA & REDDY, 2000 compararam o nível de resposta tecidual entre os *lasers* de HeNe (632,8 nm) e AsGa (904 nm) ambos na dose de  $1\text{J}/\text{cm}^2$  e observaram que o processo de reparo tendíneo e a *performance* biomecânica dos tendões lesados foram melhorados quando se utilizou o laser de HeNe, diferentemente dos resultados encontrados no presente estudo, os quais demonstraram efeitos positivos no reparo tendíneo quando utilizado laser infravermelho.

No presente estudo, não se utilizou o laser de HeNe, pois este tem sido muito estudado e tem-se mostrado eficaz, principalmente, em estudos que demonstram a melhora da cicatrização de feridas e úlceras venosas (OHSHIRO, FUJINO, 1993; CARVALHO et al., 2003) e também na viabilidade de retalho cutâneo (SMITH et al., 1992; AMIR et al., 2000; PINFILDI et al., 2005). Entretanto, ENWEMEKA et al., 1990; REDDY et al., 1998 mostraram efeitos benéficos também no reparo tendíneo.

Apesar disso, outro estudo realizado por CARRINHO, 2004 com diferentes comprimentos de onda (685 e 830 nm), avaliou os efeitos do laser de baixa intensidade, após a realização uma tenotomia total. Os achados mostraram que a reparação tendínea do grupo tratado com laser de 685 nm apresentou melhores resultados considerando o nível de organização, orientação, estado de agregação macromolecular e deposição das fibras colágenas no local da lesão, diferindo-se estatisticamente dos demais grupos. Porém, o laser de 830 nm também produziu resultados terapêuticos satisfatórios no reparo tendíneo. Esses resultados despertaram o interesse no presente estudo de observar o comportamento da reparação tendínea, quando utilizado o laser de 830 nm, todavia em lesão parcial.

Percebe-se, por meio dos estudos acima referidos, em relação ao comprimento de onda, que há muita contradição quanto a esse parâmetro, tornando ainda mais difícil realizar a escolha do comprimento de onda ideal.

Outro parâmetro também muito discutido entre os pesquisadores de laser, quanto ao seu efeito bioestimulatório, é a fluência ou densidade de energia.

No presente estudo foi utilizada a fluência de  $4 \text{ J/cm}^2$ , pois há relatos de que o uso de fluências entre 1 a  $4 \text{ J/cm}^2$  são suficientes para promover efeitos terapêuticos significantes (SCHINDL et al., 2000; TUNER & RODE, 1998; WEBB, DYSON, LEWIS, 1998; KITCHEN & PARTRIDGE, 1991; LUNDEBERG & MALM, 1991; MESTER, MESTER, MESTER, 1985). Entretanto, altas fluências são utilizadas por alguns pesquisadores apresentando efeitos terapêuticos também positivos (GOLDMAN, CHIAPELLA, CASEY, 1980; NISSAN et al., 1986; BLIDDAL et al., 1987).

FRIEDMAN et al. (1991) constataram, em seus estudos, que baixas fluências intensificam a formação eletroquímica da transmembrana levando próton à mitocôndria, seguida pela liberação de cálcio da mitocôndria para dentro do citoplasma pelo processo anti-porto que, por sua vez, dispara subseqüentemente mitoses e proliferação celular. Enquanto que, com altas doses, muito cálcio é liberado, causando hiperatividade do adenosina trifosfato-cálcio (ATPase) e das bombas de cálcio, esgotando a reserva de ATP da célula, desse modo inibindo o metabolismo celular; por isso, no presente estudo, utilizou-se uma fluência  $4 \text{ J/cm}^2$ , considerada uma dose intermediária.

A escolha da fluência do presente estudo baseou-se também nos resultados apresentados por BJORDAL (2000), pois em sua revisão bibliográfica *in vivo* e *in vitro* sobre o efeito do laser de baixa potência na cicatrização tendínea, encontrou que um intervalo de fluências ótimas e densidade de potência para inibição de prostaglandinas PGE2 e produção de Interleucina Beta-1 seria de  $3,2 - 6,3 \text{ J/cm}^2$  e  $5,3 \text{ W/cm}^2$  mensurados pela

estimulação de células fibroblásticas após 5 dias de irradiação. Já, para a produção de fibras colágenas, o intervalo de fluências e densidades de potência foram 0,2–2,0 J/cm<sup>2</sup> e 2–20 mW/cm<sup>2</sup>, respectivamente.

A fluência do presente estudo corroborou também com as dos achados de LOW & REED, 2001; BRONDON, SATDLER, LANZAFAME, 2005, os quais, observaram que existe uma ampla variação nas recomendações para encontrar a fluência ótima do tratamento com laser, por diferentes condições e, normalmente, elas variam de 0,5 a 10 J/cm<sup>2</sup>.

KANA, 1981; SCHIMITT et al., 1993; TATARUNAS, MATERA, DAGLI, 1998; TAVARES, MAZZER, PASTORELLO, 2005 constataram, em suas pesquisas, que fluências na faixa de 3 a 6 J/cm<sup>2</sup> são responsáveis por melhorar a cicatrização tecidual, estando de acordo com os resultados do presente estudo, que ficou dentro dessa janela terapêutica.

No entanto, ENWEMEKA et al., 1990 encontraram uma janela terapêutica de baixas fluências, quando utilizaram um laser de HeNe e mostraram uma tendência ao aumento de tamanho das fibras de colágeno com o aumento das fluências de 1 para 5 mJ/cm<sup>2</sup> para o reparo do tendão calcâneo de coelhos, fluências essas, mais baixas do que a utilizada no presente estudo.

PARIZOTTO & BARANAUSKAS (1998a), utilizando um laser de HeNe (632,8 nm), nas fluências de 0,5; 5; e 50 J/cm<sup>2</sup> em 32 tendões lesados de ratos, observaram, através da análise por Espectroscopia por Infravermelho, um aumento das ligações de hidrogênio intra e intermolecular nas moléculas de colágeno desses tendões, com maior significância na fluência de 5J/cm<sup>2</sup> comparados com o grupo controle, estando essa fluência bem próxima da utilizada no presente estudo.

Em outro estudo, os mesmos autores relataram melhora na organização molecular dos feixes de colágeno em tendões lesados, utilizando os mesmos parâmetros do estudo anterior. Mediante análise por Microscopia de Força

Atômica observou-se melhor arranjo e ordem molecular nas moléculas e fibrilas dos tendões tratados com laser, principalmente na fluência de  $5\text{J}/\text{cm}^2$  (PARIZOTTO & BARANAUSKAS, 1998b).

As controvérsias entre os estudos prévios podem ser atribuídas às diferentes fluências de tratamento, e não existe um consenso de qual deveria ser a fluência ótima a ser empregada no tratamento com laser.

No presente estudo, a potência utilizada foi de 40 mW e foi escolhida baseada em estudos que utilizaram a mesma potência e tiveram resultados positivos em relação à proliferação celular (VAN BREUGEL, BAR, 1992; SALATE et al., 2005).

SALATE et al. (2005) demonstraram, em seu estudo para verificar o reparo tendíneo com diferentes potências (10mW e 40mW), que o grupo irradiado com a potência de 40mW mostrou uma neovascularização precoce e um maior número de vasos, quando comparado aos demais grupos, concordando com os resultados positivos obtidos com a mesma potência utilizada no presente estudo.

OSHIRO (1991) observou que potências inferiores a 60 mW em comprimentos de onda entre 790 nm e 904 nm diminuiriam a dor de maneira efetiva e a reação microvascular. Porém a 100 mW, foram observados efeitos quase termais como exacerbação do quadro algico, espasmo muscular involuntário e síncope nervosa. Pelo fato de o presente estudo não ter interesse em possíveis efeitos térmicos produzidos pelo laser, optou-se pela utilização de uma potência não muito elevada.

Segundo TUNNER & HODE (1999), os efeitos do laser de HeNe sobre o recrutamento de mastócitos foram mais rápidos a 50 mW do que a 4 mW, sendo os dois grupos irradiados a  $2,4\text{J}/\text{cm}^2$  concluindo portanto, que lasers com potências mais elevadas, onde a dose pode ser aplicada em tempo mais curto podem ser mais eficientes na promoção de respostas biológicas mais favoráveis.

Esses resultados estão de acordo com os apresentados no presente estudo, que utilizou uma potência de 40mW e um tempo de aplicação rápido de 3 segundos, e corroboram também com o estudo realizado por VAN BREUGHEL (1992), sobre os efeitos do laser HeNe em culturas de fibroblastos humanos, evidenciando que o tratamento com 40 mW por 10 segundos foi mais eficiente do que 10 mW por 40 segundos, ambos com doses de igual valor.

Porém, não existem dados conclusivos a respeito da potência ideal a ser usada, o que gera muitas dúvidas e especulações a seu respeito.

Outro parâmetro não menos importante, mas que é muito pouco discutido na literatura, é a energia total especificada por ponto irradiado ou, às vezes, para o tratamento total em que vários pontos são irradiados. A energia é dada em joules e é calculada multiplicando-se a potência de saída em watts pelo tempo de aplicação em segundos (KITCHEN, 2003). No presente estudo, a energia total foi de 0,12J e foi utilizado somente um ponto que correspondia exatamente ao local da lesão parcial, sendo esse delimitado com uma caneta esferográfica ao seu redor.

CARRINHO (2004) utilizaram diferentes energias (0,09 e 0,28 J) no reparo do tendão calcâneo e verificaram melhores resultados com a energia menor (0,09 J), valor esse que está bem próximo ao utilizado pelo presente estudo.

No entanto, SALATE et al. (2005) também utilizaram diferentes energias (0,1 e 0,4 J) e obtiveram melhores resultados na reparação do tendão calcâneo quando utilizada a energia mais alta (0,4 J), diferentemente da energia aplicada no presente estudo.

Esse é outro parâmetro do laser que também apresenta contradições e que deve ser muito bem avaliado para saber exatamente a quantidade de energia que está sendo depositada em cada ponto específico da aplicação.

Com toda essa diversidade de parâmetros percebe-se, pela análise dos estudos, que ainda existem muitas dúvidas a serem esclarecidas a respeito da laserterapia de baixa intensidade (BASFORD, 1993; 1995).

Outro fator que pode influenciar na reparação do tendão é a escolha do momento oportuno para realização do tratamento com o laser. No presente estudo, optou-se por estimular a fase inicial do processo cicatricial, remodelando-a precocemente porque a força do tecido cicatrizado aumenta bastante nessa fase, estando de acordo com alguns autores que descrevem o efeito antiinflamatório do laser na fase inicial da cicatrização (VEÇOSO, 1993; BAXTER, 1998; SILVA, FILHO, MUSSKOPF, 1998; TAVARES, MAZZER, PASTORELLO, 2005).

Segundo PARIZOTTO (1998), o processo de reparo tecidual ocorre como consequência da destruição produzida pela inflamação. O organismo tenta realizar ações concatenadas, no sentido de reconstruir a morfologia dos tecidos envolvidos e lhes dar maior funcionalidade. Normalmente, há um equilíbrio entre a formação de colágeno e sua degradação. Uma das formas de produzir maior funcionalidade aos tecidos lesados é a recuperação ou substituição por células do mesmo tipo que havia antes da lesão.

Segundo CHAN et al. (1997), o reparo de tendões é similar a outros processos de reparação que ocorrem com outros tecidos biológicos. Na seqüência do reparo há proliferação e migração de vários tipos de células, síntese de colágeno e angiogênese para a formação do tecido de granulação e, por fim, orientação das células do tendão e fibras de colágeno de maneira altamente organizada na tentativa de restaurar a estrutura e função do tendão lesado. Por esse motivo, o presente estudo teve a intenção de analisar a orientação das fibras de colágeno nessa fase inicial do processo inflamatório.

Como método de avaliação proposto foi realizada a análise de birrefringência, com intuito de analisar o alinhamento das fibras de colágeno,

onde VIDAL, 2003 em seu estudo, referiu ser esse o melhor método para detectar e descrever a orientação das fibras colágenas do tendão. A avaliação da orientação das fibras de colágeno empregada nesse trabalho foi utilizada de diversas formas, por vários autores, no estudo de agentes terapêuticos e fatores como aquecimento, exercícios e outros processos fisiológicos que influenciam no processo de reparação tendínea (MELLO et al., 1975; VIDAL et al., 1975; PIMENTEL, 1981; VIDAL, 1987; VILLARTA & VIDAL, 1989; WHITTAKER & CANHAM, 1991; CUNHA et al., 2001; KOEKE et al., 2003; CARRINHO, 2004).

Neste estudo, as imagens foram tomadas com o alinhamento do eixo longo do tendão orientado a 45° entre o polarizador e o analisador do microscópio, pois segundo VIDAL (2003) nessa angulação consegue-se detectar um alto brilho de birrefringência.

Os resultados do presente estudo demonstraram consistentemente que as fibras colágenas, durante as fases iniciais do processo de reparação, responderam benéficamente ao uso do laser de baixa intensidade, após a lesão do tendão calcâneo, corroborando com os achados de CARRINHO, 2004 e também com os trabalhos de VIDAL, 1986; TOMSEN, PEARCE, CHEONG, 1989; WHITAKER & CANHAM, 1991; SANKARAN & WALSH, 1998; CUNHA et al., 2001, que estudaram o grau de birrefringência e a orientação das fibras de colágeno em tecidos conjuntivos sob condições normais e sob influência de fatores externos.

Além disso, os resultados também demonstraram que os valores de Retardo Óptico (OR) (nm), correspondentes à birrefringência total, foram maiores no Grupo I (Controle Padrão) comparados aos valores de OR dos demais grupos lesionados. Esses dados podem ser explicados pelo alto grau de agregação e organização das fibras de colágeno nos tendões desse grupo, uma vez que eles não sofreram nenhum tipo de lesão, ou seja, apresentam o tendão

íntegro. Esses dados corroboram com os achados de VIDAL & CARVALHO (1990), demonstrando exatidão dos resultados.

Os grupos tratados com laser e o grupo controle padrão, apresentaram valores de OR superiores aos do grupo controle corroborando com YOUNG, BOLTON, DYSON (1989), que demonstraram que lasers operando em vários comprimentos de onda incentivavam os macrófagos a liberar fatores que estimulavam a proliferação de fibroblastos acima dos níveis controle.

Porém, não houve uma diferença significativa quando comparados o Grupo I e o Grupo IV (tratados por 5 dias). Esse alto grau de organização do Grupo IV pode ter ocorrido porque, segundo MELLO, 1975; VIDAL, 1987, durante o processo de regeneração, existe um aumento na imagem do brilho de birrefringência revelando um maior grau de agregação e ordem molecular.

Resultados que podem explicar melhor o alto grau de organização das fibras colágenas do Grupo IV, são os apresentados por SALATE et al., 2005, onde foi realizada lesão parcial do tendão calcâneo e posterior aplicação de laser de In-Ga-Al-P (660nm), potência de 10mW e 40mW com respectivas doses de  $2,5 \text{ J/cm}^2$  e  $10 \text{ J/cm}^2$ , durante 3, 5 e 7 dias. Os grupos que receberam potência de 40mW apresentaram um aumento na neovascularização após 3 dias de tratamento e, com a potência de 10mW, mostraram mais vasos após o 5<sup>a</sup> dia de irradiação. Portanto, um aumento no número de vasos poderia significar uma melhora no reparo tecidual, com conseqüente melhora no grau de organização das fibras colágenas.

ENWEMEKA (1989a) relata que a angiogênese que ocorre durante a fase inflamatória causa um aumento na quantidade de vasos, que diminui dentro de alguns dias, até atingir a quantidade de vasos de um tecido normal. Outros autores (BIBIKOVA, BELKIN, ORON, 1994) demonstraram que o laser promoveu a formação de novos vasos a partir dos pré-existentes no sítio da lesão. No presente estudo não foi avaliada a morfometria de vasos sanguíneos,

pois o objetivo era avaliar o grau de organização das fibras colágenas, porém esses estudos que analisaram os vasos sanguíneos deram suporte para o melhor entendimento dos resultados.

No entanto, os valores de OR do Grupo V não apresentaram diferença significativa em relação ao Grupo III, porém foram diferentemente significativos ( $p = 0,05$ ) do Grupo II e do Grupo IV, sendo respectivamente, superior e inferior aos mesmos. Esses resultados demonstraram que houve um aumento gradual nos valores de OR, ou seja, no grau de organização das moléculas de colágeno de três para cinco dias de aplicação com laser, porém com 7 dias de aplicação, essa organização foi inferior ao grupo dos cinco dias.

Esses resultados corroboraram os apresentados pelo mesmo estudo acima referido de SALATE et al. (2005), os quais relatam ainda que os animais irradiados durante 7 dias, com 40mW tiveram um menor número de vasos sanguíneos do que os observados no grupo de 5 dias. Além disso, eles viram que o período de fibroplasia e fibrilogênese começou por volta do sétimo dia, quando o número de vasos sanguíneos diminuiu e voltou ao normal, estando de acordo com o estudo de ENWEMEKA (1989b). No entanto, GUIDUGLI-NETO (1987) relata que o tecido de granulação começou a ser formado por volta do quarto dia após a lesão, e era composto por um denso leito de macrófagos, fibroblastos, neovasos suportados por uma matriz de fibronectina, colágeno do tipo I e tipo II, além de ácido hialurônico.

Além disso, ENWEMEKA et al. (1988) relatam que a carga mecânica imposta precocemente ao tecido acelera o alinhamento paralelo e a polimerização das fibrilas dentro das fibras de colágeno. Com isso, o processo de alinhamento fibrilar pode iniciar-se entre 4 a 5 dias após a ruptura tendínea. Esse fato pode explicar também que o alinhamento dos grupos tratados por cinco dias é melhor do que o alinhamento dos grupos de 3 dias, pois os animais

eram mantidos soltos nas gaiolas e faziam descarga de peso sobre o membro lesionado.

Outra possível explicação para a diminuição do alinhamento das fibras colágenas de cinco para sete dias de irradiação poderia ser pelo efeito bioinibitório do laser, estudado por diversos autores (KARU, 1988; LABBE et al., 1990; LUBART et al., 1990; SMITH, 1991; FRIEDMANN, LUBART, 1996; JORI et al., 1996; KARU, 1996; GROSSMAN et al., 1998; SCHINDL et al., 2000).

KARU, 1988; LABBE et al, 1990 sugerem que a indução por estimulação da luz (laser) e os efeitos inibitórios, respectivamente, são resultados da absorção da luz pelas flavinas e citocromos na cadeia respiratória mitocondrial, levando a alterações da transferência de elétrons nos pares de redox localizados nessa região.

SMITH (1991), pela modificação do modelo de KARU, propôs que a irradiação com infravermelho próximo ativaria os fotorreceptores por uma via adicional, por meio da ativação direta nos canais de cálcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) na membrana celular, pelas modificações fotofísicas, induzindo então o influxo de  $\text{Ca}^{2+}$  e a proliferação celular.

KARU (1996) acredita que a alteração do pH intracelular, relacionado à ativação das ATPases e seguida pelas mudanças nos níveis de cálcio intracelular, parece ser uma via comum em relação ao sinal de transdução e amplificação sobretudo das fotoreações primárias mencionadas. A mudança do estado redox em direção a oxidação leva a um aumento do cálcio intracelular e à estimulação do metabolismo intracelular, ao passo que, a redução leva à depleção do cálcio intracelular e, então, à inibição.

FRIEDMANN (1996) relata em seus estudos que altos níveis de cálcio intracelular são conhecidos, por sua vez, por estimular vários processos biológicos como a síntese de DNA e RNA, mitose celular e secreção de

proteína. Isto, também foi mostrado claramente por BREITBART et al. (1996), onde tanto a estimulação quanto a inibição de cálcio instaladas em células de mamíferos, podem ser induzidas pela luz monocromática vermelha, dependendo da dose aplicada.

Com base nos achados dos autores acima referidos e, em outros autores, foi observado que a maioria dos estudos a respeito dos efeitos do laser na célula tem mostrado mudanças intracelulares específicas (FRIEDMANN et al., 1991; LOEVSCHALL, ARENHOLT-BINDSELV, 1994; SKINNER et al., 1996; PEREIRA et al., 2002). Em sua maioria, essas mudanças têm apontado para o metabolismo do cálcio, o qual seria afetado ou na sua concentração ou no transporte intracitoplasmático. Tais alterações estimulariam a divisão celular em detrimento da síntese protéica celular, o que poderia explicar os motivos porque o crescimento celular foi aumentado e a síntese de pró-colágeno não sofreu mudança (PEREIRA et al., 2002).

Após realizar uma revisão na literatura a respeito do reparo tendíneo com a utilização da laserterapia de baixa intensidade, observou-se que há uma grande variedade nos parâmetros de laser utilizados para otimizar sua cicatrização, dificultando a escolha de cada um deles. Além disso, os mecanismos reais de como o laser estimula a reparação tendínea ainda não estão completamente esclarecidos.

Esse estudo buscou analisar e determinar os parâmetros mais adequados do laser para serem usados na fase inicial de uma lesão parcial no tendão calcâneo. Porém, mais estudos deveriam ser realizados para elucidar os efeitos do laser de baixa intensidade no reparo tendíneo, não somente para verificar o alinhamento do colágeno, como também para verificar a força tênsil e realizar contagem de células inflamatórias e de vasos sanguíneos nas diferentes fases inflamatórias, entendendo dessa forma o metabolismo celular e seu potencial regenerativo, conseguindo então transportá-los para a prática clínica.

**CONCLUSÃO**

## **7. CONCLUSÃO**

A laserterapia de baixa intensidade é efetiva na melhora da reparação do tendão calcâneo de ratos, submetido à lesão parcial.

## **REFERÊNCIAS**

## 8. REFERÊNCIAS

Agaiby AD, Ghali LR, Wilson R, Dyson M. Laser Modulation of Angiogenic Factor Production by T-Lymphocytes. *Laser Surg Med* 2000;26:357-63.

Almeida-Lopes L, Rigau J, Zãngaro RA, Guidugli-Neto J, Jaeger MMM. Comparasion of the low level laser therapy effects on cultured human gengival fibroblalts proliferation using different irradiance and same fluence. *Laser Surg Med* 2001;29:179-84.

Almeida-Lopes L, Vélez-Gonzalez M, Brugnera Jr, Pinheiro AB. The use low level laser therapy for wound healing: clinical study. In: Annual Meeting-Lasers Surg Med, Proceedings. Florida, EUA, 1999:16-18.

Almeida-Lopes L, Rigau J, Jaeger MMM, Brugnera Jr A, Vélez-González M. Acción del laser a baja densidad de potencia en la proliferación in vitro de fibroblastos de enca humana. *Bol SELMQ* 1998;14:14-18.

Almekinders LC, Deol G. The effects of aging, anti-inflammatory drugs, and ultrasound on the in vitro response of tendon tissue. *Am J Sports Med* 1999;27(4):417-21.

Amir A, Solomon AS, Giler S, Cordoba M, Hauben DJ. The influence of helium-neon laser irradiation on the viability of skin flaps in the rat. *Br J Plast Surg* 2000;53:58-62.

An KL, Berglund L, Cooney WP, Chao EY, Kovacevic N. Direct in vivo tendon force measurement system. *J Biomech* 1990;23:1269-71.

Basford JR. Low intensity laser therapy: still not an established clinical tool. *Laser Surg Med* 1995;16:331-42.

Basford JR. Laser therapy: scientific basis and clinical role. *Orthopedics* 1993;16:541-47.

Battegay EJ. Angiogenesis: mechanistic insights, neovascular diseases, and therapeutic prospects. *J Mol Med* 1995;73:333-46.

- Baxter D. Laser terapia de baixa intensidade. In: Kitchen S, Bazin S. Eletroterapia de Clayton. São Paulo: Manole; 1998. p.191-210.
- Baxter GD. Therapeutic lasers: theory and practice. United States of America: Ed. Churchill Livingstone, 1997
- Baxter GD. Bionergetics and tissue optics. In: Therapeutic Lasers: theory and practice. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1994.
- Bekerman H, Bie RA, Bouter LM, Cuyper HJ, Oostendorp RAB. The efficacy of laser therapy for musculoskeletal and skin disorders: a criteria-based meta-analysis of randomized clinical trials. *Phys Ther* 1992;72:483-91.
- Belkin M, Schwartz M. New biological phenomena associated with laser radiation. *Health Phys* 1989;56:687-90.
- Bibikova A, Oron U. Attenuation of the process of muscle regeneration in the toad gastrocnemius muscle by low energy laser irradiation. *Laser Surg Med* 1994;14:355-361.
- Bihari J, Mester AR. The biostimulative effect of low level laser therapy on longstanding crural ulcers using helium-neon laser, helium-neon laser plus infrared lasers, and noncoherent light: preliminary report of a randomized double blind comparative study. *Laser Ther* 1989;1:97.
- Bidder M, Towler DA, Gelberman RH, Boyer MI. Expression of mRNA for Vascular Endothelial growth Factor at the Repair Site of Healing Canine Flexor Tendon. *J Orthop Res* 2000;18(2):247-52.
- Birk DE, Trelstad RL. Extracellular compartments in tendonmorphogenesis: collagen fibril, bundle, and macroaggregate formation. *J Cell Biol* 1986;103:231-40.
- Bjordal, JM. Level laser therapy in tendon injuries? – a review of in vitro and in vivo trials. [atualizado em 18 abril 2004; acesso em: 02 junho 2005] Disponível em: [http://www.laser.nu/lllt/lllt\\_science6.htm#4](http://www.laser.nu/lllt/lllt_science6.htm#4).
- Bliddal H, Hellensen C, Ditlevsen P, Asselberghs J, Lyager L. Soft laser therapy of rheumatoid arthritis. *Scand J Rheumatol* 1987;16:225-28.

Breitbart H, Levinshal T, Cohen N, Friedmann H, Lubart R. Changes in calcium transport in mammalian sperm mitochondria and plasma membrane irradiated at 633 nm (HeNe laser). *J Photochem Photobiol B* 1996;34:117-21.

Brondon P, Stadler I, Lanzafame RJ. A study of the effects of phototherapy dose interval on photobiomodulation of cell cultures. *Laser Surg Med* 2005;36(5):409-13.

Carr AJ, Norris SH. The blood supply of the calcaneal tendon. *J Bone Joint Surg [BR]* 1989;71-B:100-01.

Carrinho PM, Parizotto NA. Estudo comparativo utilizando lasers de 685nm e 830 nm no processo de reparo tecidual em tendões tenotomizados de ratos [Tese]. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos; 2004.

Carvalho PTC, Mazzer N, Siqueira JFR, Ferreira JVL, Silva IS. Análise das fibras colágenas através da morfometria computadorizada em feridas cutâneas de ratos submetidos a irradiação do laser de HeNe. *Fisio Br* 2003;4(4):253-58.

Chan BP, Chan KM, Maffulli N, Webb S, Lee KKH. Effect of basic fibroblast growth factor. *Clin Orthop Relat Res* 1997;342:239-47.

Coombs RRH, Klenerman L, Narcisi P, Nichols A, Pope FM. Collagen typing in Aquiles tendon rupture. *J Bone Joint Surg [BR]* 1980;62-B:258.

Cunha A, Parizotto NA, Vidal BC. The effect of therapeutic ultrasound on repair of the Achilles tendon (tendon calcaneus) of the rat. *Ultrasound Med Biol* 2001;27:1691-96.

Davidsson L, Salo M. Pathogenesis of subcutaneous tendon ruptures. *Acta Cir Scand* 1969;135:209-12.

Demir H, Menku P, Kirnap M, Calis M, Ikzceli I. Comparison of the effects of laser, ultrasound and combined laser + ultrasound treatments in experimental tendon healing. *Laser Surg Med* 2004;35:84-89.

Diamantopoulos C. Bionergetics and tissue optics. In *Therapeutic Lasers: Theory and Practice* (Baxter GD) Edinburgh: Churchill Livingstone; 1994. p. 67-88.

Dyson M, Young S. Effect of laser therapy on wound contraction and cellularity in mice. *Lasers Med Sci* 1982;1:125-30.

England, S, Farrel, AJ, Coppock, JS et al. Low power Laser therapy of shoulder tendinonitis. *Scand J Rheumatol* 1989;18:427-431.

Enwemeka CS, Parker JC, Cowdy DS, Harkness EE, Sanford LE, Woodruff LD. The efficacy of low-power laser in tissue repair and pain control: a meta-analysis study. *Photomed Laser Surg* 2004;22(4):323-29.

Enwemeka CS, Reddy GK. The biological effects of laser therapy and other modalities on connective tissue repair processes. *Laser Ther* 2000;12:22-30.

Enwemeka CS, Cohen-Kornberg E, Duswalt EP, et al. Biomechanical effects of three different periods of GaAs laser photostimulation on tenotomized tendons. *Laser Ther* 1994;6:181-188.

Enwemeka CS. Functional loading augments the tensile strength and energy absorption capacity regenerating rabbit Achilles tendons. *Am J Physiol Med Rehabil* 1992;71:31-8.

Enwemeka CS, Spielholz NI. Modulation of tendon growth and regeneration by electrical fields and currents. In: Currier DP, Nelson RM. *Dynamics of human biologic tissue*. Philadelphia: FA. Davis Company; 1992. p.231-254.

Enwemeka CS. Membrane – bound intracytoplasmic collagen fibrils in fibroblasts and myofibroblasts of regenerating rabbit calcaneal tendons. *Tissue Cell* 1991;23:173-90.

Enwemeka CS, Rodriguez O, Mendosa S. The biomechanical effects of low-intensity ultrasound on healing tendons. *Ultrasound Med Biol* 1990;16:801-07.

Enwemeka CS, Rodriguez O, Gall N, Walsh N. Morphometries of collagen fibril populations in He-Ne laser photostimulated tendons. *J Clin Laser Med Surg* 1990;Dic:47-52.

Enwemeka CS. The effects of therapeutic ultrasound on tendon healing. A biomechanical study. *Am J Phys Med Rehabil* 1989a;68:283-87.

Enwemeka CS. Inflammation, cellularity, and fibrillogenesis in regeneration tendon: implications for tendon rehabilitation. *Phys Ther* 1989b;69:816-25.

Enwemeka CS, Spielholz NI, Nelson AJ. The effect of early functional activities on experimentally tenotomized Achilles tendons in rats. *Am J Physical Med Rehabil* 1988;67(6):264-69.

Friedman H, Lubart R. Photostimulation by light-induced cytosolic calcium oscillations. *Laser Ther* 1996;8:137-42.

Friedman H, Lubart R, Laulicht I, Rochkind S. A possible explanation of laser-induced stimulation and damage of cell cultures. *Photochem Photobiol* 1991;11:87-91.

Fruensgaard S, Helmig P, Riis J, Stovring JO. Conservative treatment for acute rupture of the Achilles tendon. *Int Orthop* 1992;16:33-35.

Gibson KF, Kernohan WG. Lasers in Medicine – a review. *J Med Eng Technol* 1993;17:51-57.

Goldman JA, Chiapella J, Casey H. Laser therapy of rheumatoid arthritis. *Laser Surg Med* 1980;1:93-101.

Greenough CG. The effect of electromagnetic fields on flexor tendon healing in the rabbit. *J Hand Surg* 1996;21B:808-12.

Grossman N, Schneid N, Reuveni H, Halevy S, Lubart R. 780nm low power diode laser irradiation stimulates proliferation of keratinocyte cultures: Involvement of reactive oxygen species. *Laser Surg Med* 1998;22:212-218.

Guidugli-Neto J. The effect of roentgen radiation on the capillary sprouts of superficial loops of granulation tissue I: quantitative study of the vascular volume. *Rev Odontol Univ São Paulo* 1987;1:6-8.

Gum SL, Reddy GK, Stheno-Bittel L, Enwemeka CS. Combined Ultrasound, Electrical Stimulation, and Laser promote collagen synthesis with moderate changes in tendon biomechanics. *Am J Phys Med Rehabil* 1997;76(4):188-96.

Heussler JK, Hinchey G, Margiotta E, Quinn R, Butler P, Martin J, Sturgess AD. A double blind randomized trial of low power laser treatment in rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis* 1993;52:703-706.

Hudlicka O, Tiller KR. Angiogenesis. The growth of the vascular system. London Academic Press; 1986.

Jones N, Kjellstrand CM. Spontaneous tendon rupture in patients on chronic dialysis. *Am J Kidney Dis* 1996;28;861-6.

Jori G, Schindl L, Schindl A, Polo L. Novel approaches towards a detailed control of the mechanism and efficiency of photosensitized processes in vivo. *J Photochem Photobiol A Chem* 1996;102:101-07.

Kana JS. Effect of low-power density laser radiation on healing of open skin wounds in rats. *Arch Surg* 1981;116:293-6.

Kannus PL, Jozsa M, Kvist M, Letho M, Jarvinen M. The effect of immobilization on myotendinous junction: and ultrastructural, histochemical and immunohistochemical study. *Acta Physiol Study* 1992;144:387-394.

Karu T. The science of low power laser therapy. Australia: Gordon and Breach Science Publishers; 1998.

Karu T. Mechanism of interaction of monochromatic light with cells. In: Karu T, Young AR, eds. Effects of low power light on biological systems. Washington, DC: Proceedings of the European Society of photo-optical instrumentation engineers; 1996. p. 2-9.

Karu TI. Molecular mechanism of therapeutic effect of low-intensity laser radiation. *Laser Life Sci* 1988;2:53-74.

Khan KM, Cook JL, Bonar F, Harcourt P, Astrom M. Histopathology of common tendinopathies. Updates and implications for clinical management. *Sports Med* 1999;27(6):393-408.

Kitchen S. Eletroterapia prática baseada em evidências. 2ª ed. São Paulo: Manole; 2003.

Kitchen SS, Partridge CJ. A review of low level laser therapy. Part I: background, physiological effects and hazards. *Physiother* 1991;77(3):161-70.

Klein RG, Eek BC. Low-energy laser treatment and exercise for chronic low back pain: double-blind controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 1990;71:34-37.

Kloth L. Wound healing: alternatives in management. USA: Churchill Livingstone; 1997. p. 347-364.

Koeke PU, Parizotto NA, Carrinho PM, Salate ACB. Comparative study of the efficacy of the topical application of hydrocortisone, therapeutic ultrasound and phonophoresis on the tissue repair process in rat tendons. *Ultrasound Med Biol* 2005;31(3):345-350.

Koeke PU. Estudo comparativo da eficácia da fonoforese, do ultra-som terapêutico e da aplicação tópica de hidrocortisona no tratamento d tendão de rato em processo de reparo tecidual [Tese]. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos; 2003.

Kolari PJ. Penetration of unfocused laser light into the skin. *Arch Dermatol Res* 1985;277:342-344.

Kolarova H, Ditrichova D, Wagner J. Penetration of the laser light into the skin in vitro. *Laser Surg Med* 1999;24:231-35.

Laakso L, Richardson C, Cramond T. Quality of light – is laser necessary for effective photobiostimulation? *Australian J Physio* 1993a;39(2):87-92.

Laakso L, Richardson C, Cramond T. Factors affecting low level laser therapy *Australian J Physio* 1993b;39(2):95-99.

Labbe RF, Skogerboe KJ, Davis HA, Rettmer RL. Laser photobioactivation mechanisms: In vitro studies using ascorbic acid uptake and hydroxiprolin formation as biochemical markers of irradiation. *Laser Surg Med* 1990;10:201-07.

Loevschall H, Arenholt-Bindselv D. Effect of low level diode laser irradiation of human oral mucosa fibroblasts in vitro. *Laser Surg Med* 1994;14:347-54.

Low L, Reed A. Eletroterapia explicada: princípios e prática. 3th ed. São Paulo: Manole; 2001.

Longo GJ. Está correta a dosimetria laser em  $J/cm^2$ ?. *Fisio Movimento* 1993;6(1):33-38.

Lubart R, Wollman Y, Friedmann H, Rochkind S, Laulicht I. Effects of visible and near-infrared lasers on cell cultures. *J Photochem Photobiol B* 1992;12(3):305-10

Lubart R, Malik Z, Rochkind S, Fisher T. A possible mechanism of low level laser-living cell interaction. *Laser Ther* 1990;2:65-68.

Lundeberg T, Malm M. Low power HeNe laser treatment of venous leg ulcers. *Ann Plast Surg* 1991;27:537-39.

McNeilly CM. Tendon cells in vivo form a three dimension network of cell processes linked by gap junctions. *J Anat* 1996;189:593-600.

Mello ML, Godo C, Vidal BC, Abujadi JM. Changes in macromolecular orientational on collagen fibers during the process of tendon repair in the rat. *Ann Histochem* 1975;20:145-152.

Mester AF, Mester A. Wound Healing. *Laser Ther* 1989;1:7.

Mester E, Mester AF, Mester A. The biomedical effects of laser application. *Laser Surg Med* 1985; 5: 31-9.

Mullins PAT. Use of therapeutic modalities in upper extremity rehabilitation, in: *Rehabilitation of hand: surgery and therapy*. Hunter JM, Schneider LH, Mackin EJ, et al. ed Philadelphia, CV . Mosby Company; 1990. p. 195-220.

Murrel GA, Lilly EG, Goldman RD, Seaber AV, Best TM. Effects of immobilization on Achilles tendon healing in a rat model. *J Orthop Res* 1994; 12:582-91.

Nessler JP, Mass DP. Direct - current electrical stimulation of tendon healing in vitro. *Clin Orthop* 1987;217:303-12.

Nissan M, Rochkind S, Razon N, Bartal A. He-Ne laser irradiation delivery transcutaneously: Its effects on the sciatic nerve of the rat. *Laser Surg Med* 1986;6:435-38.

Oliveira NML, Parizzotto NA, Salvini TF. GaAs (904nm) laser radiation does not affect muscle regeneration in mouse skeletal muscle. *Laser Surg Med* 1999;25:13-21.

Ohshiro T, Fujino T. Laser applications in plastic and reconstructive surgery. *Keio J Med* 1993;4:191-5.

Oshiro T. Low reactive-level laser therapy practical application. Chichester: Ed. John Wiley & Sons; 1991. p. 3-10.

Owoeye I, Spielholz NI, Fetto J, et al. Low - intensity pulsed galvanic current and the healing of tenotomized rat Achilles tendons: preliminary report using load-to-breaking measurements. *Arch Phys Med Rehabil* 1987;68:415-18.

Özkan N, Altan L, Bingöl U, Akin S Yurtkuran M. Investigation of the supplementary effect of AsGa laser therapy on the rehabilitation of digital flexor tendons. *J Clin Laser Med Surg* 2004;22(2):105-110.

Parizotto NA. Ação do laser de Hélio-Neônio sobre o processo de reparo tecidual: Um estudo do colágeno por microscopia eletrônica de varredura, microscopia de varredura, microscopia de força atômica e espectroscopia por infravermelho [Tese]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação; 1998.

Parizotto NA, Baranauskas V. Hydrogen bonding of collagen molecule stimulated by He-Ne laser in the regenerating of tendon. In: *Proceeding 2<sup>nd</sup> World Association of Laser Therapy*. Kansas City, Missouri, USA, September 2-5, p. 64-65, 1998a.

Parizotto NA, Baranauskas V. Structural analysis of collagen fibrils after HeNe laser photostimulated regenerating rat tendon. In: *Proceeding 2<sup>nd</sup> World Association of Laser Therapy*. Kansas City, Missouri, USA; 1998b. p. 66-67.

Pereira AN, Eduardo CP, Matson E, Marques MM. Effect of low-power laser irradiation on cell growth and procollagen synthesis of cultured fibroblasts. *Laser Surg Med* 2002;31:263-67.

Pimentel ER. Form birrefringence of collagen bubbles. *Acta Histochem Citochem* 1981;14(1):35-49.

Pinfildi CE, Ferreira LM, Liebano RE, Hochaman B, Prado RP. Helium-neon Laser in viability of random skin flap in rats. *Photomed Laser Surg* 2005;23(1):89-91.

Ploug T, Onkuwa T, Handberg A. Effects of immobilization on glucose transport and glucose transporter expression in rat skeletal muscle. *Am J Physiol* 1995;268(5Pt10):E 980-86.

Prado RP, Liebano RE, Hochman B, Pinfildi CE, Ferreira LM. Experimental model for low level laser therapy on ischemic random skin flap in rats. *Acta Cir* 2006;21(4):258-62.

Pugliese LS, Medrado AP, Reis SRA, Andrade ZA. The influence of low-level laser therapy on biomodulation of collagen and elastic fibers. *Pesq Odontol Bras* 2003;17(4):307-13.

Reddy GK, Gum S, Stehno-Bitel L, Enwemeka CS. Biochemistry and biomechanics of healing tendon: Part II. effects of combined laser therapy and electrical stimulation. *Med Sci Sports Ex* 1998;30(6):794-800.

Roberto C. The 780 nm laser and CO<sub>2</sub> laser in chronic Achilles tendonitis different methods compared. In: *Proceeding 2<sup>nd</sup> Congress World Association for Laser Therapy*. Kansas City, Missouri, USA; 1998. p.40-42.

Salate ACB, Barbosa G, Gaspar P, Koeke PU, Parizotto NA, Benze BG, Foschiani D. Effect of In-Ga-Al-P diode laser irradiation on angiogenesis in partial ruptures of Achilles tendon in rats. *Photmed Laser Surg* 2005;23(5): 470-75.

Salomão, O. Lesões tendíneas no pé e tornozelo do esportista. *Rev Bras Ortop* 1993;28(10):731-36.

Sankaran V, Walsh JT. Birrefringence measurement of rapid structural changes during collagen denaturation. *Photochem Photobiol* 1998;68(6):846-51.

Schindl A, Schindl M, Pernerstorfer-Schön H, Schindl L. Low-intensity laser therapy: a review. *J Investig Med* 2000;48(5):312-26

Schmitt I, Raiser AG, Graça, DL, Castagna CD, Gehver C, Maiorka P. The effects of lasertherapy AsGa on canine tendon healing. *Braz J Vet Res Anim Sci* 1993;30(2):145-49.

Sharma P, Maffulli N. Current Concepts Review - Tendon Injury and tendinopathy: Healing and repair. *JBJS* 2005;87(1):187-202.

Siebert DD, Siechert N, Siebert B, et al. What is the efficacy of soft and mid lasers in therapy of tendinopathies? Arch Orthop Traum Surg 1987;106:358-63.

Silva EC, Filho AH, Musskopf DE. Radiação laser. In: Rodrigues EM. Manual de recursos terapêuticos. Rio de Janeiro: Revinter; 1998. p.17-35.

Skinner SM, Gage JP, Wilce PA, Shaw RM. A preliminary study of the effects of laser radiation on collagen metabolism in cell culture. Aust Dent J 1996;41(3):188-92.

Smith RJ, Birndorf M, Gluck G, Hammond D, Moore WD. The effect of Low-Energy Laser on Skin-Flap Survival in the Rat and Porcine Animal Models. Plast Reconstr Surg.1992; 89: 306-10.

Smith KC. The photobiological basis of low level laser radiation therapy. Laser Ther 1991;3:19-24.

Soma CA, Mandelbaum BR. Repair of acute Achilles tendon ruptures. Orthop Clin North Am 1995;26(2):239-47.

Stehno-Bitel L, Reddy GK, Gum S, Enwemeka CS. Biochemistry and biomechanics of healing tendon: Part I. effects of rigid plaster casts and functional casts. Med Sci Sports Exerc 1998;30(6):788-793.

Stolik S, Delgado JA, Perez A, Anasagasti L. Measurement of the penetration depths of red and near infrared light in human "ex vivo" tissues. J Photoch Photob B Biol 2000;57:90-3.

Stolinski C. Disposition of collagen fibrils in human tendons. J Anat 1995;186:577-83.

Tatarunas AC, Matera JM, Dagli MLZ. Estudo clínico e anatomopatológico da cicatrização cutânea no gato doméstico: utilização do laser de baixa potência GaAs 904 nm. Acta Cir Bras 1998;13:86-93.

Tavares MR, Mazzer N, Pastorello M. Efeito do laser terapêutico na cicatrização tendinosa: estudo experimental em ratos. Fisio Bras 2005; 6(2):96-100.

Thomsen S, Pearce J, Cheong WF. Changes in birefringence as markers of thermal damage in tissues. IEEE transaction on biomedical engineering 1989; 36(12):1174-76.

Tuner J, Hode L. Low level laser therapy. Clinical practice and scientific background. Sweden: Prima Books;1999.

Tuner J, Hode L. It's all in the parameters: a clinical analysis of some well-known negative studies on low-level laser therapy. *J Clin Laser Med Surg* 1998;16:245-8.

Van Breugel HH, Bar PR. Power density and exposure time of He-Ne laser irradiation are more important than total energy dose in photo-biomodulation of human fibroblasts in vitro. *Laser Surg Med* 1992;12(5):528-37.

Veçoso MC. Laser em fisioterapia. São Paulo: Lovise; 1993.

Vidal BC. Image analysis of tendon helical superstructure using interference and polarized light microscopy. *Micron* 2003; 34: 423-432.

Vidal BC, Carvalho HF. Agregational state a molecular order of tendons as a function of age. *Matrix* 1990;10:48-57.

Vidal BC. Métodos de biologia celular. In: Vidal BC, Mello MLS. *Biologia Celular*, Rio de Janeiro e São Paulo: Atheneu; 1987. p. 5-40.

Vidal BC, Mello MLS, Godo C, Caseiro AC, abujadi JM. Anisotropic properties of silver plus food- impregnated collagen bundles ADB and form birefringence curves. *Ann Hitochim* 1975;20:15-26.

Vidal BC. Evaluation of the carbohydrate role in the molecular order of collagen bundles: microphotometric measurements of textural birefringence. *Cell Molec Biol* 1986;32(5):527-35.

Villarta R, Vidal BC Anisotropic and biomechanical properties of tendons modified by exercise and denervation: Agregation and macromolecular order in collagen bundles. *Matrix* 1989;9:55-61.

Winer BJ. Statistical principles in Experimental design. 3th ed. Tokyo: McGraw-Hill; 1971

Whittaker E, Canham PB. Demonstration of quantitative fabric analysis of tendon collagen using two-dimensional polarized light microscopy. *Matrix* 1991;11:56-62.

Webb C, Dyson M, Lewis WHP. Stimulatory effect of 660 nm low level laser energy on hypertrophic scar-derived fibroblasts: Possible mechanisms for increase in cell counts. *Laser Surg Med* 1998;22:294-301.

Wren TAL, Yerby AS, Beaupre GS, Carter DR. Mechanical properties of human Achilles tendon. *Clin Biomech* 2001;16:245-51.

Young S, Bolton P, Dyson M. Macrophage responsiveness to light therapy. *Laser Surg Med* 1989;9:497-505.

Zhang F. Effect of vascular endothelial growth factor on rat Achilles tendon healing. *Plastic Reconstruct Surg* 2003;112(6):1613-19.

**NORMAS ADOTADAS**

## NORMAS ADOTADAS

C.O.B.E.A. (Colégio Brasileiro de Experimentação Animal)- Princípios Éticos da experimentação animal. Disponível em: <http://www.meusite.com.br/cobea/index.html>

Consulta ao DeCS – Descritores em Ciência da Saúde. [www.bireme.br](http://www.bireme.br) – terminologia em saúde.

ICMJE – International Committee of Medical Journal Editors. Uniform requirements for manuscripts submitted to journals. Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

ORIENTAÇÃO NORMATIVA PARA ELABORAÇÃO E APRESENTAÇÃO DE TESE. Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Plástica UNIFESP – EPM.

Terminologia Anatômica. Terminologia Anatômica Internacional. São Paulo: Ed. Manole Ltda; 2001.248p.

## **SUMMARY**

## SUMMARY

**Introduction:** Calcaneous tendon is one of the most frequently damaged tendons, and its healing may last from weeks to months to be completed. In the search after speeding tendon repair, low intensity laser therapy has showed favorable effect. **Objective:** To assess the effect of low intensity laser therapy on the process of tissue repair of calcaneous tendon, which underwent a partial lesion, in rats. **Methods:** Sixty male rats were used, randomly assigned to 5 groups containing 12 animals each one; 42 of 60 underwent lesion caused by dropping a 186 g weight from a 20 cm height. In Group 1 (standard control) animals did not suffer the lesion nor underwent laser therapy; in Group 2 (control) animals suffered the lesion but did not undergo laser therapy; in Groups 3, 4, and 5 animals suffered lesion and underwent laser therapy for 3, 5, and 7 days, respectively. Animals which suffered lesion were sacrificed on the 8<sup>th</sup> day after the lesion and assessed by polarization microscopy to analyze the degree of collagen fibers organization. **Results:** Both experimental and standard control Groups presented significant values when compared with the control Groups, and there was not significant difference when Groups 1 and 4 were compared, and the same occurred between Groups 3 and 5. **Conclusion:** Low intensity laser therapy was effective for improving collagen fibers organization of the calcaneous tendon, after it underwent a partial lesion.

**APÊNDICE**

# APÊNDICE

## **FONTES CONSULTADAS**

## **FONTES CONSULTADAS**

HOUAISS A. Dicionário eletrônico Houaiss da língua portuguesa. Versão 1.0.5a: Objetiva; 2002.

INMETRO. Sistema Internacional de Unidades – SI. 8ª ed. Rio de Janeiro, 2003.

MICHAELIS A. Dicionário inglês-português. 25ª ed. São Paulo: Melhoramentos; 1997.

This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.  
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.  
This page will not be added after purchasing Win2PDF.