

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

ESCOLA DE VETERINÁRIA

**FOTOBIMODULAÇÃO COM LED E LASER
NO REPARO DE ALVÉOLO MANDIBULAR
DE COELHOS (*Oryctolagus cuniculus*)**

Cláudio Rômulo Comunian

Belo Horizonte

2013

Cláudio Rômulo Comunian

**FOTOBIMODULAÇÃO COM LED E LASER NO
REPARO DE ALVÉOLO MANDIBULAR DE COELHOS
(*Oryctolagus cuniculus*)**

Tese apresentada ao Colegiado de Pós-graduação da Escola de Veterinária da Universidade Federal de Minas Gerais para defesa de doutorado em Ciência animal.

Orientadora: Profa. Dra. Cleuza Maria de Faria Rezende

Co-orientador: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

BELO HORIZONTE

2013

FICHA CATALOGRÁFICA

C741f Comunian, Cláudio Rômulo, 1960-
Fotobiomodulação com led e laser no reparo de alvéolo mandibular de coelhos (*Oryctolagus cuniculus*) / Cláudio Rômulo Comunian. – 2013.

58 p. : il.

Orientadora: Cleuza Maria de Faria Rezende

Co-orientador: Marcos Pinotti Barbosa

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Veterinária.

Inclui bibliografia

1. Coelho – Cirurgia – Teses. 2. Dentes – Extração – Teses. 3. Processo alveolar – Teses. 4. Lasers em odontologia – Teses. 5. Fototerapia – Teses. I. Rezende, Cleuza Maria de Faria Rezende. II. Barbosa, Marcos Pinotti. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Veterinária. IV. Título.

CDD – 636.932 297

FOLHA DE APROVAÇÃO

CLÁUDIO RÔMULO COMUNIAN

Tese submetida à banca examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIA ANIMAL, como requisito para obtenção do grau de DOUTOR em CIÊNCIA ANIMAL, área de concentração em Medicina e Cirurgia Veterinárias.

Aprovada em 30 de abril de 2013, pela banca constituída pelos membros:



Prof^ª. Cleuza Maria de Faria Rezende
Presidente – Orientadora



Prof. Gerdal Roberto de Sousa
Faculdades FEAD



Prof. Lívio de Barros Silveira
Escola de Veterinária - UFMG



Prof. Marcelo Drummond Naves
Odontologia - UFMG



Prof. Carlos Eduardo Assis Dutra
Odontologia - UFMG

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho à minha família, meu pai, minha mãe, mesmo ela não estando entre nós fisicamente, meus irmãos, minha esposa, meus filhos, meu genro e minha nora, cunhados, cunhadas e sobrinhos. Deus cruzou os nossos caminhos nessa vida, para que a gente crescesse e nos ajudássemos mutuamente ou até cumpríssemos alguns carmas. Vocês fazem a nossa convivência muito boa e feliz e que Deus nos ajude na nossa caminhada.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, nosso pai e nosso criador, pela nossa existência, por tudo que somos e que temos, pela chance de nascer e renascer e podermos progredir e crescer a cada existência. Obrigado pela oportunidade de sermos profissionais de saúde, condição que nos permite ajudar ao nosso próximo, pois sabemos que quando ajudamos somos os maiores beneficiados. Dá-nos sempre Senhor a humildade de buscarmos o conhecimento e a sabedoria de colocá-los em prática.

Aos meus pais, **Pedro** e **Eny** (*in memoriam*), pelo amor, dedicação e carinho, desde a minha concepção e por toda a minha vida; pela família que construíram para meus irmãos e para mim; pelo que fizeram e ainda fazem por toda a nossa família. Mamãe, daí onde você está, zele por nós e obrigado por ter dedicado toda a sua vida para a nossa família. Papai, obrigado por ser esse pai maravilhoso, dedicado e tão presente em minha vida. Amo muito vocês.

Aos meus irmãos, **Rogério**, **Ronaldo**, **Roberto**, **Lúcia**, **Ricardo** e **Luíza**, pelo companheirismo, amor e amizade e todos os melhores sentimentos para comigo durante a nossa existência; por terem assimilado os ensinamentos de nossos pais e desempenharem muito bem o papel que cabe a cada um na família, amo muito vocês também.

À minha querida **Rosemayre**, esposa dedicada, paciente e companheira em todos os momentos difíceis e olha que foram muitos. Obrigado por você nunca ter desistido de nós e por me ensinar todos os dias das nossas vidas o que é o amor. Obrigado por todo esse amor, amo muito você.

Aos meus filhos queridos, **Kéterin** e **Rômulo**, obrigado por me escolherem como pai e se Deus quiser vamos, eu e mamãe, cumprir da melhor forma possível, nossa missão como pais. Obrigado por existirem, amo muito vocês e é impossível descrever esse amor, por ser imensurável e especial.

Aos meus novos filhos **Diego** (genro) e **Natália** (nora) por cuidarem tão bem dos meus filhos e por serem tão presentes positivamente em nossas vidas.

Ao professor **Paulo dos Reis Correa**, o meu primeiro pai na odontologia, pelos ensinamentos, por ter literalmente “pegado em minha mão” e pelo exemplo de amor ao próximo que se nos apresenta como pacientes.

Ao professor **Hudson Vianna** (*in memoriam*), meu segundo pai na odontologia, pelas grandes oportunidades profissionais, apoio e confiança desde o início da minha profissão.

Ao professor **Hênio Geraldo Parreira Horta** (*in memoriam*), meu terceiro pai na odontologia, pelos ensinamentos, pelo exemplo de caráter, pela amizade sincera e dedicação, sempre colocando o magistério acima de qualquer desejo ou aspiração pessoal.

À Professora **Cleuza Maria de Faria Rezende**, por ter me dado a oportunidade de fazer esse doutorado e por sempre acreditar em mim e que esse projeto poderia dar certo.

Ao Professor **Marcos Pinotti** pelos ensinamentos e apoio incondicional durante esse todo esse processo.

Ao Professor **Iran Borges** por ter sempre uma saída para os problemas, por ter sempre uma palavra de consolo e me ajudar tanto todas as vezes que eu precisei.

Ao Professor **Roberto Maurício Carvalho Guedes**, chefe do colegiado de pós-graduação, pela ajuda constante e paciência.

Ao Professor **Leonardo José Camargos Lara** diretor da Fazenda Experimental Prof. Hélio Barbosa, em Igarapé, pela grande ajuda e oportunidade de realizar o experimento.

Aos amigos **Douglas, Ronaldo e Rose**, pelo auxílio durante o experimento e não medirem esforços para nos ajudar.

Ao Professor **Evandro Abdo**, diretor da Faculdade de odontologia da UFMG, pelos conselhos e apoio incondicional.

Aos Professores da Cirurgia da FOUFMG, **Evandro Guimarães Aguiar, Marcelo Drummond Naves, Carlos Edurardo Assis Dutra, Luis Cláudio Noman Ferreira, Jorge Barbosa, Ronaldo Arruda e Felipe Baires** pelas substituições e por se desdobrarem para suprir a minha falta, nos momentos em que precisava me ausentar durante todo o período do doutorado.

Aos Professores do curso de Especialização em CTBMF da FOUFMG, **Evandro Guimarães Aguiar, Marcelo Drummond Naves, Vladimir Noronha, Bruno Campanha, Marcelo Cardoso, Fernando Magalhães, Rodrigo Carvalho, Augusto Sete Dias e André Fernandes Maia**, por serem amigos e companheiros e por me ajudarem a crescer sempre.

Ao Professor Dr. **Ivan Dosche Barreiros**, te agradeço muito pela ajuda, o que você fez é coisa que só amigo faz.

Aos Professores **Gerdal Roberto de Souza e Lívio Silveira** pelos ensinamentos na área de fototerapia.

Ao Professor **Maurício Castro** pela realização da parte de Tomografia Computadorizada. A sua ajuda brilhou muito o nosso trabalho.

À Professora Dra. **Gerluza Aparecida Borges Silva** (Instituto de Ciências Biológicas da UFMG) pelos ensinamentos e ajuda na área de Histologia.

Ao Professor Dr. **Ernani Fagundes do Nascimento** pela ajuda na defesa da parte histológica dessa tese.

Ao **Laboratório Veterinário CDAPVET** pela realização da parte histológica e à Firma **ABG Consultoria** pela realização da parte estatística, etapas importantes desse trabalho.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia da UFMG e do Hospital Odilon Behrens pela amizade e presteza que sempre demonstraram comigo.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho e, tenho a certeza, que seus encheriam mais centenas de páginas de agradecimento.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar os efeitos do LED e do LASER de baixa intensidade na reparação de alvéolos de coelhos. Foram utilizados 18 coelhos brancos, machos, adultos jovens, da raça Nova Zelândia, de massa corporal entre 2,3 a 2,5 kg. Esses foram divididos em três grupos de seis e em todos foi feita exodontia do primeiro premolar inferior direito. O grupo I recebeu irradiação LED, infravermelho (830 nm), 30 J/cm², 26 mW de potência por 150 segundos e o grupo II irradiação LASER, infravermelho (780 nm), 30 J/cm², 24 mW por 50 segundos em 09 sessões de 48 em 48 horas e o grupo III não recebeu irradiação (grupo controle). As aplicações foram perpendiculares aos alvéolos e iniciadas 48 horas após a cirurgia. Os três grupos foram avaliados clinicamente por dezoito dias de pós-operatório. Aos 90 dias os coelhos foram submetidos à eutanásia e os fragmentos mandibulares foram colhidos e submetidos a tomografia computadorizada para avaliação da densidade óssea em unidades Hounsfield. Logo após, foram cortados e corados com Hematoxilina e Eosina para avaliação histológica e histomorfométrica e determinação do tipo de colágeno. Os resultados das avaliações clínica, tomográfica, histológica, histomorfométrica e do colágeno sugerem efeito benéfico das fotobiomodulações com LED e com LASER sobre o processo de reparação óssea dos alvéolos dentários de coelhos, quando comparados à reparação normal. Houve diferença estatística entre os grupos LED e controle, mas não entre os grupos tratados. Dos resultados obtidos conclui-se que as fotobiomodulações com LED e com LASER favorecem a reparação óssea dos alvéolos de coelhos.

Palavras – Chaves: Fotobiomodulação, fototerapia, laser, led, reparação alveolar.

SUMMARY

The aim of this study was to evaluate the effects of LED and LASER low intensity in reparation of alveoli of rabbits. We used 18 white rabbits, male, young adult, New Zeland, body mass between 2.3 and 2,5 kg. These were divided into tree groups of six and everyone was made extraction of the first premolar lower right. Group I received irradiation LED, infrared (830 nm), 30 J / cm ², 26 mW for 150 seconds and the group II irradiation LASER, infrared (780 nm), 30 J / cm ², 24 mW for 50 seconds in 09 sessions of 48 in 48 hours and group III received no irradiation (control group). The applications were perpendicular to the alveoli and started 48 hours after surgery. The three groups were evaluated clinically for eighteen days postoperatively. At 90 days, the rabbits were euthanized and the fragments mandible were harvested and subjected to computed tomography for evaluation of bone density in Hounsfield units. Soon after, were cut and stained with hematoxylin and eosin for histological and histomorphometric to determination of the type of collagen. The results of clinical, tomographic, histologic, histomorphometric and collagen suggest beneficial effects of photobiomodulations LED and LASER on bone reparation of dental alveoli of rabbits, when compared to the normal repair. There was statistical difference between the groups LED and control, but not between the treated groups. From the results obtained it was concluded that the photobiomodulations LED and LASER promote bone repair in rabbits.

Keywords: Photobiomodulation, phothotherapy, lazer, led, alveolar repair.

LISTA DE ABREVIATURAS

ADP	Difosfato de adenosine
ATP	Trifosfato de adenosine
BMP	Bone morphogenetic protein
CETEA	Comitê de ética de experimentação animal
DNA	Desoxirribonucleic acid
EVA	Escala visual analógica (dor)
GaAlAs	Arseneto de gálio e alumínio
HeNe	Hélio-Neônio
J/cm ²	Joules por centímetro ao quadrado
LASER	Light amplification by stimulated emission of radiation
LBI	Laser de baixa intensidade
LED	Light emitting diode
LEDT	Ledterapia
LILT	Low intensity laser therapy
LLLT	Low lever laser therapy
nm	nanometro
PDT	Photodynamic terapy
RNA	ribonucleic acid
SNC	Sistema nervoso central
TFD	Terapia fotodinâmica
UH	Unidades Hounsfield

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: Desenho esquemático, mostrando a produção da luz LED	17
FIGURA 2: Ilustração de lâmpadas de LED e a produção de luz monocromática e sem coerência espacial.....	18
FIGURA 3: Esquema de produção da luz LASER	20
FIGURA 4: Ilustração de aparelho LASER e a produção de luz monocromática e com coerência espacial	20
FIGURA 5: Extração dentária em coelho	29
FIGURA 6: Dente primeiro premolar inferior direito extraído de coelho	29
FIGURA 7: Aplicação de luz LED diretamente na abertura do alvéolo	30
FIGURA 8: Aplicação da luz LASER diretamente na abertura do alvéolo	30
FIGURA 9: Aparelho FisisioLed	31
FIGURA 10: Aparelho Twin Laser	32
FIGURA 11: Hemimandíbula de coelho	33
FIGURA 12: Tomografia computadorizada	34
FIGURA 13: Fotomicrografia (HE): alvéolo dentário do primeiro premolar inferior direito de coelho não submetido à fototerapia-90 dias de pós-operatório ...	42
FIGURA 14: Fotomicrografia (HE): alvéolo dentário do primeiro premolar inferior direito de coelho, aos 90 dias de pós-operatório-G1	43
FIGURA 15: Fotomicrografia (HE): alvéolo dentário do primeiro premolar inferior direito de coelho, aos 90 dias de pós-operatório-G2	44
FIGURA 16: Fotomicrografia (HE): alvéolo dentário do primeiro premolar inferior direito de coelho, aos 90 dias de pós-operatório-G3	45
FIGURA 17: Fotomicrografia de alvéolo do primeiro premolar inferior direito de coelho, aos 90 dias de pós-operatório, coloração pelo método de Picrosirius	52
FIGURA 18: Fotomicrografia de alvéolo do primeiro premolar inferior direito de coelho aos 90 dias de pós-operatório, coloração pelo método de Picrosirius	52

FIGURA 19: Fotomicrografia de alvéolo do primeiro premolar inferior direito de coelho aos 90 dias de pós-operatório, coloração pelo método de Picrosirius	53
FIGURA 20: Fotomicrografia de alvéolo do primeiro premolar inferior direito de coelho aos 90 dias de pós-operatório, coloração pelo método de Picrosirius	53

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1: Diferença entre as médias e intervalo de 95% de confiança para diferença dos resultados da Tomografia Computadorizada em mandíbulas de coelhos submetidas à fototerapia com LED e LASER e não tratadas.....	40
GRÁFICO 2: Gráfico de Barras da presença de colágeno tipo I nos grupos tratados e controle	50
GRÁFICO 3: Gráfico de Barras da presença de colágeno tipo III entre os grupos tratados e controle	51

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1: Vantagens e desvantagens do LED	25
QUADRO 2: Vantagens e desvantagens do LASER	26
QUADRO 3: Medidas dos tecidos em unidades Hounsfield (Mish, 2009)	27
QUADRO 4: Evolução da cicatrização gengival de coelhos, após extração do primeiro premolar inferior direito, submetidos à fototerapia com LED	36
QUADRO 5: Evolução da cicatrização gengival de coelhos, após extração do primeiro premolar inferior direito, submetidos à fototerapia com LASER	36
QUADRO 6: Evolução da cicatrização gengival de coelhos, após extração do primeiro premolar inferior direito, não submetidos à fototerapia	37
QUADRO 7: Valores médios da densidade óssea alveolar mandibular em coelhos submetidos à fototerapia com LED, 90 dias após o estudo	38

QUADRO 8: Valores médios da densidade óssea alveolar mandibular em coelhos submetidos à fototerapia com LASER, 90 dias após o estudo.....	38
QUADRO 9: Valores médios da densidade óssea alveolar mandibular em coelhos não submetidos à fototerapia, 90 dias após o estudo	38
QUADRO 10: Valores médios da densidade óssea mandibular em corpo de mandíbula de coelho sadio	39

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: Teste Tukey para as Comparações múltiplas dos valores de tomografia computadorizada em mandíbulas de coelhos submetidas à fototerapia com LED e LASER e não tratadas	39
TABELA 2: Histomorfometria de alvéolo mandibular de coelho submetido à fototerapia com LED (90 dias de estudo)	46
TABELA 3: Histomorfometria de alvéolo mandibular de coelho submetido à fototerapia com LASER, aos 90 dias de estudo	46
TABELA 4: Histomorfometria de alvéolo mandibular de coelho sem fototerapia, aos 90 dias de estudo	47
TABELA 5: Medidas descritivas e Análise de Variância para a Histomorfometria	47
TABELA 6: Determinação e quantificação do colágeno em alvéolo mandibular de coelho após extração dental e fototerapia com LED aos 90 dias de estudo	48
TABELA 7: Determinação e quantificação do colágeno em alvéolo mandibular de coelho após extração dental e fototerapia LASER aos 90 dias de estudo	48
TABELA 8: Determinação e quantificação do colágeno em alvéolo mandibular de coelho após extração dental sem fototerapia aos 90 dias de estudo	49
TABELA 9: Tabela de contingência e teste Exato de Fisher para a presença do Colágeno Tipo I entre os grupos tratados e controle	50
TABELA 10: Tabela de contingência da variável Colágeno Tipo III nos grupos tratados e controle	51

SUMÁRIO

RESUMO

SUMMARY

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE GRÁFICOS

LISTA DE QUADROS

LISTA DE TABELAS

1.	INTRODUÇÃO	15
2.	HIPÓTESES	16
3.	OBJETIVOS	16
3.1.	Geral	16
3.2.	Específicos	16
4.	LITERATURA CONSULTADA	16
4.1.	Led	16
4.1.1.	Conceito e mecanismo de produção da luz	16
4.1.2.	Indicações	18
4.2.	Laser	19
4.2.1.	Conceito de mecanismo de produção da luz	19
4.2.2.	Indicações	21
4.3.	Mecanismo de ação das fototerapias	23
4.4.	Comparação entre LED e LASER	25
4.5.	Reparação alveolar	26
4.6.	Avaliação da densidade óssea	27
5.	MATERIAIS E MÉTODOS	28
5.1.	Experimento	28
5.2.	Protocolo das doses e aplicações de LED e LASER	31
5.3.	Coleta de materiais	32
5.4.	Análise estatística	35
6.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	35
6.1.	Exames clínicos	35

6.2.	Tomografia computadorizada	37
6.3.	Histologia	40
6.4.	Histomorfometria	46
6.5.	Microscopia de luz polarizada (Picrosirius)	48
7.	CONCLUSÕES	54
8.	REFERÊNCIAS	54

1. INTRODUÇÃO

As doenças e os traumatismos são desafios que os profissionais de saúde enfrentam e com o progresso científico o sucesso do tratamento dessas alterações tem avançado. Diversos são os procedimentos realizados na tentativa de tratar processos patológicos ou traumáticos, como a aplicação de medicamentos tópicos e sistêmicos, atos cirúrgicos, dentre outros.

As cirurgias reparadoras representam grande parte da clínica diária dos profissionais de saúde e são formas bem sucedidas de tratamento, entretanto requerem um tempo de recuperação muitas vezes longo. Em odontologia essa prática se desenvolveu nas quatro últimas décadas, com o advento dos implantes dentários osteointegráveis. O edentulismo parcial ou total pode ter um período curto, pois o elemento perdido pode ser substituído rapidamente. Defronta-se ainda com o fator tempo de cicatrização do alvéolo dentário e da osteointegração do implante colocado para reabilitação oral. Na implantodontia os estudos atuais têm como alvo os biomateriais e as técnicas utilizadas para aumentar a qualidade e a quantidade do osso alveolar disponível, obtenção da osteointegração entre o implante e o osso alveolar, bem como a diminuição do tempo decorrido entre a perda dental e a reabilitação dos elementos dentais.

A fotobiomodulação com LASER (light amplification by stimulated emission of radiation) e LED (Light emitting diode) é uma das opções de tratamento usada para favorecer a reparação tecidual. Consistem na aplicação da luz diretamente ou ao redor de feridas e, em caso de cirurgias, nos períodos pré, pós-operatório imediato ou por intervalos de tempo estabelecidos no período de cicatrização (Smith, 1991; Almeida-Lopes, 1999).

O LED surgiu em 1928 e em 1962 foram desenvolvidos equipamentos para aplicações industriais. Esta modalidade de fototerapia tem sido empregada desde o início da década de 90 com propósitos terapêuticos efetivos, em lesões inflamatórias, traumáticas, infecciosas ou mesmo autoimunes, suscitando polêmica, quando comparado ao LASER (Castro e Silva *et al.*, 2002; Yamada Jr., 2004; Bisland e Wilson, 2005; Hayek *et al.*, 2005; Desmet *et al.*, 2006; Komine *et al.*, 2010; Yeh *et al.*, 2010).

O LASER surgiu em 1967 e o uso em Odontologia começou há cerca de trinta anos. É uma forma bem sucedida de terapia com luz amplificada. A energia eletromagnética é usada para estimular os tecidos vivos duros ou moles. O LASER tem sido usado também em Medicina Veterinária tanto em equinos como em pequenos animais. É um tratamento indolor com aplicações em traumatologia, ortopedia, condições pós-cirúrgicas e dores crônicas. A laserterapia tem ação direta nos tecidos, iniciando-se com a degranulação dos mastócitos (Silveira *et al.*, 2008), modulando a inflamação e favorecendo a cicatrização. Analgesia temporária, efeito antiinflamatório e biorregulação das respostas celulares são os resultados fisiológicos quando da aplicação do laser de baixa intensidade (LILT-low intensity laser therapy ou LLLT-Low level laser therapy), (Karu, 1987; Smith, 1991; Silva *et al.*, 1996; Bagnato, 2001; Wong-Riley *et al.*, 2005). É no tempo de recuperação tecidual que a irradiação com LASER ou com o LED pode auxiliar, ativando os elementos celulares, após a exodontia até a colocação dos implantes, por bioestimulação local (Maegawa *et al.*, 2000; Greco *et al.*, 2001; Schindl *et al.*, 2002; Castro e Silva *et al.*, 2002; Lizarelli, 2003; Moore, 2004; Pinheiro *et al.*, 2008; Oliveira *et al.*, 2008).

O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos do LED e do LASER de baixa

intensidade no reparo do alvéolo dentário, por meio de exames clínicos, radiográficos, densitometria óssea e histológico, após exodontia em mandíbula de coelhos.

2. HIPÓTESE

As fototerapias com o LED ou com o LASER favorecem a reparação dos tecidos moles e duros por meio da fotobiomodulação celular e estimulam a formação do colágeno e o aumento da densidade óssea.

3. OBJETIVOS

3.1. Geral

Avaliar os efeitos da fotobiomodulação com LED e LASER de baixa intensidade no alvéolo dentário de coelhos após exodontia.

3.2. Específicos

- Mensurar em tomografias computadorizadas a densidade óssea em

segmento de alvéolo dentário submetido ou não à fototerapia com LED ou LASER.

- Avaliar clínica, radiográfica, histologicamente, pela histomorfometria e pela determinação do colágeno, os efeitos da fototerapia com LED ou com o LASER, sobre a reparação óssea alveolar em coelho.

4. LITERATURA CONSULTADA

4.1. Led

4.1.1. Conceito e mecanismo de produção da luz

Segundo Hayek *et al.* (2005), o LED é um diodo, formado por dois semicondutores, um do tipo “P” e outro do tipo “N” (junção P-N), que quando energizado emite luz visível (fig 01). A luz monocromática é produzida pelas interações energéticas do elétron. Em qualquer junção P-N polarizada diretamente, ocorrem recombinações de lacunas e elétrons. Essas recombinações exigem que a energia dos elétrons seja liberada o que ocorre na forma de calor ou de fótons de luz. A cor da luz monocromática é dependente do cristal que compõe a lâmpada.

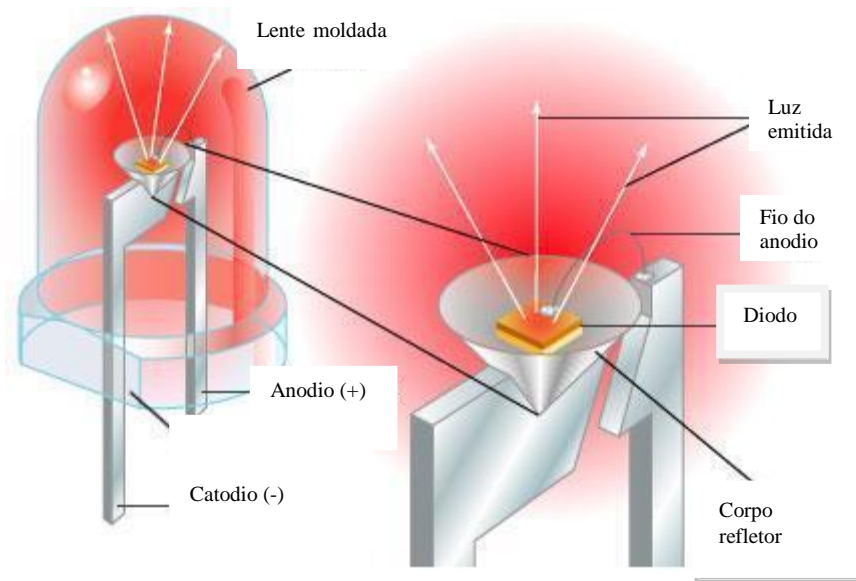


FIGURA 1 – Desenho esquemático , mostrando a produção da luz LED

FONTE: : <http://www.google.com.br/url>

O LED que utiliza o arseneto de gálio emite radiações infravermelhas. Quando o cristal contém fósforo, a emissão pode ser vermelha ou amarela, de acordo com a concentração do fósforo. Utilizando-se fosfeto de gálio com nitrogênio, a luz emitida pode ser verde ou amarela (fig.02). Uma das diferenças entre o LED e o LASER é que o LED não tem coerência espacial, ou seja, é uma luz espalhada, que caminha em feixes divergentes e dispersos,

diminuindo assim, o poder de penetrabilidade. São sistemas mais compactos e têm custos mais acessíveis que os dispositivos de LASER. Os comprimentos de onda produzidos variam entre 390 e 904 nm (do ultravioleta até o infravermelho), mas considera-se como fotobiomodulação o uso das luzes vermelha e infravermelha (Komine, *et al.*, 2010; Yeh *et al.*, 2010).

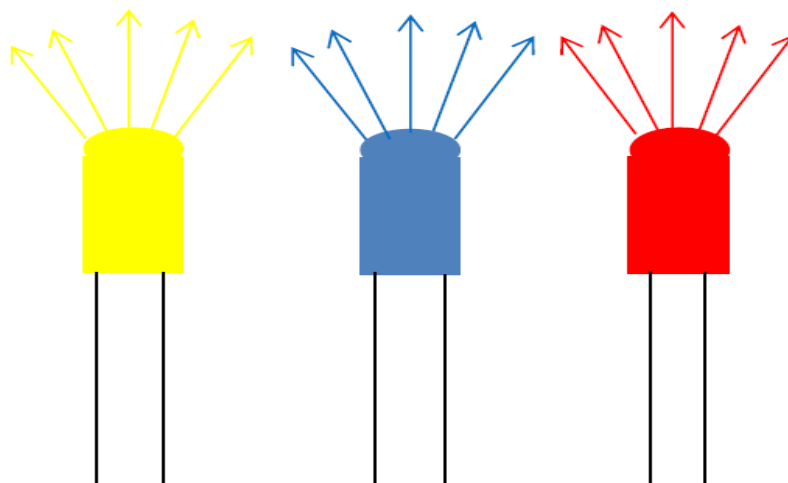


FIGURA 2 – Ilustração de lâmpadas de LED e a produção de luz monocromática e sem coerência espacial

4.1.2. Indicações

Segundo Castro e Silva *et al.* (2002), o LED foi usado inicialmente em lesões de envelhecimento de pele e alguns tumores epiteliais, mas atualmente ele já é indicado com os mesmos propósitos do LASER, associado ou não à terapia fotodinâmica (photodynamic therapy-pdt).

Bisland e Wilson (2005) afirmaram que o LED associado à TFD atua induzindo à apoptose as células de tumores cerebrais de ratos, porém as aplicações devem ter menor fluência e devem ser mais espaçadas, pois elas podem produzir um processo inflamatório exacerbado, podendo ser fatal, já que o cérebro está contido em paredes rígidas.

Vinck *et al.* (2005), em um estudo *in vitro* com fibroblastos humanos de pacientes diabéticos fez uma comparação entre LASER, infravermelho, 830 nm, potência de 400 mW, com 05 segundos de exposição e uma dose de 1J/cm²; LED verde, 570 nm, potência de 10 mW, tempo de exposição de

03 minutos e uma dose de 0,1J/cm²; LED vermelho, 660 nm, potência de 80 mW, tempo de 02 minutos e uma dose de 0,53J/cm² e LED infravermelho, 950 nm, potência de 160 mW, tempo de exposição de 01 minuto e uma dose de 0,53 J/cm². Obtiveram como resultado uma pequena variação entre a eficácia das luzes, mas uma maior proliferação das culturas de células irradiadas em relação à cultura controle. Neste trabalho foram realizadas aplicações diárias durante três dias consecutivos.

Wong-Riley *et al.* (2005) afirmaram que o LED vermelho (670 nm) e os infravermelhos (728, 770, 830 e 880nm), promovem a ativação de neurônios inativados por toxinas, sendo o vermelho e o infravermelho de 830 nm os mais efetivos. Outros parâmetros utilizados ainda foram 50 mW e 1,20 minutos. Segundo os autores esse mecanismo não é bem explicado nos estudos realizados. Eles ainda acreditam que a Citocromo-oxidase seja um fotorreceptor e desempenhe um papel importante na fotobiomodulação,

aumentando a energia do metabolismo dos neurônios inativados por toxinas.

Desmet *et al.* (2006) utilizaram o LED com comprimentos de onda entre 630 nm (vermelho) e 1000 nm (infravermelho) e consideraram seu uso como uma nova terapêutica não-invasiva, em doenças como retinopatia diabética e doença cardíaca isquêmica. Sua capacidade de modular a cicatrização dos tecidos através da estimulação de citocromos c-oxidase das mitocôndrias resulta no aumento da energia do metabolismo e também na produção destas enzimas. Os autores também citaram a utilização do LED na prevenção e no tratamento de mucosite em crianças com câncer de medula óssea submetidas ao transplante.

Casalechi *et al.* (2009) realizaram um estudo com ratos albinos, os quais tiveram os tendões de Aquiles (gastrocnemium) rompidos e tratados com LED vermelho (640 nm), na dose de 20 j/cm², por 120 segundos, aos 07, 14 e 21 dias de posoperatório. Os três grupos foram comparados a outros três grupos controle nos mesmos tempos sem fototerapia. Ao final do trabalho os autores concluíram que a terapia com LED foi favorável ao reparo tecidual em todos os períodos estudados.

4.2. Laser

4.2.1. Conceito e mecanismo de produção da luz

De acordo com Lizarelli (2003), o LASER é uma fonte de radiação, capaz de produzir bandas espectrais extremamente finas e campos eletromagnéticos intensos e coerentes, que se estendem do ultravioleta ao infravermelho. Para que ocorra a produção do LASER devem estar presentes simultaneamente três condições fundamentais: presença de um meio ativo, ou seja, uma coleção de átomos, moléculas ou íons, que emitam radiação na parte óptica do espectro; uma “inversão de população” (quando existem mais elétrons excitados do que elétrons no estado fundamental), que é a transformação do meio ativo em meio amplificador de irradiação, gerada por meio de bombeamento e uma reação óptica para que esse sistema composto por essa reação (inversão de população) e esse meio ativo, seja a sede de uma oscilação de LASER. Em outras palavras, tem-se um material, sólido, líquido ou gás, dentro de um compartimento e através de uma energização elétrica, química ou mesmo ótica, a maior parte dos átomos desse material se torna excitada (inversão da população) e quando cessa essa energia, os elétrons tendem a regressar aos seus níveis normais, emitindo assim essa energia em forma de fótons de mesma energia, já que a energia doada a eles tem a mesma intensidade (fig.3).

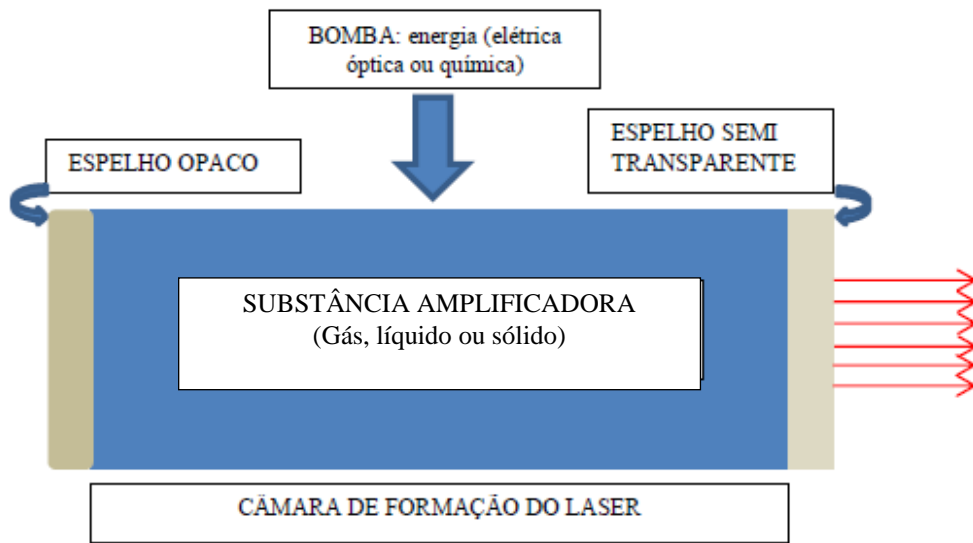


FIGURA 3 – Esquema de produção da luz LASER

O LASER, portanto, provém da emissão que ocorre quando elétrons decaem de seus níveis energéticos de forma estimulada. Essa emissão produz um feixe de luz onde todas as pequenas porções (fótons) comportam-se identicamente, o que lhe dá a

característica de monocromaticidade, isto é, tem um só comprimento de onda. Além disso, o LASER também tem coerência temporal e espacial, ou seja, todos os fótons caminham na mesma direção (Karu, 1999) (fig.4).



FIGURA 4 – Ilustração de aparelho LASER e a produção de luz monocromática e com coerência espacial

Segundo Bagnato (2001), para os aparelhos nos quais o LASER é formado por elétrons

livres, os elétrons excitados tendem a mudar para camadas menos energéticas e

quando ocorre a estimulação, ocorre a emissão de um fóton com uma quantidade de energia igual ao fóton que estimulou a mudança de nível. Por essa razão uma das características do LASER é a monocromaticidade, ou seja, fótons com o mesmo comprimento de onda (mesma energia). Outras características do LASER são: pequena divergência, coerência espacial e temporal, intensa energia e potência, pulsos ultracurtos, possibilidade de ajuste em comprimento de onda, dentre outros. O LASER é classificado segundo suas características em relação ao nível de excitabilidade que causam no tecido alvo. Após a absorção, o LASER atua nas moléculas excitando os átomos ou partes das moléculas, promovendo movimentos de cargas nessas moléculas. O LASER de baixa intensidade induz bioestimulação ou bioinibição das reações químicas e fisiológicas naturais desse tecido que dependem da quantidade de energia, da potência e do tempo de aplicação.

Segundo Karu (1999), o LASER de baixa intensidade tem efeito sobre os tecidos biológicos através de ações fotofísicas e fotoquímicas por mecanismos primários e secundários.

A atuação do LASER nos tecidos biológicos inicia-se com a degranulação dos mastócitos. Silveira *et al.* (2008) realizaram um trabalho *in vivo*, onde foram realizadas aplicações pré operatórias de LASER vermelho (688 nm) e infravermelho (785 nm), na dose de 8J/cm², frequência de 50 mW e tempo de 36 segundos, em gengivas humanas que seriam submetidas à gengivectomia. Concluíram que tanto o LASER vermelho quanto o infravermelho são capazes de aumentar a degranulação dos mastócitos nas gengivas irradiadas em relação às não irradiadas.

Vários autores afirmam que essa degranulação dos mastócitos provoca a liberação de histamina e em consequência disso a vasodilatação periférica. Logo após

ocorre estimulação mitocondrial, aumento da produção de ATP e da síntese de prostaglandinas, histamina e heparina, promovendo uma regulação do processo inflamatório. Ocorre também aumento na síntese de DNA e consequentemente aumento do número de mitose, com estimulação da síntese de colágeno e proliferação de fibroblastos (Karu, 1999; Lizarelli, 2003). Estas alterações levam à aceleração do processo de regeneração do epitélio e também ao estímulo no processo de osteogênese (Simunovic *et al.*, 2000; Garavello-Freitas *et al.* 2003; Yamada Jr *et al.*, 2004; Merli *et al.*, 2005; Pinheiro *et al.*, 2008; Benedicenti *et al.*, 2008).

Em relação à cavidade oral, o LASER foi avaliado como coadjuvante do processo de reparação óssea pós-extração em humanos e em ratos, com resultados promissores como aumento de BMP (proteínas morfogenéticas ósseas) no local da ferida e consequentemente incremento na formação de osso alveolar (Takeda, 1988; Kucerova, 2000; Lizarelli, 2003; Rochkind *et al.*, 2004).

Considerando o espectro eletromagnético, os comprimentos de onda (cor da luz) empregados na laserterapia de baixa intensidade estão na faixa do vermelho, de 630 a 700 nm e do infravermelho de 700 a 904 nm (Lizzarelli, 2003).

4.2.2. Indicações

Diversas são as aplicações da laserterapia, como em traumatologia e ortopedia, condições agudas, subagudas e crônicas, pós-operatórios e lesões por esforço repetitivo (Lizzarelli, 2003).

Almeida-Lopes (1999) mostrou em estudos *in vitro* a proliferação de fibroblastos de gengiva humana, após o emprego de laserterapia (LLLT) com comprimentos de onda de 670, 780, 692 e 786 nm. A autora

empregou uma fluência fixa de $2\text{J}/\text{cm}^2$ por 05 segundos. Ao final concluiu-se que a ação do LLLT promoveu uma acentuada proliferação de fibroblastos humanos em relação à cultura controle sem irradiação.

Lizarelli *et al.* (1999), após estudo sobre a cicatrização de alvéolos de ratos pós exodontia, afirmaram que o processo de cicatrização é acelerado com o uso do LASER

Segundo Karu (1999), a magnitude do efeito da irradiação será determinada pelo potencial de oxi-redução dos componentes da cadeia respiratória da célula no momento da irradiação. A luz visível é absorvida pela cadeia respiratória que ocorre nas mitocôndrias e é através dessa cadeia que a célula reconhece o meio externo, regulando o comportamento celular. Comprimentos de onda de 600 a 683 nm (vermelho) são absorvidos pelas semiquinonas e citocromo-oxidases e de 400 a 450 nm (azul) pelas flavoproteínas e hemoproteínas. Os citocromo-oxidases, após absorver a luz vermelha, oxidam o NAD (difosfato de adenosina) e isto leva a um aumento na produção de ATP, que significa mais energia para a célula.

A ação benéfica do LASER é relatada em diferentes situações como: na analgesia pós-operatória promovendo maior conforto ao paciente quando da colocação de prótese total imediata (Silva e Lizzarelli, 1996), na cicatrização óssea periapical em apicetomias (Souza, 2001) e também na osteointegração dos implantes dentários (Lizzarelli, 2003).

Lamas (1999) realizou um estudo utilizando LASER infravermelho (904 nm) em osteotomia transversal do rádio de 36 cães. Os animais foram divididos em três grupos de doze cães, sendo que em cada grupo, seis animais foram tratados e os outros foram o controle. Três animais em cada grupo receberam irradiação de $04\text{ J}/\text{cm}^2$ em um dos seis pontos, por 30 segundos, todos os dias. Outros três foram irradiados com

Laser em varredura, $01\text{ j}/\text{cm}^2$, duante 60 segundos. A diferença entre os grupos foi que o primeiro grupo recebeu tratamento por 10 dias, o segundo por 20 dias e o terceiro por 40 dias. Foram realizadas avaliações radiográficas e histológicas. Concluiu-se que os animais tratados, independentemente do grupo, mostraram sinais de degeneração tecidual e retardo na consolidação das fraturas.

Lizarelli (2003) afirmou que, independentemente do tecido onde ocorra a fotorrecepção da luz, ambos os comprimentos de onda resultarão na transdução do sinal e amplificação do estímulo, gerando aumento dos íons cálcio no citoplasma, aceleração da duplicação do DNA e da replicação do RNA no núcleo celular.

Silva *et al.* (2007) realizaram um trabalho com ratos Wistar, onde utilizaram vinte animais, divididos em quatro grupos. Foram feitos defeitos na mandíbula e tratados com: luz de 660 nm (vermelha) – $7,5\text{ J}/\text{cm}^2$; 660 nm (luz vermelha) – $15\text{ J}/\text{cm}^2$; 780 nm (luz infravermelha) – $7,5\text{ J}/\text{cm}^2$; e 780 nm (luz infravermelha) – $15\text{ J}/\text{cm}^2$. Os tempos experimentais foram 07, 14, 21 e 28 dias. Os tecidos epitelial e conjuntivo mostraram renovação celular atípica e acelerada durante o período de irradiação; o tecido ósseo teve sua neoformação acelerada, porém de igual padrão ao grupo controle. Concluiu-se que os tecidos epitelial e conjuntivo reagiram à estimulação de LBI (Laser de baixa intensidade) com renovação celular constante. No tecido ósseo houve uma aceleração da neoformação e reparação óssea, dentro dos padrões de normalidade, com uma melhor reparação nos grupos irradiados com a luz infravermelha.

4.3. Mecanismos de ação das fototerapias

A irradiação da terapia LASER absorvida pelos tecidos pode atuar de duas formas sendo a primeira, por meio de efeitos bioquímicos, modulando a liberação de substâncias, como, por exemplo, histamina, serotonina, bradicinina e heparina e o segundo, modificando reações enzimáticas fisiológicas, tanto no sentido de excitação quanto de inibição (biomodulação). A literatura também apresenta trabalhos onde se observa uma estimulação seletiva das mitocôndrias, resultando em aumento de ATP intracelular (aumento da energia da célula), o que origina um aumento na velocidade das mitoses celulares (Karu, 1999; Garavello-Freitas *et al.*, 2003, Benedicenti *et al.*, 2008). Esses processos agem diretamente na célula, produzindo um efeito primário ou imediato, aumentando o metabolismo celular. Promovem ainda o aumento da síntese de endorfinas e a diminuição da liberação de transmissores nociceptivos, como a bradicinina e a serotonina (Karu, 1999; Castro e Silva *et al.*, 2002). Atuam também na estabilização da membrana celular, regulando a transmissão do impulso nervoso. Observa-se bioestimulação e analgesia pela fototerapia ((Karu, 1999; Rochkind *et al.*, 2004). No efeito secundário ou indireto, verifica-se um aumentando do fluxo sanguíneo e da drenagem linfática mediando a inflamação. Esta terapia apresenta também efeitos sistêmicos e atua na ativação do sistema imune (Karu *et al.*, 1999).

Com relação à luz infravermelha, Smith (1991) afirmou que a sua atuação causa mudança fotofísica na membrana celular gerando um aumento da permeabilidade aos íons cálcio e potássio. Os íons cálcio são mensageiros intracelulares em muitos sistemas de transdução sinalizada.

Verifica-se ainda uma redução na dor dos pacientes, medida pela escala visual analógica da dor (EVA) atribuindo o fenômeno a um aumento na secreção de serotonina e opióides endógenos. Como efeito tardio constatou-se não somente uma maior liberação, mas também uma maior produção da serotonina, a qual foi posteriormente secretada e com maior rapidez, metabolizada. A ação analgésica da fototerapia LASER pode ser atribuída a três fatores (Genovese, 2000):

- Inibição da ação da enzima ciclooxigenase que, conseqüentemente, interrompe a conversão do ácido aracídico em prostaglandina, que é uma substância algica;
- Liberação, por parte do SNC, de endorfinas e encefalinas, consideradas substâncias analgésicas endógenas, com atuação na modulação da dor;
- Aumento no potencial de membrana que promove a hiperpolarização, mediante o aumento na síntese de ATP, energia celular que é utilizada pelas fibras nervosas na expulsão do íon sódio, por meio da bomba de sódio e potássio.

O aumento do fluxo vascular é um importante fator na redução da dor. Com o LASER GaAlAs (830.m, 30mW), Maegawa *et al.* (2000) verificaram uma rápida (01 minuto) e considerável dilatação arteriolar de 20%, aumentando para 30% após 05 minutos de irradiação. A consequência da vasodilatação foi um aumento do fluxo sanguíneo, mesmo após 01 minuto, que continuou aumentando até 30 minutos após a irradiação, com as arteríolas dilatadas em 200%. Quando os autores bloquearam o óxido nítrico local, as alterações iniciaram somente 10 minutos depois da aplicação do LASER, atingindo os mesmos resultados anteriores na fase tardia, o que indica a importância deste composto na fase inicial da vasodilatação. Os pesquisadores realizaram ainda, uma desinserção nervosa local, a qual não afetou

o fluxo sanguíneo. A elevação de temperatura variou entre 0,8 e 1,0 °C (oito décimos a um grau celsius), comprovando que as alterações vasculares não foram térmicas. Foi verificada, ainda, redução na concentração de cálcio intracelular em condições normais, de maneira dependente da potência utilizada, comprovando a ação da terapia LASER nas células musculares lisas das arteríolas. O relaxamento da musculatura lisa pode ser devido também à alteração no potencial de membrana, que promoveu a sua hiperpolarização. Os autores justificaram o uso do LASER no comprimento de onda de 830 nm em decorrência da sua penetração em maior profundidade nos tecidos e por ser amplamente utilizado na redução da dor.

Em outro estudo, o ventre do pé de seis pacientes voluntários saudáveis, que não apresentavam dor, problemas cicatriciais nem distúrbios inflamatórios (tecidos sadios) foram irradiados. Foi utilizado um LASER diodo (780 nm) em uma dose total de 05 J/cm². Através da imagem por ressonância magnética foi verificado um aumento do fluxo sanguíneo, no local da irradiação LASER. Acredita-se que a biomodulação positiva do LASER se deve a uma maior oxigenação decorrente do incremento no fluxo vascular, o qual não induziu alterações térmicas nos pacientes irradiados. Foi verificado também um aumento no potencial de membrana das mitocôndrias irradiadas, sendo este o mais importante fator da fotoestimulação e um aumento na concentração de cálcio devido à estimulação do metabolismo energético. O LASER interage com as mitocôndrias das células íntegras, aumentando o potencial de membrana e também a síntese de ATP (Greco *et al.*, 2001).

Em um estudo realizado com o objetivo de verificar o efeito sistêmico da terapia LASER na microcirculação cutânea de pacientes diabéticos, portadores de úlceras ou gangrenas, foram irradiadas com LASER HeNe (632,8nm e 30 mW), com

uma dose total de 30J/ cm² em única aplicação, de forma randômica, em apenas um dos lados acometidos. No grupo controle, o procedimento foi o mesmo, porém, o aparelho de LASER permaneceu desligado durante o tratamento (placebo). A temperatura e a microcirculação locais foram significativamente maiores no local da irradiação LASER (Schindl *et al.*, 2002).

Garavello-Freitas *et al.* (2003) pesquisaram a influência de doses diárias de energia de 0,03, 0,3 e 0,9 J de irradiação LASER de He-Ne sobre a reparação de danos produzidos cirurgicamente na tibia de ratos Wistar. A evolução do processo de cicatrização foi monitorizada utilizando análise morfométrica da área trabecular e a organização das fibras colágenas na matriz óssea. Os resultados mostraram que a terapia de laser de baixa potência estimulou o crescimento da área trabecular e a invasão concomitante de osteoclastos durante a primeira semana, e acelerou a organização do colágeno da matriz.

Uma pesquisa comparando a terapia LASER (632,8. m, 2J/cm²) com placebo foi realizada por Moore (2004) no tratamento de dores miofasciais. O autor observou uma redução significativa ($p < 0,05$) da dor no grupo LASER, atribuída a um aumento significativo no limiar da dor a curtos períodos (logo após a aplicação), não ocorrendo diferenças estatísticas nos períodos tardios (seis meses). A redução na dor ocorre devido a uma maior oxigenação das células e a liberação de substâncias analgésicas. Os efeitos primários ou imediatos da terapia LASER são as respostas teciduais locais devido à irradiação, que causa vasodilatação pelo maior fluxo sanguíneo, aumentando a drenagem linfática, a atividade de neutrófilos, macrófagos e fibroblastos, bem como o maior metabolismo de células em déficit ou danificadas. Os efeitos secundários ou tardios são causados pelos fotoprodutos da terapia LASER que, levados pela circulação sanguínea e

linfática, irão produzir os efeitos sistêmicos. O mecanismo de atenuação da dor está correlacionado, provavelmente com a alteração em nível plasmático da concentração de prostaglandinas, encefalinas e endorfinas. A terapia Laser é um tratamento não invasivo, bem aceito pelos pacientes, efetivo para uma grande variedade de dores agudas e crônicas, com ausência de efeitos colaterais.

Oliveira *et al.* (2008) concluíram que a fototerapia LASER mostrou-se capaz de alterar a atividade mitocondrial numa população de osteoblastos *in vitro*, podendo produzir efeitos como aceleração da formação e reparo ósseo.

4.4. Comparação entre led e laser

A fotobiomodulação com LED ou com LASER estimula a proliferação dos fibroblastos e a síntese de colágeno, acelerando o processo de cicatrização de lesões epidérmicas. As fototerapias com LED ou com LASER agem estimulando o metabolismo geral das células, aumentando

a produção de ATP e podem aumentar também a produção de proteínas, dentre elas as do sistema complemento, enzimas microbicidas e citocinas, direta e indiretamente proporcionando mais substratos à defesa do organismo (Barros, 2007).

Agnol *et al.* (2009), após tratamento comparativo de lesões cutâneas em ratos diabéticos, concluíram que os grupos tratados com LED e LASER mostraram resultados semelhantes, porém superiores ao grupo não submetido à fototerapia.

Souza (2007) comparou *in vitro* a utilização da TFD com LASER e LED associados ao Azul de toluidina como corante na redução de bactérias periodontopatogênicas. Após a utilização de diferentes doses de LASER e LED o autor concluiu que a TFD com LASER ou LED foi eficaz na destruição de bactérias patogênicas para o periodonto (*in vivo*).

As vantagens e desvantagens do LED e do LASER foram elaboradas por Starwynn (2004) e são expressas a seguir nos quadros 1 e 2:

QUADRO 1

Vantagens e desvantagens do LED

VANTAGENS	DESVANTAGENS
Menos invasivo	Pouca precisão nos comprimentos de onda
O corpo humano está preparado para receber a luz incoerente; corpo inteiro.	Pouco estudado em tecido ósseo
Usado em condições aguda e crônicas	Poucos equipamentos disponíveis no mercado
Grande variedade de cores	Não pode ser usado na acupuntura
Menor custo	Pouca precisão nos pontos de aplicação

QUADRO 2

Vantagens e desvantagens do LAZER

VANTAGENS	DESVANTAGENS
Luz coerente: maior penetração nos tecidos	Energia concentrada pode ser lesiva aos tecidos
Melhor ação como acupuntura	Estímulo não natural ao corpo
Uso comprovado por inúmeros trabalhos científicos	Pouca disponibilidade de cores
Vários equipamentos disponíveis no mercado	Não indicado para todo o corpo
Usado como bisturi (corte)	Alto custo

4.5. Reparação alveolar

Segundo Peterson *et al.* (2005), quando um dente é removido, tem-se a sequência de eventos de inflamação, epitelização, fibroplasia e remodelação do osso alveolar. O alvéolo vazio é composto de osso cortical (a lâmina dura vista radiograficamente) coberto por fibras rompidas do ligamento periodontal, com uma borda de epitélio oral (gengiva) na região coronária. O alvéolo é preenchido com sangue, que coagula, promovendo o seu isolamento em relação ao ambiente da cavidade oral. Em seguida há migração de células de defesa, especialmente os neutrófilos, para remoção de agentes patogênicos, restos celulares e esquirolas ósseas. Logo após ocorre a proliferação de tecido conjuntivo e angiogênese. O epitélio migra sobre as paredes do alvéolo revestindo-o, até que encontre o epitélio alveolar do lado oposto ou uma camada de tecido de granulação, rico em capilares imaturos e fibroblastos. Durante a primeira semana de cicatrização, osteoclastos acumulam-se ao longo da crista óssea. A segunda semana é marcada pela grande quantidade de tecido de granulação que preenche o alvéolo. A deposição de tecido osteóide já começa em toda a extensão do osso alveolar e reveste a cavidade alveolar. Esse processo que se inicia na segunda semana, continua na

terceira e quarta semanas de cicatrização, com a completa epitelização dos alvéolos nesse tempo. O osso cortical da crista e paredes alveolares continua a ser reabsorvido e o osso trabecular novo é depositado por todo o alvéolo. A reabsorção completa da cortical óssea ocorre quatro a seis semanas após a extração e pode ser reconhecida radiograficamente quando ocorre a perda de lâmina dura. À medida que o osso preenche o alvéolo, o epitélio se dirige à crista gengival adjacente e, eventualmente, atinge o mesmo nível da crista óssea. Um ano após a extração dentária o único remanescente do alvéolo é uma faixa de tecido fibroso (cicatriz sobre o processo alveolar edêntule). Os eventos que ocorrem durante a reparação do tecido ósseo também ocorrem em tecidos moles (inflamação, fibroplasia e remodelação). As células osteogênicas (osteoblastos) importantes para a reparação originam-se de três fontes: periósteo, endósteo e células mesenquimais pluripotentes indiferenciadas circulantes. Os osteoclastos derivados de células precursoras de monócitos tem a função de reabsorver o osso necrótico e o osso que necessita ser remodelado. Os osteoblastos secretam a matriz osteóide, que em seguida é mineralizada.

4.6. Avaliação da densidade óssea

Misch (2009) propôs uma medida em tomografia computadorizada em unidades

Hounsfield (UH) para diversos tecidos, tomando como base o ar (-1000 UH), a água (0 UH) e a densidade da cortical óssea (900 a 1800 UH). Os valores de diferentes tecidos são descritos no quadro 03 a seguir:

QUADRO 3

Medida dos tecidos em unidades Hounsfield (Mish, 2009)

TECIDO	UNIDADES HOUNSFIELD
AR	-1000
ÁGUA	0 (ZERO)
MÚSCULO	35-70
TECIDO FIBROSO	60-90
CAARTILAGEM	80-130
OSSO TRABECULAR	150-900
OSSO CORTICAL	900-1800
DENTINA	1600-2400
ESMALTE	2500-3000

Após o emprego de laserterapia, Souza (2001) verificou o incremento na reparação óssea em alvéolos humanos submetidos à cirurgia. Seus parâmetros foram 10 sessões de laserterapia com intervalo de 72 em 72 horas entre as sessões com tempo de aplicação de 13,6 minutos e fluência de 9J/cm² de modo pontual, perpendicular à área desejada. Os resultados foram avaliados por meio de radiografias periapicais, com mensuração da área radiolúcida referente à lesão. O grupo que recebeu fototerapia mostrou-se com maior densidade óssea radiográfica.

Cepera (2009) avaliou a densidade óssea radiográfica através de radiografias oclusais em expansões rápidas de maxila. O autor utilizou como parâmetros luz com 780 nm, dez pontos de aplicação, 10 segundos por ponto, uma potência de 40 mW e uma densidade de 10 J/cm². Para avaliação foi utilizado um programa de computador, após digitalização das radiografias, cujos

resultados mostraram maior densidade óssea no grupo tratado com Laser em relação ao grupo controle.

Shakouri *et al.* (2010) realizaram um estudo em coelhos com a produção de fraturas em tibia. Concluíram que a laserterapia de baixa potência favorece a formação do calo ósseo em comparação ao grupo controle, sem a fototerapia. Seus parâmetros foram doses de 04 J/cm², aplicações diárias durante 05 minutos, com Laser infravermelho (780 nm). Esse estudo se deu através da tomografia computadorizada e a leitura foi feita em unidades Hounsfield, onde o grupo tratado apresentou uma densidade óssea mais alta que o grupo controle.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1. Experimento

O experimento foi desenvolvido na Escola de Veterinária da Universidade Federal de Minas Gerais, após aprovação pelo CETEA¹.

Foram selecionados 18 coelhos, adultos jovens da raça Nova Zelândia, com massa corporal entre 2,3 e 2,5 quilos, do sexo masculino, adquiridos na Fazenda Experimental Hélio Barbosa/UFMG. Os coelhos foram submetidos a exames clínicos e laboratoriais (hemograma) para detecção de alterações sistêmicas. Foi realizada uma avaliação clínica de saúde periodontal em toda a boca.

Os coelhos foram divididos em três grupos de seis animais, todos submetidos a exodontia do primeiro premolar inferior direito com um fórceps infantil número 151, alavanca reta infantil e periótomo (fig. 5 e 6). Após 48 horas do procedimento

cirúrgico os grupos foram tratados conforme descrito a seguir:

- Grupo 01: irradiação LED, luz infravermelha (830 nm), 30 j/cm², por 150 segundos, 26 mW de potência e 09 sessões de 48 em 48 horas (fig. 07);

- Grupo 02: irradiação LASER, luz infravermelha (780 nm), 30 j/cm², por 50 segundos, 24 mW de potência e 09 sessões de 48 em 48 horas (fig. 08);

- Grupo 03: neste grupo os coelhos não receberam irradiação (grupo controle).

Para a execução das intervenções, os coelhos receberam a associação de 5,0 mg/kg de cloridrato de xilazina e 30 mg/kg cloridrato de cetamina por via intramuscular. Foi feita antissepsia extra e intraoral com clorexidina, numa concentração de 2,0 % e 0,12% respectivamente. Após infiltração local de cloridrato de bupivacaína a 0,5 % sem vasoconstrictor seguiram-se as exodontias.

- 1- Aprovado pelo Comitê de Ética em Experimentação Animal (CETEA UFMG), sob o número 049/08.

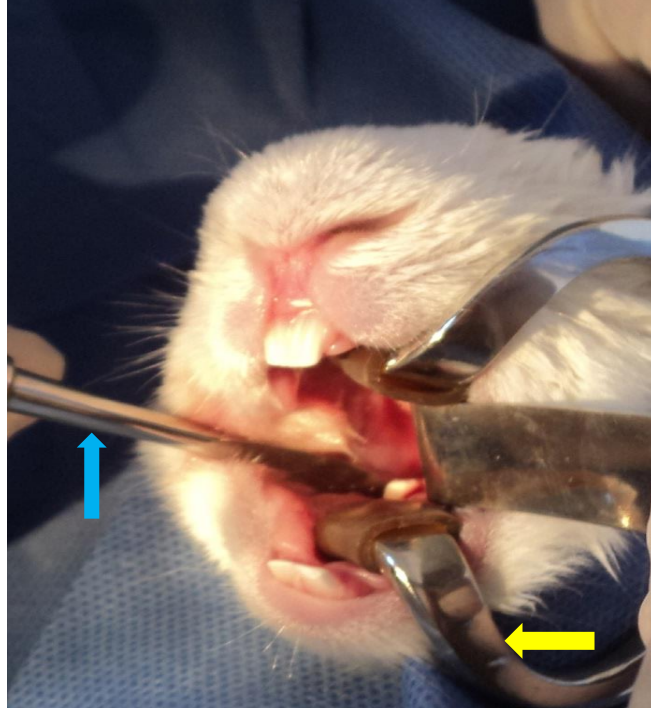


FIGURA 5 – Extração dentária em coelho

A figura mostra abridor de boca (seta amarela) posicionado no lado oposto ao da cirurgia e do posicionamento da alavanca infantil (seta azul) usada para a remoção do elemento dental

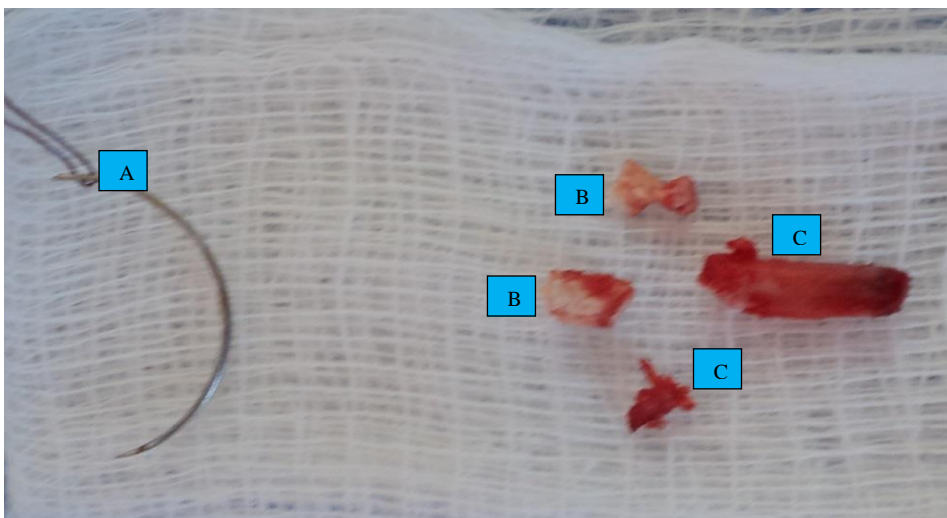


FIGURA 6 – Dente primeiro premolar inferior direito extrído de coelho.

A – agulha de sutura – 2,0 cm (referência); B – fragmentos da coroa dental; C – fragmentos da raiz dental.



FIGURA 7 – Aplicação da luz LED diretamente na abertura do alvéolo.
Luz infravermelha, tempo de 150 segundos, 26 mW de potência e dose de 30 j/cm²



FIGURA 8 – Aplicação da luz LASER diretamente na abertura do alvéolo.
Luz infravermelha, Tempo de 50 segundo, 24mW de potência e dose de 30 j/cm².

5.2. Protocolo das doses e das aplicações de LED e LASER

Foram utilizados no experimento equipamentos de LASER e LED, ambos sendo fabricados pela MM OPTICS (fig. 9 e 10).

Ambos com uma fluência de 30 J/cm², um tempo de aplicação de 50 segundos para o LASER e 150 segundos para o LED com a luz incidindo perpendicularmente ao alvéolo.

As aplicações de LED e LASER iniciaram 48 horas após as cirurgias em intervalos de 48 horas, num total de nove aplicações. Para a irradiação os animais receberam a

mesma associação de anestésicos usada para a realização da cirurgia.

Avaliações clínicas foram feitas de 48 em 48 horas, durante todo o período de aplicação das luzes (09 sessões em 18 dias). O grupo controle também recebeu anestesia, para que os coelhos fossem submetidos ao mesmo stress dos outros grupos. Nas avaliações clínicas considerou-se a presença de hiperemia, edema, infecção, sangramento ou quaisquer outras alterações nas regiões tratadas. Como fechamento do alvéolo, foi considerada a ausência de depressão e de solução de continuidade, ou seja, quando a gengiva mostrou-se contínua sobre o rebordo ósseo.



FIGURA 9 – Aparelho FizioLed:

A – visor; B – comandos; C – ponta plicadora da luz vermelha; D – ponta aplicadora da luz infravermelha; E – óculos de proteção; F – fonte de energia.

Aparelho: Fabricante MM OPTICS:

Rua Geminiano Costa, 143 – Jardim São Carlos / São Paulo – SP 13560-641 Fone: +55 (16) 3411-5060 / Fax: +55 (16) 3411-5061



FIGURA 10 – Aparelho Twin Laser

A – visor; B – comandos; C – ponta plicadora da luz vermelha; D – ponta aplicadora da luz infravermelha; E – pota aplicadora da luz azul (clareamento dental).

Aparelho: Fabricante MM OPTICS:

Rua Geminiano Costa, 143 – Jardim São Carlos / São Paulo – SP 13560-641 Fone: +55 (16) 3411-5060 / Fax: +55 (16) 3411-5061

5.3. Coleta de materiais

Aos 90 dias, tempo definido em experimento piloto realizado previamente, os dezoito coelhos foram submetidos à eutanásia com sobre dose de anestésico, thiopental sódico (90 mg/kg), após a sedação com cetamina (30 mg/kg) e xilazina (10 mg/kg).

Foram coletados os fragmentos de mandíbula, sendo o corte realizado por um disco de aço de corte extrafino, adjacente ao segundo premolar inferior direito, abrangendo a região do alvéolo cicatrizado, de onde foi extraído o primeiro premolar inferior direito. O limite mesial do corte foi a distância média da coroa do segundo premolar inferior direito até a coroa do incisivo central inferior direito (fig. 11).

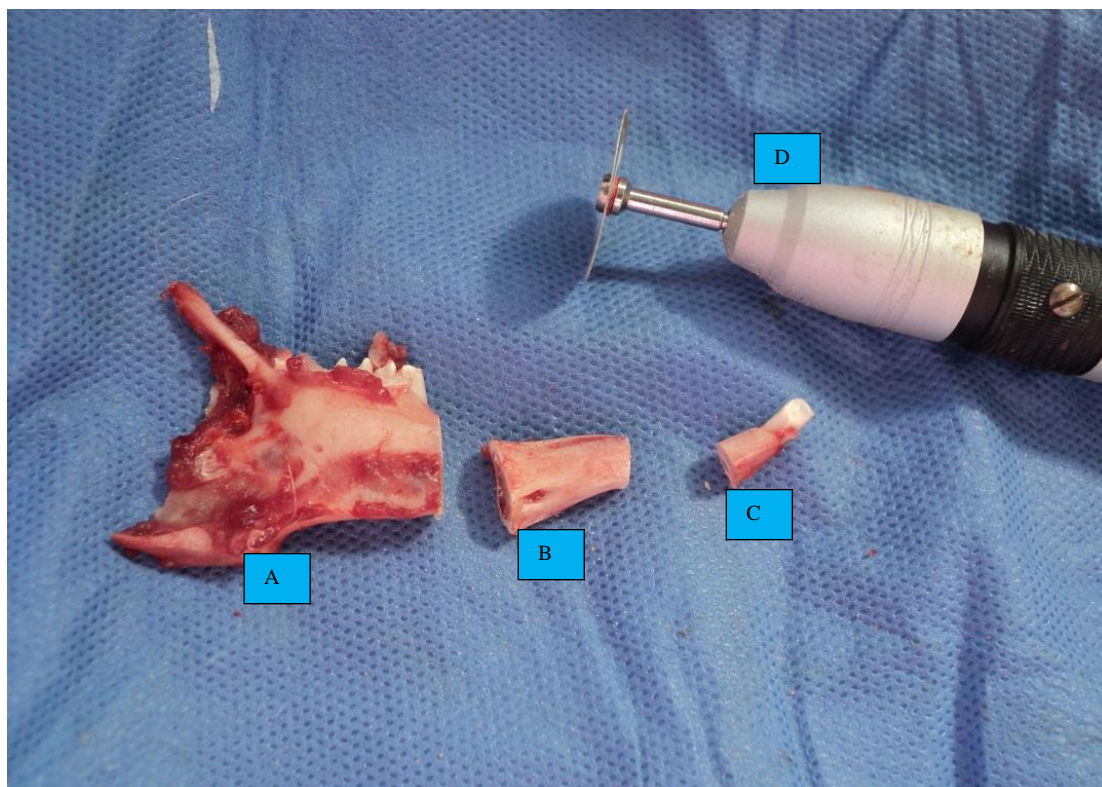


FIGURA 11 – Hemimandíbula de coelho:

A – porção caudal ao fragmento de estudo; B – fragmento de estudo; C – porção cranial ao fragmento de estudo; D – ponta reta do motor de corte com o disco.

Os fragmentos mandibulares foram acondicionados em formalina neutra, tamponada com a 10%. Neste fragmento foi realizada a densitometria óssea com tomografia computadorizada medida em unidades Hounsfield, que varia entre -1000 (um mil unidades negativas), que representa o ar, passando pela água (zero unidades), chegando até +1000 (um mil unidades positivas), que é a medida das corticais ósseas (Shakouri *et al.*, 2010). As peças foram enumeradas de 01 a 18, sendo 01 ao 06 pertencentes ao grupo 01 (LED), 07 ao 12 pertencentes ao grupo 02 (LASER) e 13 ao 18 do grupo 03 (controle). Nesse tempo de observação e especificamente para tomografia computadorizada, constituiu-se

mais um grupo formado por seis hemimandíbulas direitas, obtidas após o abate de coelhos com as mesmas especificações e mesma origem. Este formou o grupo de densidade óssea normal e foram numerados de 1N a 6N.

Para a realização das tomografias foram marcados dois pontos na região do alvéolo tratado, o primeiro na região superior do alvéolo e o segundo na região inferior, adjacente ao ápice radicular do incisivo central direito que se estende até essa região. A delimitação das áreas foi por meio de um cilindro virtual de 02 mm de diâmetro, colocado na imagem pelo programa do computador, como mostra a figura 12.

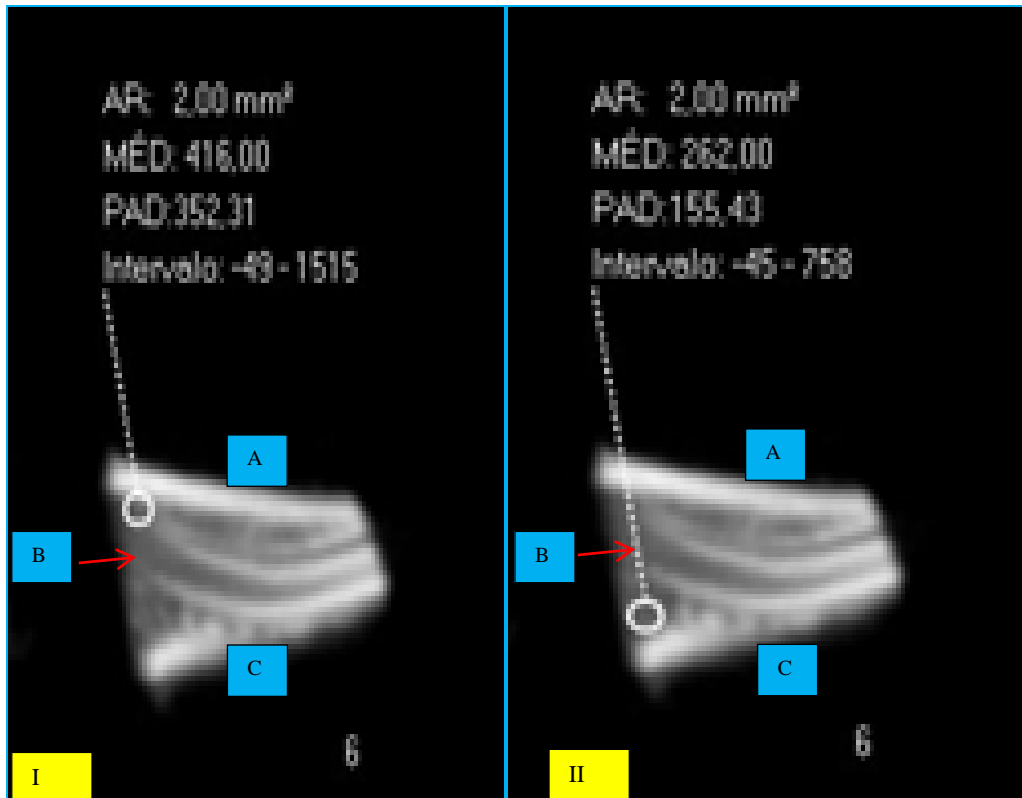


FIGURA 12 – Tomografia computadorizada:

Pontos marcados na mandíbula de coelhos, na região do alvéolo reparado, para a realização da leitura da densidade óssea. Em I o ponto superior e em II ponto inferior. A – cortical superior do rebordo ósseo; B – ápice radicular do incisivo central; C – cortical óssea inferior do rebordo ósseo.

Após a tomografia os fragmentos pertencentes aos dezoito coelhos foram processados para avaliação histológica.

PROCESSAMENTO HISTOLÓGICO DAS AMOSTRAS

As amostras de mandíbula foram fixadas em solução de formalina a 10% tamponada, pH 7,0 por 24 a 48 horas, e depois lavadas em água corrente por uma hora. Em seguida os fragmentos foram descalcificados em solução de ácido fórmico – citrato de sódio a 5% por 05 a 07 dias. Posteriormente as amostras foram lavadas em água corrente por uma hora, transferidas para água destilada (dois banhos de 30 minutos), e só

então armazenadas em solução de álcool 70%. Os fragmentos foram processados conforme a técnica de rotina histológica para microscopia óptica e inclusão em parafina. Com o auxílio de micrótomo rotativo secções de 4 μ m de espessura de todas as amostras foram obtidas, e corada pelo método de hematoxilina e eosina (Tolosa *et al.*, 2003) e picrossírius red (Junqueira *et al.*, 1978).

Para verificação do padrão de qualidade da coloração pelo método do picrossírius red, da refringência das fibras colágenas, as lâminas foram analisadas em microscópio de luz polarizada (campo escuro), modelo Axio Imager A1 (Carl Zeiss, Alemanha).

Após inclusão em parafina os fragmentos foram cortados a 05 μ m, laminados e

corados pela técnica de hematoxilina e eosina e examinados ao microscópio ótico. Foi realizada a avaliação histológica e histomorfométrica. Nesses cortes foram observadas as porcentagens de osso trabecular e medula óssea com o auxílio de uma ocular micrométrica, contendo uma graticula com 25 quadros, em toda a área do corte.

Foi também realizada coloração de Picrosirius para determinação do tipo de colágeno predominante, como também a sua quantidade, e a leitura feita pelo aplicativo Image Pro plus (Media Cybernetics, Silver Spring, USA) de computador. Foi usado um escore para determinar a quantidade de colágeno tipo I e III, sendo considerada (0) ausência, (1) discreta, (2) moderada e (3) acentuada.

5.4. Análise estatística

A análise estatística foi realizada pela ABG Consultoria e Estatística.

Para verificar a existência de diferença estatística nos resultados da “Tomografia Computadorizada” e “Histomorfometria” entre os grupos, “Controle”, “LED” e “LASER”, foi realizada a Análise de Variância (ANOVA) (Montgomery, 2005). Após a ANOVA, em caso de resultados significativos, foi realizado o teste de Tukey para comparações múltiplas, para verificar em quais tratamentos ocorreram diferenças médias.

Para verificar a existência de associação significativa para as respostas do “Colágeno Tipo I” entre os grupos, foi utilizado o teste Exato de Fisher e para verificar a existência de associação significativa para as respostas do “Colágeno Tipo III”, foi utilizado o teste Qui-Quadrado (Agresti, 2002).

Para uma visualização gráfica das associações significativas, foi utilizado o mapa perceptual da Análise de

Correspondência. A Análise de Correspondência é amplamente utilizada para redução dimensional e mapeamento perceptual (Manly, 2008; Hair *et al.*, 2009), para quando se têm dados resumidos em linhas e colunas.

Nesse trabalho considerou-se marginalmente significativo um nível de significância entre 0,05 e 0,10, e como significativo um nível de significância menor ou igual a 0,05.

O software utilizado na análise foi o R-project, versão 2.15.1.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

6.1. Exames clínicos

Os animais se mostraram de fácil manuseio e o experimento ocorreu sem intercorrências. A anestesia foi adequada e suficiente para a realização das tarefas propostas com duração aproximada de 30 minutos, após o qual seguiu-se a recuperação com deambulação imediata.

O ato cirúrgico foi dificultado pela anatomia do coelho que impede uma abertura de boca que favoreça a extração. Durante a remoção, os dentes se mostraram quebradiços e suas raízes longas dificultavam a extração e favoreciam a ocorrência de fraturas na junção coroa-raiz, que ocorreu em quinze dos dezoito dentes extraídos, ou seja, 83,3%. Todas estas foram removidas, sem remoção das tábuas ósseas vestibular e lingual. A mucosa gengival mostrou-se suficiente para uma sutura com mínima tensão. A sutura foi realizada com fio absorvível (Vicryl-Poliglactina 910, coberta com Poliglactina 370 + estearato de cálcio, trançado).

As aplicações de LED e LASER foram realizadas dentro do tempo previsto e sem

intercorrências e a última ocorreu aos dezoito dias de posoperatório.

Não houve hiperemia gengival nos grupos tratados. No G3 esta foi presente em 66,7% dos coelhos até o quarto dia. No sexto dia o alvéolo mostrava-se fechado em 83,3% dos animais do G1 (quadro 04), em 100% dos coelhos do G2 (quadro 05) e no G3 (quadro 06) observou-se esse fechamento em 83,3% dos coelhos no décimo dia e em 16,7% no décimo segundo. Em nenhum dos grupos houve secreção no posoperatório. A ausência de hiperemia nos grupos tratados sugere uma ação anti-inflamatória do LED e do LASER, uma vez que esta ocorreu em

66,7% do grupo controle. A partir do sexto dia, entretanto, a mucosa mostrava-se rósea. O efeito benéfico da fotobiomodulação foi observado também por Lizarelli (1999), Genovese (2000), Simunovic *et al.* (2000), Garavello-Freitas *et al.* (2003), Lizarelli (2003), Yamada Jr. *et al.* (2004), Merli *et al.* (2005), Barros (2007), Souza (2007), Benedicenti *et al.* (2008), Pinheiro *et al.* (2008), e Agnol *et al.* (2009) em humanos, coelhos e ratos.

Aos 90 dias as gengivas mostravam-se saudias e sem depressão no rebordo alveolar.

A evolução da cicatrização está representada nos quadros 04,05 e 06.

QUADRO 4

Evolução da cicatrização gengival de coelhos, após extração do primeiro premolar inferior direito, submetidos à fototerapia com LED

COELHO	EVOLUÇÃO CLÍNICA
01	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO
02	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 8º dia de PO
03	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO
04	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO
05	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO
06	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO

QUADRO 5

Evolução da cicatrização gengival de coelhos, após extração do primeiro premolar inferior direito, submetidos à fototerapia com LASER

COELHO	EVOLUÇÃO CLÍNICA
07	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO
08	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO
09	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO
10	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO
11	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO
12	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 6º dia de PO

QUADRO 6

Evolução da cicatrização gengival de coelhos, após extração do primeiro premolar inferior direito, não submetidos à fototerapia

COELHO	EVOLUÇÃO CLÍNICA
13	Presença de hiperemia até o 4º dia de PO. Fechamento da ferida no 10º dia de PO
14	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 10º dia de PO
15	Presença de hiperemia até o 4º dia de PO. Fechamento da ferida no 12º dia de PO
16	Ausência de hiperemia. Fechamento da ferida no 10º dia de PO
17	Presença de hiperemia até o 4º dia de PO. Fechamento da ferida no 10º dia de PO
18	Presença de hiperemia até o 4º dia de PO. Fechamento da ferida no 10º dia de PO

6.2. Tomografia computadorizada

A densidade óssea foi medida em tomografia computadorizada em Unidades Hounsfield (UH) (Misch, 2009) e nos grupos 01 e 02 mostrou média próxima do valor do osso normal e superior à média do grupo controle (quadros 7, 8, 9 e 10).

O grupo submetido à fototerapia com LED (grupo 1) apresentou densidade óssea média de 491,17 UH na parte superior do alvéolo e 490,67 UH na parte inferior, semelhantes nos dois pontos (quadro 7). O grupo 02 (LASER) apresentou densidade óssea média de 371,67 UH na parte superior do alvéolo e 497,50 UH na parte inferior, com

média de 417,29 UH, isto é, 73,11 UH, menor do que o grupo tratado com LED (quadro 8), mas estatisticamente iguais. Apesar da densidade óssea tomográfica no grupo tratado com LED mostrar-se mais uniforme, a média obtida na parte inferior do alvéolo do G2 foi de 6,83 UH mais elevada, porém estatisticamente não significativa. No G3 (controle) não submetido à fototerapia (quadro 9), verificou-se densidade óssea média de 293,67 UH na parte superior do alvéolo e 271,34 UH na parte inferior e média final de 282,50 UH, valores inferiores aos grupos tratados, mostrando ação benéfica da fototerapia.

QUADRO 7

Valores médios da densidade óssea alveolar mandibular em coelhos submetidos à fototerapia com LED, 90 dias após o estudo

Nº DA PEÇA	SUPERIOR	INFERIOR
01	663	722
02	193	450
03	520	470
04	583	540
05	572	500
06		
Total	<u>416</u>	<u>262</u>
Média	2947	2944
MÉDIA GERAL = 490,42	491,17	490,67
Coeficiente de variação= 0,3		

QUADRO 8

Valores médios da densidade óssea alveolar mandibular em coelhos submetidos à fototerapia com LASER, 90 dias após o estudo.

Nº DA PEÇA	SUPERIOR	INFERIOR
07	489	425
08	288	249
09	352	768
10	177	499
11	518	645
12		
Total	<u>403</u>	<u>399</u>
Média	2227	2985
MÉDIA GERAL = 417,29	371,67	497,50
Coeficiente de variação= 0,3		

QUADRO 9

Valores médios da densidade óssea alveolar mandibular em coelhos não submetidos à fototerapia, 90 dias após o estudo

• Nº DA PEÇA	• SUPERIOR	• INFERIOR
• 13	• 290	• 414
• 14	• 380	• -2
• 5	• 280	• 204
• 16	• 440	• 194
• 17	• 318	• 338
• 18	• <u>34</u>	• <u>280</u>
• Total	• 1762	• 1628
• Média	• 293,67	• 271,34
• MÉDIA GERAL = 282,50		
• Coeficiente de variação= 0,3		

A mensuração realizada em mandíbula de coelho sadio (quadro 10), sem qualquer

interferência local, mostrou densidades superiores a todos os grupos estudados.

QUADRO 10

Valores médios da densidade óssea alveolar mandibular em corpo de mandíbula de coelho sadio

Nº DA PEÇA	SUPERIOR	INFERIOR
01 N	401	709
02 N	503	535
03 N	635	635
04 N	525	736
05 N	705	785
06 N	<u>377</u>	<u>614</u>
TOTAL	3146	4014
MÉDIA	525,15	669,0
MÉDIA GERAL = 597,08		
COEFICIENTE DE VARIAÇÃO=0,22		

Os resultados mostram que os valores obtidos com a ação do LED foram os mais uniformes e mais próximos do osso sadio seguido pelo LASER. A densidade óssea do grupo controle (282,42) manteve-se em aproximadamente 50 % inferior aos valores dos grupos tratados (tabela 1), com

diferença estatisticamente significativa e relevante. Pode-se ainda considerar como marginalmente significativa (p-valor=0,059) a diferença entre os grupos Laser e Controle, sendo que a diferença média entre o G2 e o G3 foi de 170,2 (-6,2 – 346,6), como mostra a tabela 1.

TABELA 1

Teste Tukey para as comparações múltiplas dos valores de tomografia computadorizada de coelhos submetidas à fototerapia com LED e LASER e não tratadas

Comparações	Diferença de Médias	I.C. - 95%		P-Valor
		L.I.	L.S.	
Laser – Controle	170,2	-6,2	346,6	0,059
Led – Controle	226,8	50,4	403,1	0,012
Led – Laser	56,6	-119,8	233,0	0,689

O gráfico 1 mostra a diferença entre as médias e seus respectivos intervalos de 95% confiança para as diferenças entre os

tratamentos. Houve diferença estatística entre o G1 e o grupo controle.

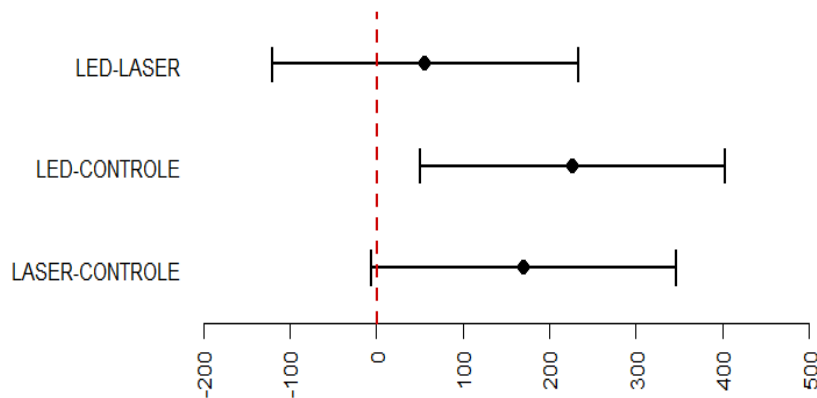


GRÁFICO 1 - Diferença entre as médias e intervalo de 95% de confiança para diferença dos resultados da Tomografia Computadorizada em mandíbulas de coelhos submetidas à fototerapia com LED e LASER e não tratadas.

Os resultados da densidade tomográfica sugerem que a fototerapia favorece a reparação óssea. Apesar de Starwynn (2004) citar diferenças entre o LED e o LASER, estas não são referentes ao seu efeito benéfico. Esse efeito foi citado por Souza (2001) após a laserterapia em dentes humanos, observado em radiografias periapicais. Cepera (2009) mediu a densidade óssea através de radiografias oclusais em pacientes submetidos à expansão cirúrgica da maxila, e o grupo tratado com laserterapia apresentou densidade radiográfica mais alta que os grupos sem a fototerapia. Resultados semelhantes foram obtidos por Shakouri (2010), em tomografias computadorizada, com valores superiores da densidade do

calo ósseo, estatisticamente significativa ($p < 0,001$) em fraturas tratadas com LASER.

6.3. Histologia

A fig.13 mostra os aspectos histológicos das peças estudadas, evidenciando os componentes do alvéolo.

A análise histológica revelou no G1 completa oclusão do espaço alveolar por trabéculas ósseas bem formadas circundadas por uma a três camadas de osteoblastos e raros osteoclastos. Os osteoblastos continham citoplasma fracamente basofílico, com núcleos

alongados com cromatina frouxa e nucléolo proeminente. Todo o espaço entre as trabéculas ósseas foi preenchido por quantidade moderada de tecido adiposo diferenciado. Foi observada intensa rede vascular constituída por arteríolas e vênulas repletas de eritrócitos. As células mesenquimais estromais semelhantes a fibroblastos jovens, estão em grande número e distribuídas por toda a área alveolar. Observou-se ainda, ilhas multifocais de células precursoras mielóides e eritróides, assim como grande quantidade de neutrófilos, eosinófilos, plasmócitos e linfócitos maduros por todo o espaço alveolar (fig.14). Esses achados caracterizam reparação tecidual em intensa atividade de formação e foram os mesmos observados no G2 (fig.15), mostrando que os efeitos do LED e do LASER são semelhantes sobre o tecido ósseo.

No G3, entretanto, verificou-se ainda solução de continuidade do espaço alveolar. O alvéolo estava preenchido por trabéculas ósseas bem formadas circundadas por camada única de osteoblastos, com citoplasma escasso e núcleo pequeno e com cromatina condensada. Todo o espaço entre as trabéculas ósseas foi preenchido por tecido adiposo bem organizado. Observou-se ainda moderada rede vascular constituída por arteríolas e vênulas. Entre as células adiposas havia células mesenquimais estromais, semelhantes a fibroblastos de distribuição multifocal. Esses dados

mostram a evolução mais lenta do processo de reparação (fig. 16).

Os resultados histológicos mostram processo de reparação mais avançado nos G1 e G2 em relação ao G3 (fig. 14) como já citado por Matsumoto *et al.* (2009), que usaram 7,5 j/cm², em intervalos de 24 horas, por todo o tempo de experimento (02,07,14 e 21 dias), Casalechi *et al.* (2009) e Hubler *et al.* (2010) com o emprego de 05 j/cm² em irradiações diárias, durante 05 dias, num tempo de 120 segundos. Resultados semelhantes também foram obtidos por Takeda (1988), Kucerova, 2000; Lizarelli (2003), Rochkind *et al.* (2004). Entretanto, Silva *et al.* (2007) não observaram diferenças significativas entre o grupo controle e os grupos irradiados e seus parâmetros foram 7,5 j/cm² com irradiações de 24 em 24 horas, também por todo o tempo do experimento (02, 07, 14 e 21). Já os estudos de Lamas (1999) evidenciaram sinais de degeneração tecidual e atraso na consolidação óssea nos animais tratados, que receberam doses de 04 j/cm² por 30 segundos em cada ponto ou 01 j/cm², por 60 segundos em varredura. Os resultados da referida autora talvez sejam explicados pelo excesso de energia, condição citada por Karu (1999) e Lizarelli (2003) como desfavorável à reparação tecidual, além do osso tratado. Desses autores, somente Casalechi *et al.* (2009) realizaram o seu estudo com fototerapia com LED. Todos os outros utilizaram o LASER como tratamento.

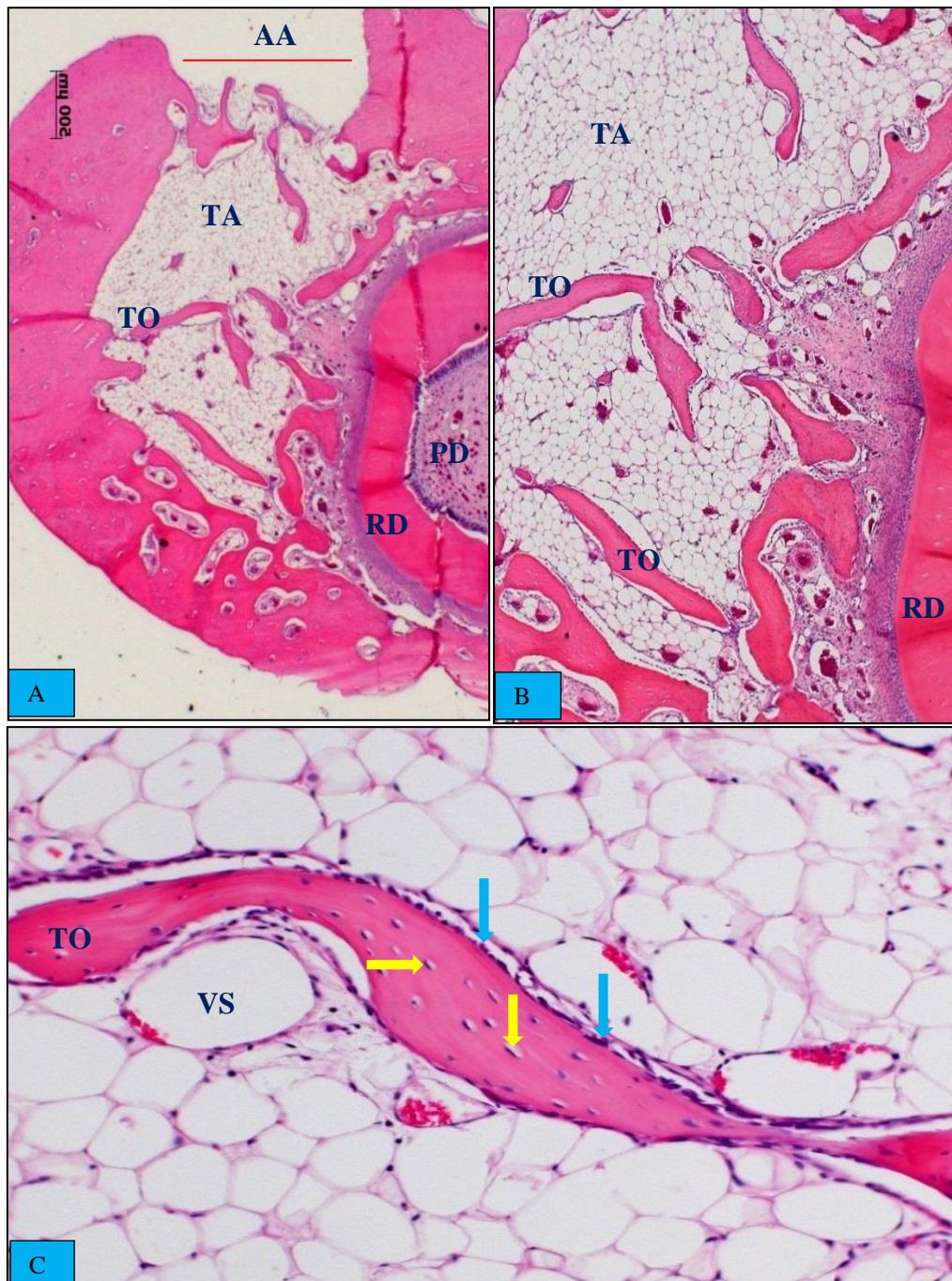


FIGURA 13 – Fotomicrografia (HE): alvéolo dentário do primeiro premolar inferior direito de coelho não submetidos à fototerapia – 90 dias de pós-operatório; A aumento de 50x, em B aumento de 100x e m C aumento de 400x: AA – abertura alveolar; RD – raiz dentária do primeiro premolar inferior direito; PD – polpa dentária do primeiro premolar inferior direito; TO – tabéculas ósseas; TA – tecido adiposo; VS – vaso sanguíneo; setas azuis – camada de odontoblastos; setas amarelas – osteócitos.

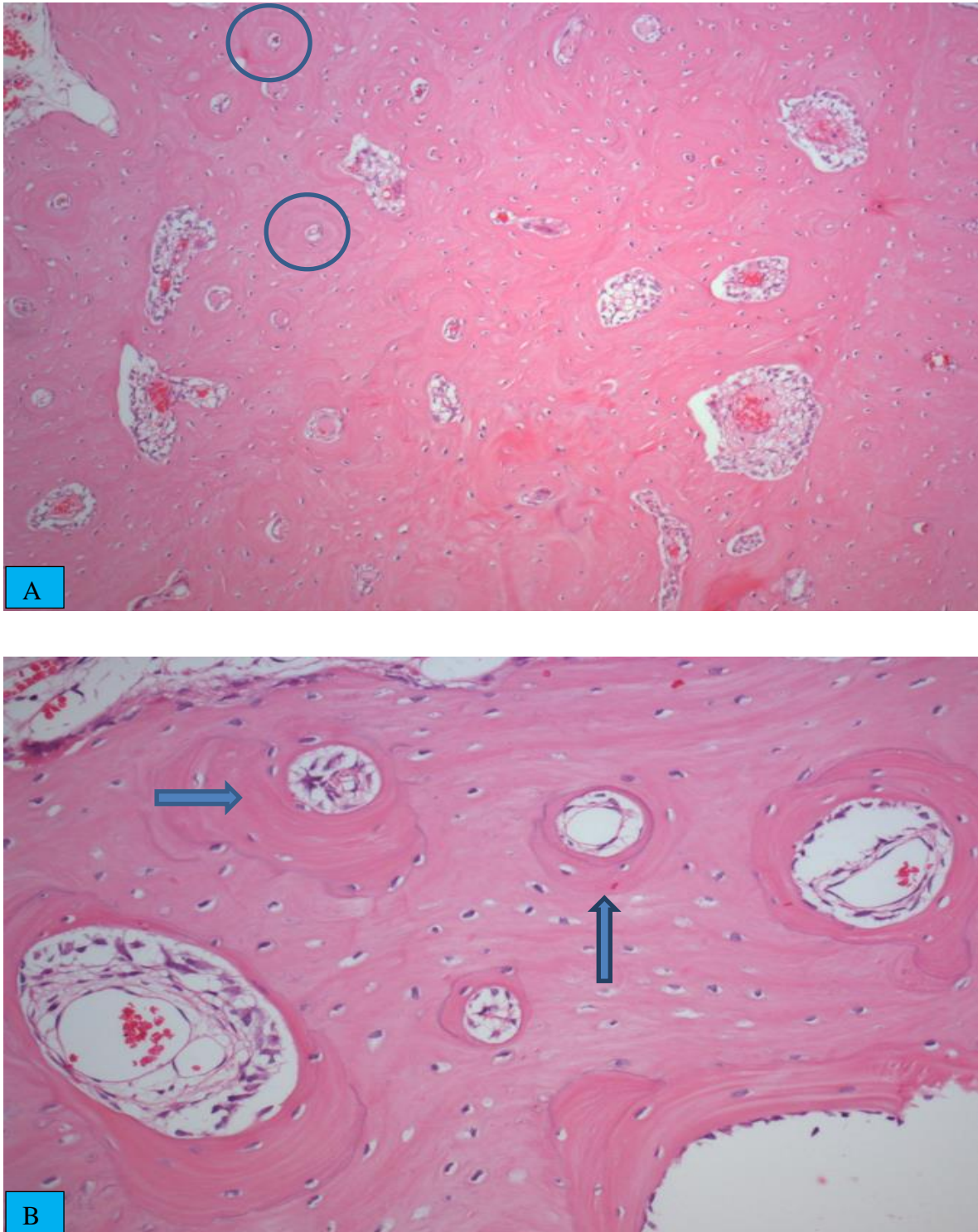


FIGURA 14 - Fotomicrografia (HE) mostrando alvéolo dentário do primeiro premolar inferior direito de coelho aos 90 dias de pós-operatório e submetido à fototerapia com LED. Em A aumento de 50x- ósteons (círculos azuis) bem organizados, mostrando osso maduro (G1); em B aumento de 100x, mostrando trabécula óssea (setas azuis) bem disposta (G1).

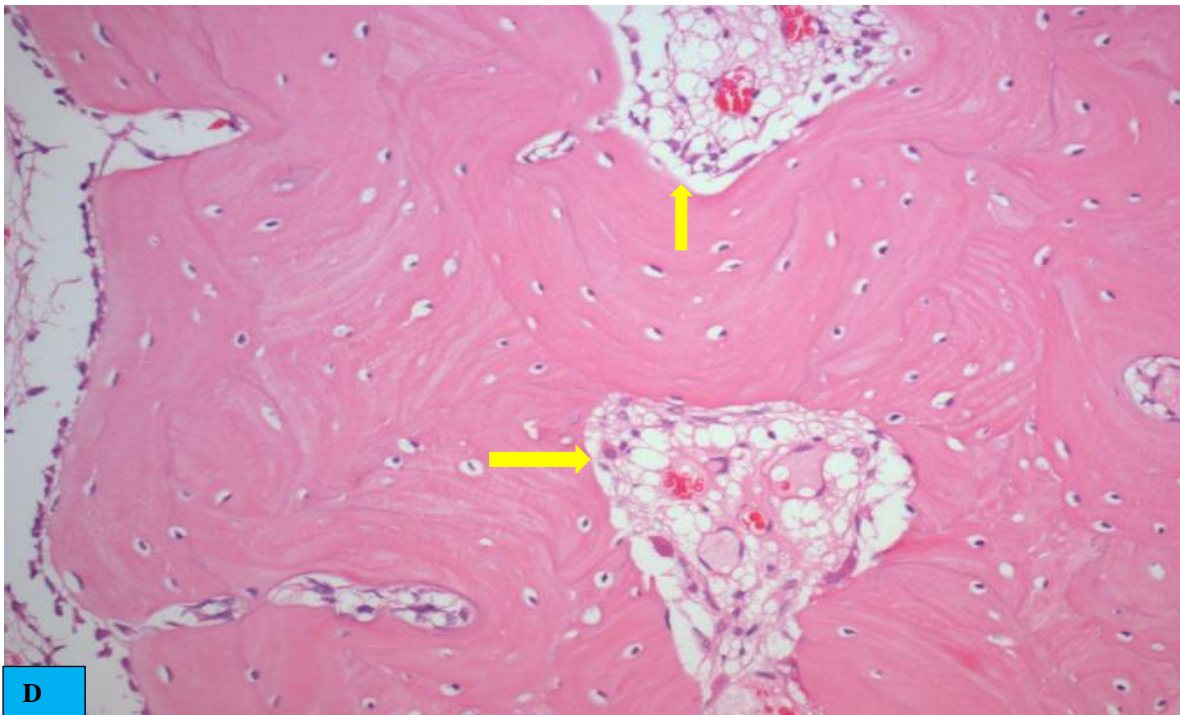
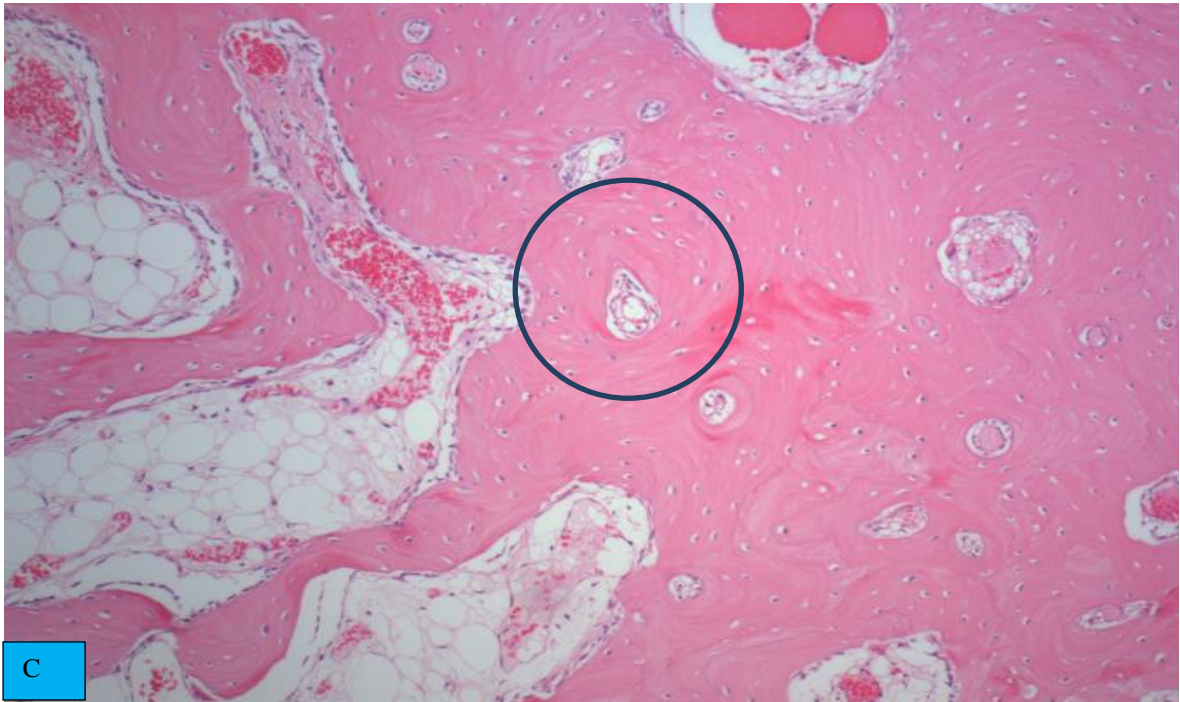


FIGURA 15 - Fotomicrografia (HE) mostrando alvéolo dentário do primeiro premolar inferior direito de coelho aos 90 dias de pós-operatório e submetido à fototerapia com LASER. Em C com aumento de 100x a organização dos ósteons (círculo azul) (G2); Em D Com aumento de 400x ósteons (setas amarelas) com espaços medulares maiores, mas osso maduro (G2)

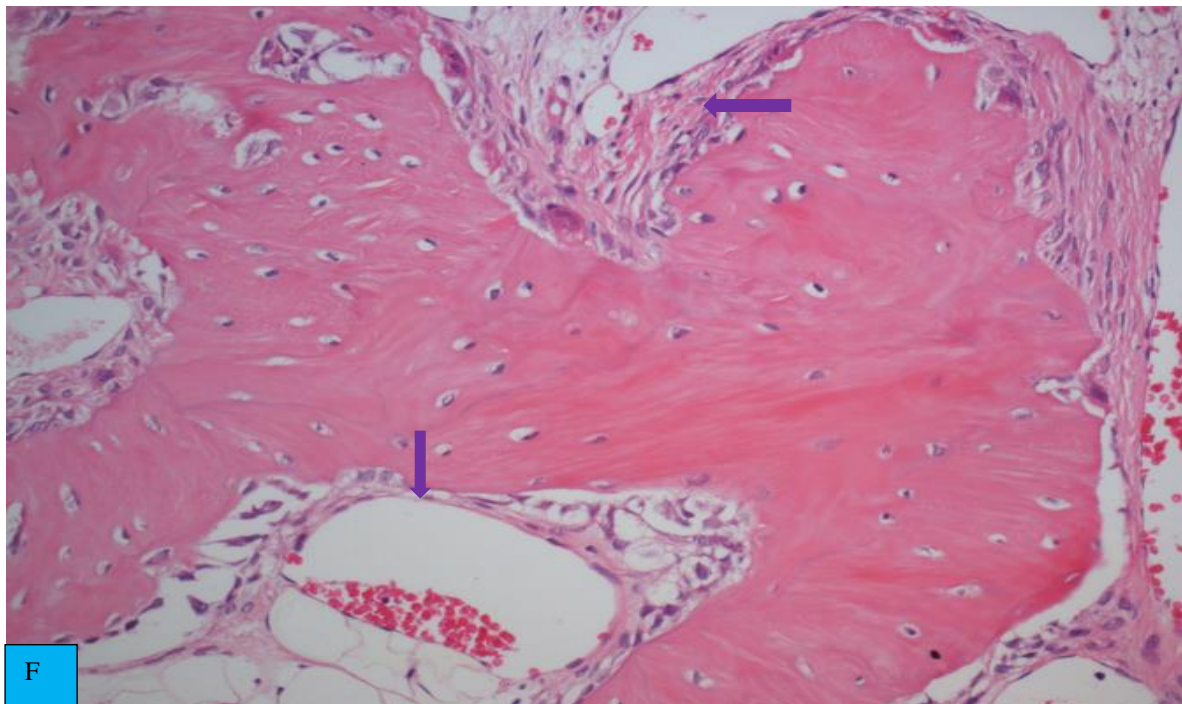
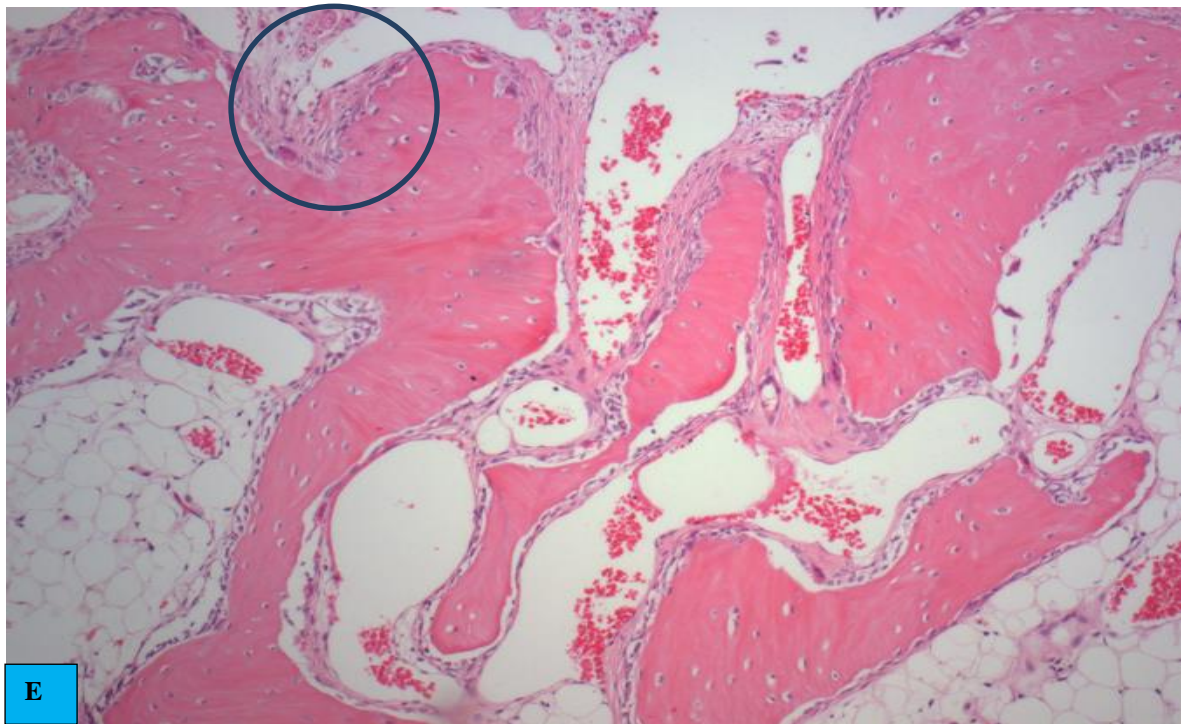


FIGURA 16 - Fotomicrografia (HE) mostrando alvéolo dentário do primeiro premolar inferior direito de coelho aos 90 dias de pós-operatório (grupo controle). Em E com aumento de 100x trabéculas ósseas e medulares menos organizadas (círculo azul) (G3): Em F, com aumento de 200x as trabéculas ósseas mostrando pouca organização (setas roxas), osso imaturo (G3)

6.4. Histomorfometria

Os resultados da avaliação histomorfométrica estão expressos nas tabelas 02, 03 e 04.

Nos Grupo LED (tab. 2) e LASER (Tab. 3) verificou-se uma média de 11,5 e de 10,7 trabéculas por quadro respectivamente, no Grupo controle 8,7 (tab. 4). Não houve, entretanto diferença estatística entre eles.

TABELA 2

Histomorfometria de alvéolo mandibular de coelho submetido à fototerapia com LED (90 dias de estudo)

GRUPO	PEÇA	ÁREA ÓSSEA	ÁREA ALVEOLAR	Nº DE TRABÉCULAS	SOMA	MÉDIA
GI	1	641817,0 um ²	71691,0 um ²	11	69	11,5
	2	548377,5 um ²	109703,5um ²	09		
	3	383426,0 um ²	34997,0 um ²	12		
	4	673863,0 um ²	58902,0 um ²	14		
	5	572652,0 um ²	58883,0 um ²	17		
	6	1030767,0 um ²	95969,0 um ²	06		
DP=3,8		CV=0,3				

TABELA 3

Histomorfometria de alvéolo mandibular de coelho submetido à fototerapia com LASER, aos 90 dias de estudo

GRUPO	PEÇA	ÁREA ÓSSEA	ÁREA ALVEOLAR	Nº DE TRABÉCULAS	SOMA	MÉDIA
G2	7	624191,0 um	7843,0 um ²	10	61	10,7
	8	121460,0 um ²	871749,0 um ²	11		
	9	11806,0 um ²	288932,0 um ²	04		
	10	96135,5 um ²	531710,5 um ²	07		
	11	62234,0 um ²	1126097,0 um ²	08		
	12	63012,0 um ²	302469,0 um ²	21		
DP=5,8		CV=0,6				

TABELA 4

Histomorfometria de alvéolo mandibular de coelho sem fototerapia, aos 90 dias de estudo

GRUPO	PEÇA	ÁREA ÓSSEA	ÁREA ALVEOLAR	Nº DE TRABÉCULAS	SOMA	MÉDIA
G3	13	97817,5 um ²	537065,0 um ²	09	52	8,7
	14	35075,5 um ²	213183,5 um ²	10		
	15	71136,5 um ²	387417,0 um ²	04		
	16	119693,5 um ²	656387,0 um ²	12		
	17	205650,0 um ²	897473,5 um ²	09		
	18	57532,0 um ²	530860,0 um ²	08		
		DP=2,7	CV=0,3			

A tabela 5 mostra as medidas descritivas e o p-valor da Análise de Variância para os valores da histomorfometria de alvéolo

dentários de coelho submetido ao tratamento com LED e LASER e não tratado

TABELA 5

Medidas descritivas e Análise de Variância para a variável "Histomorfometria"

Variável	Categorias	N	Média	E.P.	D.P.	C.V.	1ªQ	2ªQ	3ªQ	P-Valor
Histomorfometria	Controle	6	8,7	1,1	2,7	0,3	8,0	9,0	10,0	0,538
	Laser	6	10,2	2,4	5,8	0,6	7,0	9,0	11,0	
	Led	6	11,5	1,6	3,8	0,3	9,0	11,5	14,0	

Os valores das médias foram superiores no G1, seguido pelo G2 e G3, assim como nas avaliações densitométricas e histológicas ($p \geq 0,05$). Pinheiro *et al.* (2008) e Matsumoto *et al.* (2009) concluíram, após avaliação histomorfométrica, que o uso da laserterapia favorece o reparo ósseo em ratos e Khadra *et al.* (2005) afirmaram que a osteointegração é mais intensa ao redor dos implantes com o uso da laserterapia e

que, grupos tratados com fototerapia mostram incremento na reparação óssea, permanecendo com valores superiores. Entretanto Ucrós (2010), após uso de LED na reparação de fratura de tíbia de coelho, verificou que o melhor grupo no seu estudo foi o grupo controle, sem fototerapia, afirmando que organismo sadio não necessita de estímulo para o processo de reparação óssea. Esses resultados adversos

podem ser explicados pelo excesso de energia aplicado na área das fraturas, tecido ósseo diferente bem como a presença de pele e músculos (Karu, 1999; Lizarelli, 2003).

6.5. Microscopia de luz polarizada (Picrosirius)

Os resultados da microscopia de luz polarizada (Picrosirius) estão expressos nas tabelas 6, 7 e 8.

TABELA 6

Determinação e quantificação do colágeno em alvéolo mandibular de coelho após extração dental e fototerapia LED aos 90 dias de estudo.

Escore utilizado: (0) ausência, (1) discreta, (2) moderada e (3) acentuada

GRUPO	PEÇA	ÁREA ÓSSEA	ÁREA ALVEOLAR	COLÁGENO TIPO III	COLÁGENO TIPO I
G1	01	641817,0 um ²	71691,0 um ²	1	1
	02	548377,5 um ²	109703,5um ²	2	0
	03	383426,0 um ²	34997,0 um ²	1	1
	04	673863,0 um ²	58902,0 um ²	2	1
	05	572652,0 um ²	58883,0 um ²	2	2
	06	1030767,0 um ²	95969,0 um ²	1	0

TABELA 7

Determinação e quantificação do colágeno em alvéolo mandibular de coelho após extração dental e fototerapia LASER aos 90 dias de estudo.

Escore utilizado: (0) ausência, (1) discreta, (2) moderada e (3) acentuada

GRUPO	PEÇA	ÁREA ÓSSEA	ÁREA ALVEOLAR	COLÁGENO TIPO III	COLÁGENO TIPO I
G2	07	624191,0 um	7843,0 um ²	2	1
	08	121460,0 um ²	871749,0 um ²	2	0
	09	11806,0 um ²	288932,0 um ²	2	0
	10	96135,5 um ²	531710,5 um ²	2	1
	11	62234,0 um ²	1126097,0 um ²	2	1
	12	63012,0 um ²	302469,0 um ²	2	0

TABELA 8

Determinação e quantificação do colágeno em alvéolo mandibular de coelho após extração dental, sem fototerapia aos 90 dias de estudo.

Escore utilizado: (0) ausência, (1) discreta, (2) moderada e (3) acentuada

GRUPO	PEÇA	ÁREA ÓSSEA	ÁREA ALVEOLAR	COLÁGENO TIPO III	COLÁGENO TIPO I
G3	13	97817,5 um ²	537065,0 um ²	1	0
	14	35075,5 um ²	213183,5 um ²	1	0
	15	71136,5 um ²	387417,0 um ²	1	0
	16	119693,5 um ²	656387,0 um ²	1	0
	17	205650,0 um ²	897473,5 um ²	2	0
	18	57532,0 um ²	530860,0 um ²	1	0

No G1 verificou-se em 50 % dos coelhos presença moderada de colágeno tipo III (fig. 17) e os outros 50 % com uma presença discreta (tab. 6 e fig. 18), enquanto que o G2 apresentou quantidade moderada de colágeno tipo III em 100 % dos coelhos (tab. 7 e fig. 17). Já no G3, apenas 16,67 % mostrou quantidade moderada deste tipo de colágeno (fig.17), enquanto os demais 83,34 %, presença discreta (tab. 8 e fig. 18).

Com relação ao colágeno tipo I verificou-se pouca ou nenhuma presença nos grupos estudados. No G1 (tab. 6) verificou-se em 16,67 % com presença moderada (fig. 19), 50% discreta (fig. 20) e 33,33 % ausente. No G2 (tab. 7), 50 % dos casos mostrava discreta presença de colágeno tipo I (fig. 20) e 50 % ausência. No grupo controle não houve colágeno tipo I (tab. 8). Esse resultado mostra melhor qualidade na reparação óssea dos coelhos do G1 (tab. 6)

e G2 (tab. 7) em relação ao G3 (tabela 8), muito embora não haja diferença estatística entre eles (tabela 9). Segundo Güngörmüş e Kaya, (2002) a presença do colágeno tipo I mostra maturação precoce dos tecidos, enquanto que o colágeno III é uma forma imatura dessa proteína.

A tabela de contingência e o teste Exato de Fisher (tab. 9 e gráf. 2), a distribuição de frequência do Colágeno Tipo I e a diferença entre os tratamentos mostram que existe uma diferença marginalmente significativa (p-valor=0,095) na distribuição de frequência do colágeno tipo I, entre os grupos, uma vez que não houve casos de respostas discreta ou moderada no tratamento controle, enquanto que nos tratamentos LED e LASER, obteve-se 66,7% e 50% respectivamente de respostas classificadas como discretas ou moderadas.

TABELA 9

Tabela de contingência e teste Exato de Fisher para a presença do Colágeno Tipo I entre os grupos tratados e controle

Variáveis	Ausência		Discreta/Moderada		Total	P-Valor
	Conteúdo	Porcentagem	Conteúdo	Porcentagem		
Tratamento	CONTROLE	6	100%	0	0%	0,095
	LASER	3	50%	3	50%	
	LED	2	33%	4	67%	
Total	11	61%	7	39%	18	100%

Os dados da tabela de contingência acima podem ser visualizados no gráfico 2 a seguir.

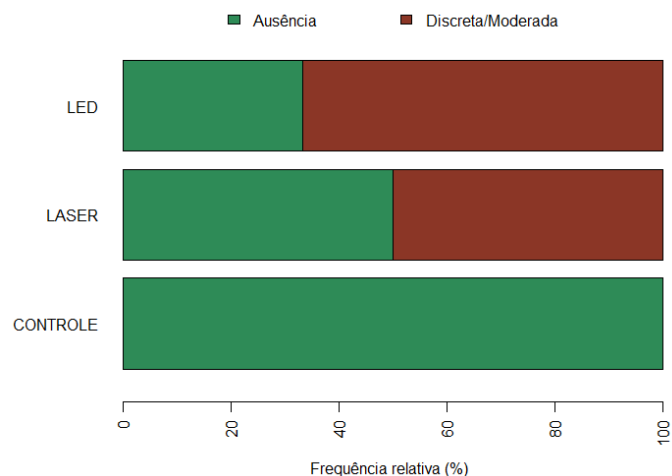


GRÁFICO 2 – Gráfico de Barras da presença de colágeno tipo I nos grupos tratados e controle

A tabela de contingência (tab. 10) e o teste de Qui-Quadrado mostram a distribuição da frequência do colágeno III entre os grupos e suas diferenças estatísticas. Dessa forma, verifica-se que:

- A variável Colágeno Tipo III apresentou associação significativa com os tratamentos, indicando que esses

influenciam na distribuição dos resultados do colágeno tipo III, sendo que no grupo controle, 83,33% das respostas foram discretas e 16,67% moderadas, enquanto para o tratamento a Laser, em todos os casos as respostas foram moderadas (gráf. 3).

TABELA 10
Tabela de contingência da variável Colágeno Tipo III nos grupos tratados e controle.

Variáveis	Colágeno Tipo III				P-Valor	
	Discreta		Moderada			Total
CONTROLE	5	83%	1	17%	6	100%
LASER	0	0%	6	100%	6	100%
LED	3	50%	3	50%	6	100%
Total	5	28%	10	56%	18	100%

Os dados da tabela acima podem ser visualizados no gráfico 3.

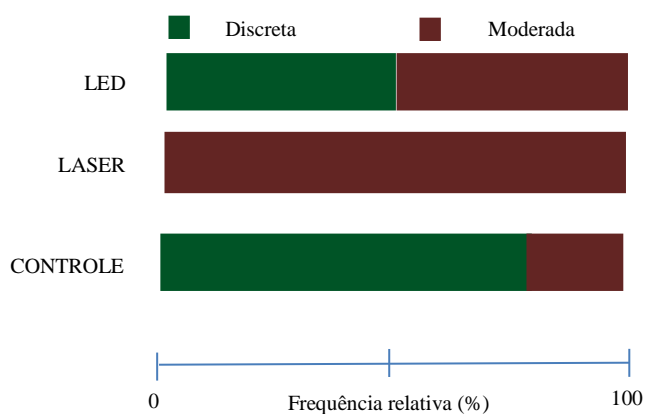


GRÁFICO 3 - Gráfico de Barras da presença de colágeno tipo III entre os grupos tratados e controle.



FIGURA 17- Fotomicrografia de alvéolo do primeiro premolar inferior direito de coelho aos 90 dias de pós-operatório, coloração pelo método de Picrosirius. A cor esverdeada indica colágeno tipo III (imaturo): presença moderada do colágeno tipo III



FIGURA 18 - Fotomicrografia de alvéolo do primeiro premolar inferior direito de coelho aos 90 dias de pós-operatório, coloração pelo método de Picrosirius. A cor esverdeada indica colágeno tipo III (imaturo): presença moderada do colágeno tipo III

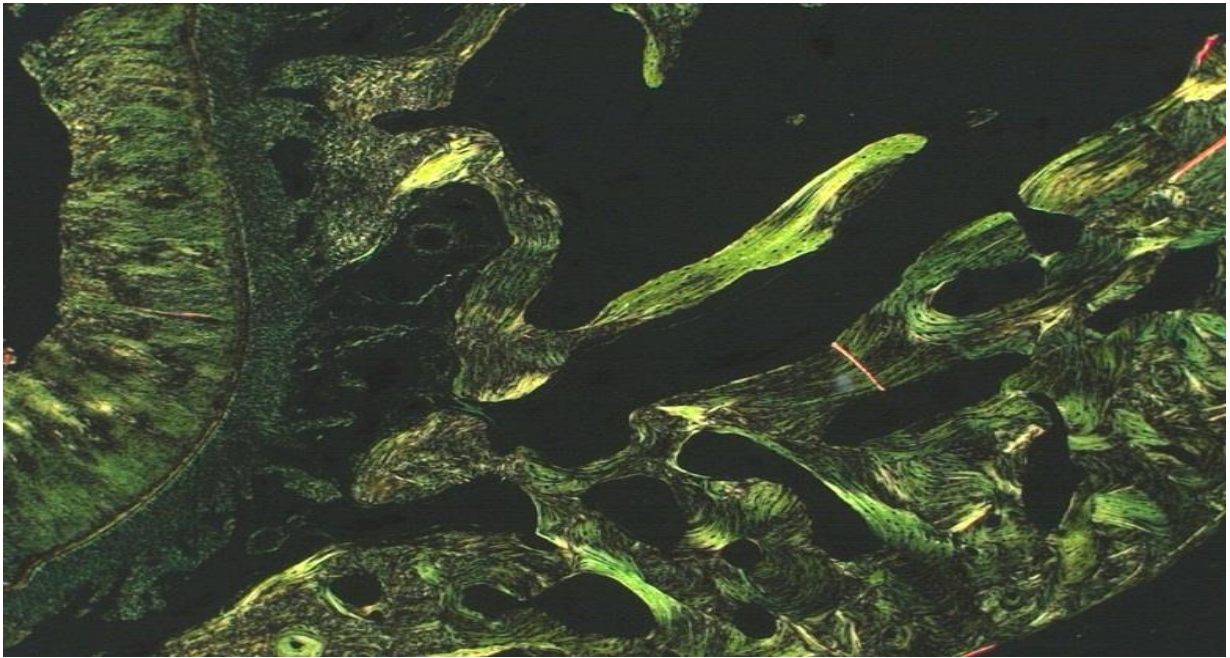


FIGURA 19- Fotomicrografia de alvéolo do primeiro premolar inferior direito de coelho aos 90 dias de pós-operatório, coloração pelo método de Picrosirius. A cor avermelhada indica o colágeno tipo I (maduro): presença moderada do colágeno tipo I.

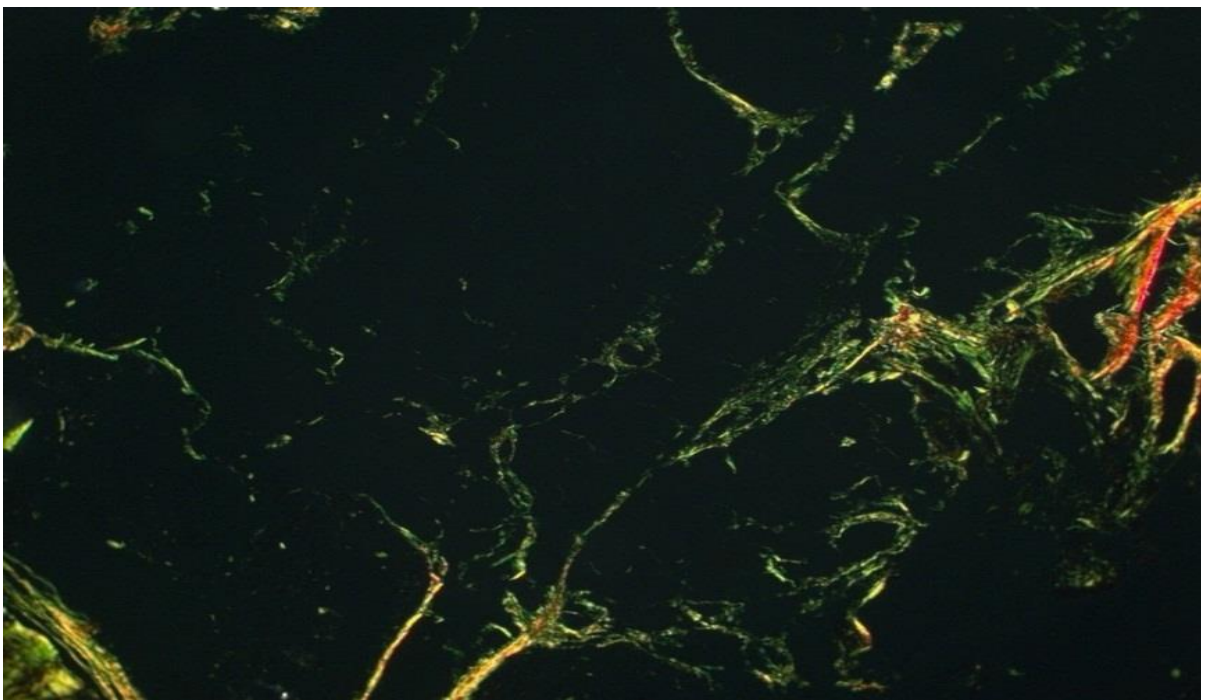


FIGURA 20- Fotomicrografia de alvéolo do primeiro premolar inferior direito de coelho aos 90 dias de pós-operatório, coloração pelo método de Picrosirius. A cor avermelhada indica o colágeno tipo I (maduro): presença discreta do colágeno tipo I.

7. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos nesse estudo, pode-se concluir que:

- 1- As fototerapias com o LED ou com o LASER favorecem a reparação dos alvéolos dentários pela fotobiomodulação e estimula a formação do colágeno e o aumento da densidade óssea.
- 2- A utilização da fotobiomodulação com LED constitui uma opção de tratamento e promove resultados semelhantes aos obtidos pelo LASER.
- 3- As avaliações clínica, radiográfica, histológica, histomorfométrica e determinação do colágeno sugerem que a fotobiomodulação favorece a reparação óssea.

8. REFERÊNCIAS

- AGRESTI, A. *Categorical data analysis*. New York: Wiley, 2002.
- AGNOL, M. A. D.; NICOLAU, R. A.; LIMA, C. J.; MUNIN, E. Comparative analysis of coherent light action (laser) versus non-coherent light (light-emitting diode) for tissue repair in diabetic rats. *Lasers Medical Science*, v.24, n.6, p.909–916, 2009.
- ALMEIDA-LOPES, L. *Análise in vitro da proliferação celular de fibroblastos de gengiva humana tratada com laser de baixa potência*. 1999. nf. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP.
- BAGNATO, V. S. Os fundamentos da luz laser. *Física na Escola*, v.2, n. 2, p.4-9, 2001.
- BARROS, T. M. *Modulação do sistema imunológico com LILT e LEDT*. 2007. Dissertação (Mestrado) - Departamento de Física e Ciências dos Materiais, Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, SP.
- BENEDICENTI, S.; PEPE, I. M., ANGIERO, F., BENEDICENTI, A. Intracellular ATP Level Increases in Lymphocytes Irradiated with Infrared Laser Light of Wavelength 904 nm. *Photomedicine and Laser Surgery*, v.26, n.5, p.451-453, 2008.
- BISLAND, S. K.; WILSON, B. C. Metronomic photodynamic therapy: principle to practice. In: CONGRESS OF THE WORLD ASSOCIATION FOR LASER THERAPY, 5., 2004, São Paulo, SP; *Photomedicine and Laser Surgery*, v.23, n.1, p.90, 2005.
- CASALECHI, H. L.; NICOLAU, R. A. CASALECHI, V. L. *et al.* The effects of low-level light emitting diode on the repair process of Achilles tendon therapy in rats. *Lasers Medical Science*, v.24, n.4, p.659–665, 2009.
- CASTRO-e-SILVA, O.; CASTRO-e-SILVA, T.; RAMALHO, F.S. *et al.* LED enhancement in mitochondrial oxidative phosphorylation for hepatectomized rats. *Acta Cirúrgica Brasileira*, v.17, supl.3, p.92-95, 2002.

- CEPERA, F. *Efeito do LASER de baixa intensidade no procedimento de expansão rápida da maxila*. 2009. 88f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Metodista de São Paulo, São Bernardo do Campo, SP.
- DESMET, K. D.; PAZ, D. A.; CORRY, J. J. *et al.* Clinical and experimental applications of NIR-LED photobiomodulation. *Photomedicine and Laser Surgery*, v.24, n.2, p.121-128, 2006.
- GARAVELLO-FREITAS, V.; BARANAUSKAS, V.; JOAZEIRO, P. P. *et al.* Low-power laser irradiation improves histomorphometrical parameters and bone matrix organization during tibia wound healing in rats. *Journal of Photochemistry and Photobiology B Biology*, v.70, n.2, p.81-89, 2003.
- GENOVESE, W. J. *Laser de baixa intensidade: aplicações terapêuticas em odontologia*. São Paulo: Ed. Lovise, 2000.
- GRECO, M.; VACCA, R. A.; MORO, L. *et al.* Helium-neon laser irradiation of hepatocytes can trigger increase of the mitochondrial membrane potential and can stimulate c-fos expression in a Ca dependent manner. *Lasers Medical Science*, v.29, n.5, p.433-41, 2001.
- GÜNGÖRMÜS, M.; KAYA, O. Evaluation of the effect of heterologous type I collagen on healing of bone defects. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v.60, n.5, p.541-545, 2002.
- HAYEK, R. R.; ARAÚJO, N. S.; GIOSO, M. A. *et al.* In vivo study of the bactericidal effect of photodynamic therapy. *Journal of Periodontology*, v.3, n.5, p.403-405, 2005.
- HÜBLER, R.; BLANDO, E.; GAIÃO, L. *et al.* Effects of low-level laser therapy on bone formed after distraction osteogenesis. *Lasers Medical Science*, v.25, n.2, p.213-219, 2010.
- HAIR, J. F.; WILLIAN, C.; BLACK, B. J. *et al.* *Análise multivariada de dados*. Porto Alegre: Bookman, 2009.
- JUNQUEIRA, L. C. U.; COSSERMELLI, W.; BRENTANI, R. R. Differential staining of collagens type I, II, and III by sirius red and polarization microscopy. *Archivum Histologicum Japonicum*, v.41, n.3, p.267-74, 1978.
- KARU, T. I. Photobiological fundamentals of low-power laser therapy. *Ieee Journal of Quantun Eletronics*, v.QE-23, n.10, p.1703-1717, 1987.
- KARU, T. Primary and secondary mechanisms of action of the visible near IR radiation on cells. *Journal of photochemistry and photobiology. Journal of Photochemistry and Photobiology B Biology*, v.49, n.1, p.1-17, 1999.
- KHADRA, M.; LYGSTADAASBS, L. T.; HAANÆSA, H. R.; MUSTAFAC, K. Effect of laser therapy on attachment, proliferation and differentiation of human osteoblast-like cells cultured on titanium implant material. *Biomaterials*, v.26, n.17, p.3503-3509, 2005.
- KOMINE, N.; ILKEADA, K.; TADA, K. *et al.* Activation of the extracellular signal-regulated kinase signal pathway by light emitting diode irradiation. *Lasers Medical Science*, v.25, n.4, p.531-537, 2010.
- KUCEROVA, H.; DOSTALOVA, T.; HIMMLOVA, L. *et al.* Low-level laser therapy after molar extraction. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, v.18, n.6, p.309-315, 2000.
- LAMAS, M. C. S. *Laser a diodo de Arseneto de Gálio (AsGa) aplicado às fraturas de terço médio de radio em cães*.

1999. 49f. Dissertação (Mestrado) - Escola de Veterinária, Universidade Federal de Minas Gerais Belo Horizonte, MG.
- LIZARELLI, R. F. Z.; LAMANO-CARVALHO, T. L.; BRENTGANI, L. G. Histometrical evaluation of the healing of the dental alveolus in rats after irradiation with a low-powered GaAlAs laser. In: FEATHERSTONE, J. D. B.; RECHMANN, P.; FRIED, D. (Eds.). *Lasers in dentistry ; Proceedings of SPIE*, v.3593, p. 49-56, 1999.
- LIZARELLI, R. F. Z. *Protocolos clínicos odontológicos: uso de laser de baixa intensidade*. São Carlos, SP: MM Optics, 2003. 64 p.
- MAEGAWA, Y.; ITOH, T.; HOSOKAWA, T. *et al.* Effects of near-infrared low-level Laser irradiation on microcirculation. *Lasers Medical Science*, v.27, n.5, p.427-37, 2000.
- MANLY, B. J. F. *Métodos estatísticos multivariados: uma introdução*. 3.ed. Porto Alegre: Artmed, 2008.
- MATSUMOTO, M. A.; FERINO, R. V.; MONTELEONE, G. F.; RIBEIRO, D. A. Low-level laser therapy modulates cyclooxygenase-2 expression during bone repair in rats. *Lasers Medical Science*, v.24, n.2, p.195-201, 2009.
- MERLI, L. A.; SANTOS, M. T.; GENOVESE, W. J. Effect of low-intensity laser irradiation on the process of bone repair. *Photomedicine and Laser Surgery*, v.23, n.2, p.212-215, 2005.
- MISCH, C.: *Implantes dentais contemporâneos*. 3.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009. 1120p.
- MOORE, K. Lasers and pain treatment. laser part. *Clinix*, v.72, p.1-6, 2004.
- MONTGOMERY, D. C. *Design and analysis of experiments*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2005.
- OCARINO, N. *Atividade física no tratamento da osteoporose: histofotometria do esqueleto axial e apendicular de ratas*. 2004. 79f. Dissertação (Mestrado) - Escola de Veterinária, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG.
- OLIVEIRA, D. A. A. P.; OLIVEIRA, R. F.; ZANGARO, R. A.; SOARES, C. P. Evaluation of low-level laser therapy of osteoblastic cells. *Photomedicine and Laser Surgery*, v.29, n.4, p.401-404, 2008.
- PETERSON, L. J.; ELLIS III, E.; HUPP, J. A.; TUCKER, M. R. *Cirurgia oral e maxilofacial contemporânea*. 4.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. p.59-60, 2005.
- PINHEIRO A. L. B.; OLIVEIRA, M. G.; MARTINS, P. P. M.; PEDREIRA, L. P. Biomodulatory effects of LLLT on bone regeneration. *Laser Therapy*, v.13, p.73-79, 2008.
- ROCHKIND, S.; KOGAN, G.; LUGER, E. G. *et al.* Molecular structure of the bony tissue after experimental trauma to the mandibular region followed by laser therapy. *Photomedicine and Laser Surgery*, v.22, n.3, p.249-253, 2004.
- SCHINDL, A.; HEINZE, G.; SCHINDL, M.; SCHON, H. P.; SCHINDL, L. Systemic effects of low-intensity Laser irradiation on skin microcirculation in patients with diabetic microangiopathy. *Microvascular Research*, v.64, n.2, p.240-246, 2002.
- SHAKOURI, S. K.; SOLEIMANPOUR, J.; SALEKZAMANI, Y.; OSKUIE, M. R. Effect of low-level laser therapy on the fracture healing process. *Lasers Medical Science*, v.25, n.1, p.73-77, 2010.

SILVA, P. C. G.; LIZARELLI, R. F. Z. Prótese total imediata associada a laserterapia de baixa potência. *Âmbito odontológico*, v.5, n.32, p. 22-25, 1996.

SILVA, E. M.; GOMES, S. P.; ULBRICH, L. M.; GIOVANINI, A. F. Avaliação histológica da laserterapia de baixa intensidade na cicatrização de tecidos epitelial, conjuntivo e ósseo: estudo experimental em ratos. *Revista Sul Brasileira de Odontologia*; v. 4, n. 2, p.29-35, 2007.

SILVEIRA, L. B.; PRATES, R. A.; NOVELLI, M. D. *et al.* Investigation of mast cells in human gingiva following low-intensity laser irradiation. *Photomedicine and Laser Surgery*, v.26, n.4, p.315-321, 2008.

SIMUNOVIC, Z.; IVANKOVICH, A. D.; DEPOLO, A. Wound healing of animal and human body sport and traffic accident injuries using low-level laser therapy treatment: a randomized clinical study of seventy-four patients with control group. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, v.18, n.2, p.67-73, 2000.

SMITH, K. C. The photobiological basis of low level laser radiation therapy. *Laser Therapy*, v.3, p.19-25, 1991.

SOUZA, G. R. *Reparação óssea de lesões perirradiculares tratadas ou não com laser em baixa intensidade ($\lambda = 904\text{nm}$): estudo radiográfico em humanos*. 2001. 140f. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, SP.

SOUZA, G. R. *Análise comparativa da emissão de luz por LED e LASERS emitindo no vermelho do espectro eletromagnético*

na redução bacteriana de bactérias periodontopatogênicas". estudo "in vitro". 2007. 123f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG

STARWYNN D. Laser and LED treatments: which is better? *Acupuncture Today*, v.5, n.6, 2004. Disponível em: <<http://www.acupuncturetoday.com/archive/s2004/jun/06starwynn.html>>.

TAKEDA, Y. Irradiation effect of low-energy laser on alveolar bone after tooth extraction. Experimental study in rats. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, v.17, n.6, p.388-391, 1988.

TOLOSA, E. M. C.; RODRIGUES, C. J.; BEHMER, O. A.; FREITAS-NETO, A. G. *Manual de técnicas para histologia normal e patológica*. 2.ed. São Paulo: Manole, 2003. 331p.

UCRÓS, N. S. *O uso de fotobiomodulação e de lithothamnium calcareum no tratamento de osteotomia experimental em coelhos (oryctolagus cuniculus)*. 2010. 110f. Dissertação (Mestrado) - Escola de Veterinária, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG.

VINCK, E.; COOREVITS, P.; CAGNIE, B. *et al.* Evidence of changes in sural nerve conduction mediated by light emitting diode irradiation. *Lasers in Medical Science*, v.20, n.1, p.35-40, 2005.

WONG-RILEY, M. T.; LIANG, H. L.; EELLS, J. T. *et al.* Photobiomodulation directly benefits primary neurons functionally inactivated by toxins: role of cytochrome c oxidase. *Journal of Biological Chemistry*, v.280, n.6, p.4761-771, 2005.

YAMADA Jr., A. M.; HAYEK, R. R. A.; RIBEIRO, M. S. O emprego da terapia fotodinâmica (PDT) na redução bacteriana em periodontia e implantodontia. *Revista Gaucha de Odontologia*, v.52, n.3, p.207-211, 2004.

YEH, N. G.; WUA, C. H.; CHENG, T. C. Light-emitting diodes: their potential in biomedical applications. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, v.14, n.8, p.2161-2166, 2010.