

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ESTUDO MICROSCÓPICO DO REPARO  
ÓSSEO NA MANDÍBULA DE RATOS  
SUBMETIDA A OSTECTOMIAS A FRESA  
CIRÚRGICA E LASER DE Er:YAG

**GUSTAVO LISBOA MARTINS**

DISSERTAÇÃO APRESENTADA COMO PARTE DOS  
REQUISITOS OBRIGATÓRIOS PARA OBTENÇÃO DO  
TÍTULO DE MESTRE EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA,  
NA ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DE CIRURGIA E  
TRAUMATOLOGIA BUCO-MAXILO-FACIAL

ORIENTADORA:

Profa. Dra. EDELA PURICELLI

PORTO ALEGRE, SETEMBRO DE 2001

Aos meus pais, **Tide** e **Maria Bernadete**, pelo amor, carinho e dedicação aos seus filhos.

Aos meus irmãos, **Cristiano** e **Eduardo**, pelo carinho e união em toda a nossa vida.

À **Paula**, pelo carinho e compreensão nesta fase tão importante da minha vida.

Ao meu grande amigo e colega **Fernando**, pela amizade, convívio e companheirismo nestes anos de pós-graduação.

**À Profa. Dra. Edela Puricelli,**

À sua dedicação à minha formação profissional,

Como mestra, como educadora, como mentora,

Como idealizadora de uma escola acadêmica e científica da qual tenho a honra de fazer parte,

Como incentivadora incansável dos seus jovens "filhos",

...

como mãe,

que cria, acolhe e defende.

*À SENHORA, DEDICO ESTE TRABALHO.*

“Aprendamos com a Natureza, que independentemente do dano que lhe causa a ferida, responde com o nobre sentido da cura.”

**Profa. Dra. Edela Puricelli**

**Agosto, 2001**

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.**

À **CAPES**, por acreditar na formação acadêmica em nosso País.

Ao **Prof. João Batista Burzlaff**, pelo coleguismo demonstrado durante o convívio diário na Cirurgia.

Ao **Prof. João Julio**, pelo incentivo ao meu crescimento profissional.

Aos colegas **Carlos, Baraldi, Deise, e Mári**, pelo coleguismo no convívio profissional.

Ao **Instituto Puricelli e Associados de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial**, em especial à **Dra. Isabel Pucci**, por acreditar no meu crescimento profissional e na minha carreira.

Aos meus colegas de mestrado, em especial à **Patrícia, Tati, Cris, Saldanha e Carla.**

Ao **Prof. Carlos de Paula Eduardo**, pelo pioneirismo da tecnologia laser em nosso país, e pelo incentivo a pesquisa e aos mais jovens.

Aos **Professores Pantelis Rados e Manoel Sant'ana Filho**, pela dedicação ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, e pela presteza para realização da etapa histológica deste trabalho.

À **Isabel Lauxen**, pela inestimável e compreensível realização do processo histológico deste trabalho.

Aos meus **Professores** do Programa de Pós-Graduação, pela dedicação e empenho à pós-graduação em nesta Universidade.

Às **Professoras Suzana Rizatto e Ivana Vargas**, e às colegas **Sílvia e Daniela**, pelos inestimáveis ensinamentos orto-cirúrgicos.

Aos **Professores Carlos Fernando Cardoso, Eduardo Teixeira, Rejane Nunes e Karen Chaves**, pelos ensinamentos em implantodontia.

Aos alunos e ex-alunos do Programa de Capacitação em CTBMF-UFRGS, em especial ao **Mauro, Maurício, Tatiana e Ramona**, pelo coleguismo.

À **Enf. Valentina Gomes da Silva**, pela atenção.

Às **Enfermeiras e Auxiliares de Enfermagem** do Bloco Cirúrgico, CME, SAC e Unidades de

Internação, em especial às **Enf<sup>as</sup>. Célia, Magda, Matte e Cida**, pelos cuidados e dedicação no atendimento à nossa equipe e aos nossos pacientes.

Aos funcionários do Hospital de Clínicas de Porto Alegre **Lisiane, Adriana, Beth, Sandro, Patrícia e Edna**, pelo convívio nestes anos.

Ao "Seu" **Lopes, Germa, Denise e Eduardo**, pela presteza e apoio.

Às **Bibliotecárias Eloísa Pfitscher e Norma Ataíde**, pela atenção e orientação.

À minha avó **Carmem**, pelo apoio nas horas mais importantes.

Aos meus tios e primos, em especial **Roger e Rafael**, pela ajuda nas etapas finais.

Aos **Pacientes**, por terem sido parte fundamental na minha formação profissional.

*A TODOS VOCÊS,  
OS MEUS MAIS SINCEROS E  
PROFUNDOS AGRADECIMENTOS.*

Este trabalho teve  
como idealizadora a  
Profa. Dra. Edela Puricelli

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Unidade de Laser – Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da UFRGS. Aparelho de Laser Er:YAG KaVo KEY® 1292 (→)..... 62
- Figura 2:** Peça de mão 2051, modo sem contato..... 62
- Figura 3:** Vista lateral do crânio de um rato de aproximadamente 3 meses. Observar a área de trabalho entre o rebordo alveolar e a linha oblíqua externa (→). Em relação aos planos anatômicos medial e sagital, foram consideradas as regiões proximal (P) e distal (D)..... 63
- Figura 4:** Vista inferior do crânio de um rato de aproximadamente 3 meses. Observar a espessura mandibular da área de trabalho (→). Plano anatômico medial (.....) e plano sagital (.....), e as regiões proximal (P) e distal (D)..... 63
- Figura 5:** Matriz padrão de titânio..... 64
- Figura 6:** Tricotomia da região mandibular, lado direito..... 64
- Figura 7:** Região de corpo mandibular direito, após a incisão e a divulsão tecidual por planos. Observar o tendão do músculo bucinador inserido junto à linha oblíqua externa (→)..... 65
- Figura 8:** Região de corpo mandibular direito, após a incisão e descolamento do músculo bucinador e do periósteo, junto à

	linha oblíqua externa. Matriz padrão de titânio posicionada. Perfurações proximal (P) e distal (D).....	65
<b>Figura 9:</b>	Ostectomia a fresa cirúrgica na cavidade proximal, lado direito.....	66
<b>Figura 10:</b>	Cavidades cirúrgicas distal e proximal preparadas, após ostectomia com fresa cirúrgica e laser de Er:YAG, à energia de 400 mJ/6 Hz, no lado direito.....	66
<b>Figura 11:</b>	Cavidades cirúrgicas distal e proximal preparadas no lado esquerdo, após ostectomia com laser de Er:YAG às energias de 300 mJ/6 Hz e 350 mJ/6 Hz, respectivamente.....	67
<b>Figura 12:</b>	Reposicionamento do músculo bucinador junto à linha oblíqua externa, reposicionando o periósteo, para sutura dos planos musculares.....	67
<b>Figura 13:</b>	Suturas da pele, com fio mononylon.....	68
<b>Figura 14:</b>	Montagem das quatro zonas de ostectomia, aos sete dias pós-operatórios. Observa-se a cavidade distal, lado direito (1), a cavidade distal, lado esquerdo (2), a cavidade proximal, lado esquerdo (3) e a cavidade proximal, lado direito (4). Aumento original 100X.....	92
<b>Figura 15:</b>	Lado direito, fresa cirúrgica. Aos sete dias, formação de trabéculas ósseas (T), a partir do endósteo da cortical (C), em direção ao espaço de ostectomia (EO). Aumento original 200X.....	93

- Figura 16:** Lado direito, laser 400 mJ. Aos sete dias, formação de osso imaturo (OI), no interior do espaço de ostectomia (EO). Dano térmico (→) nas paredes ósseas corticais (C), recoberto por material amorfo (MA). Aumento original 200X..... 93
- Figura 17:** Lado esquerdo, laser 300 mJ. Aos sete dias, formação de osso imaturo (OI), no interior do espaço de ostectomia (EO). Dano térmico (→) nas paredes ósseas corticais (C), recoberto por material amorfo (MA). Aumento original 400X..... 94
- Figura 18:** Lado esquerdo, laser 350 mJ. Aos sete dias, formação de osso imaturo (OI), no interior do espaço de ostectomia (EO). Dano térmico (→) nas paredes ósseas corticais (C), recoberto por material amorfo (MA). Vasos sanguíneos presentes (V). Aumento original 200X..... 94
- Figura 19:** Lado direito, fresa cirúrgica. Aos 14 dias, formação de trabéculas ósseas (T), a partir do endóstio da cortical (C), em direção ao espaço de ostectomia (EO). Aumento original 200X..... 95
- Figura 20:** Lado direito, fresa cirúrgica, aos 14 dias. Lacunas de Howship (→) junto à superfície cortical lateral (C). Osso imaturo com formação em direção à superfície (OI). Aumento original 400X..... 95
- Figura 21:** Lado direito, laser 400 mJ. Aos 14 dias, observa-se dano térmico (→) junto à superfície trabecular no limite inferior da cavidade. Osso imaturo (OI) proveniente da superfície externa (SE), em direção centrípeta. Observar a orientação das linhas

incrementais (◆), centralizando o dano térmico. Artefato da técnica (a). Aumento original 200X..... 96

**Figura 22:** Lado esquerdo, laser 300 mJ, aos 14 dias. Trabéculas de osso imaturo (T) preenchendo o espaço de ostectomia (EO). Dano térmico (->) junto à superfície trabecular, recoberto por material amorfo (MA). Observa-se tecido conjuntivo celular (TC). Aumento original 200X..... 96

**Figura 23:** Lado esquerdo, laser 350 mJ. Aos 14 dias, verifica-se trabéculas de osso imaturo (T), com osteócitos em grande número (OS), preenchendo o espaço de ostectomia, provenientes do endóstio e da superfície externa (◆) da cortical. Dano térmico (->) junto à superfície trabecular, recoberto por material amorfo (⊗). Observa-se tecido conjuntivo celular (TC). Aumento original 200X..... 97

**Figura 24:** Lado direito, fresa cirúrgica, em 45 dias. Cortical óssea restabelecendo o espaço de ostectomia. Linha incremental de neoformação óssea (->), dividindo o osso cortical remanescente à ostectomia (C) do osso em formação (OI). Observa-se vasos sanguíneos (V). Aumento original 200X..... 98

**Figura 25:** Lado direito, laser 400 mJ, em 45 dias. Observa-se vaso sanguíneo (V) proveniente do remanescente cortical (C). Osso imaturo (OI) preenchendo o espaço de ostectomia. Dano térmico residual (◆). Observar ponte óssea (->), perivascular. Aumento original 400X..... 98

**Figura 26:** Lado direito, laser 400 mJ, em 45 dias. Observa-se dano térmico (->) residual, tanto na cortical (C), como no trabeculado

remanescente (T). Osso imaturo na zona da ostectomia (OI), promovendo deslocamento horizontal do dano. Aumento original 200X..... 99

**Figura 27:** Lado esquerdo, laser 350 mJ, em 45 dias. Dano térmico residual (◆), com camada de material amorfo (MA). Observa-se osteogênese proveniente da cortical injuriada pelo dano (⇒). Osso imaturo (OI) preenchendo o espaço de ostectomia. Aumento original 400X..... 99

**Figura 28:** Lado esquerdo, laser 300 mJ. Em 45 dias, observa-se vaso sanguíneo (V) proveniente do trabeculado remanescente (T). Osso imaturo (OI) preenchendo o espaço de ostectomia. Dano térmico residual (◆), com camada de material amorfo (MA). Observar ponte óssea (→), perivascular. Aumento original 400X..... 100

**Figura 29:** Lado direito, fresa cirúrgica. Aos 60 dias, tecido ósseo da cortical (C) em remodelação, com presença de vasos sanguíneos (V). Trabeculado ósseo disposto ainda de forma vertical. Aumento original 200X..... 101

**Figura 30:** Lado direito, laser 400 mJ. Aos 60 dias, tecido ósseo da cortical (C) em remodelação, com presença de vasos sanguíneos (V). Contorno externo cortical convexo (◆). Observa-se tecido hemopoético (H). Aumento original 200X..... 101

**Figura 31:** Lado esquerdo, laser 300 mJ. Aos 60 dias, tecido ósseo da cortical (C) em remodelação, com osteócitos em grande número (OS) e lacunas de Howship na superfície externa (◆). Aumento original 200X..... 102

**Figura 32:** Lado esquerdo, laser 350 mJ. Aos 60 dias, tecido ósseo da cortical (C) em remodelação, com osteócitos em grande número (OS) e lacunas de Howship na superfície externa (◆). Vasos sanguíneos presentes (V). Aumento original 200X..... 102

**Figura 33:** Montagem das quatro zonas de ostectomia, aos 90 dias pós-operatórios. Observa-se a cavidade distal, lado direito (1), a cavidade distal, lado esquerdo (2), a cavidade proximal, lado esquerdo (3) e a cavidade proximal, lado direito (4). Aumento original 100X..... 103

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

$\mu\text{m}$  – micrometro(s)

ArF – Argônio-Flúor

BMP – *bone morphogenic protein* (proteína morfogenética óssea)

BMU – *bone metabolic unit* (unidade de metabolismo ósseo)

C – Celsius

cm – centímetro

CO<sub>2</sub> – dióxido de carbono

CTBMF – Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Er:YAG – Érbio: Ítrio-Alumínio-Granada

*et al* – *et alli* (e colaboradores)

Fe – ferro

FEL – *free electron laser* (laser livre de elétrons)

g – grama

H – hidrogênio

Ho:YSGG – Hôlmio: Ítrio-Escândio-Gálio-Granada

J – Joule

J/cm<sup>2</sup> – Joule(s) por centímetro quadrado

K – Kelvin

kHz – kilohertz

Laser – luz amplificada pela emissão estimulada de radiação

MEV – Microscopia Eletrônica de Varredura

mg/Kg – miligrama(s) por Kilo

mJ – milijoule(s)

mJ/pulso – milijoule(s) por pulso

ml – mililitro(s)

mm – milímetro(s)

N – Newton (s)

n. – número

O<sub>2</sub> – oxigênio

p. – página

RJ – Rio de Janeiro

rpm – rotações por minuto

RS – Rio Grande do Sul

s – segundo(s)

SP – São Paulo

Ti – titânio

UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

USP – Universidade de São Paulo

UVA – ultravioleta tipo A

v. – volume

W – Watt(s)

XeCl – Xenônio-Cloro

## SUMÁRIO

DEDICATÓRIA .....	2
AGRADECIMENTOS .....	5
LISTA DE FIGURAS .....	9
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....	15
RESUMO .....	19
INTRODUÇÃO .....	20
REVISÃO DE LITERATURA .....	23
1 - O TECIDO ÓSSEO .....	23
2 - REPARO DO TECIDO ÓSSEO .....	25
2.1 - FASE INFLAMATÓRIA .....	27
2.2 - FASE FIBROBLÁSTICA .....	28
2.3 – FASE DE REMODELAÇÃO .....	30
2.4 – CICATRIZAÇÃO EM PRIMEIRA INTENÇÃO .....	31
2.5 – CICATRIZAÇÃO EM SEGUNDA INTENÇÃO .....	33
2.6 – FATORES MODIFICADORES DO REPARO ÓSSEO .....	34
3 - O CORTE ÓSSEO .....	36
4 - A RADIAÇÃO LASER .....	40
5 – LASER NA ODONTOLOGIA .....	46
6 – LASER DE Er:YAG .....	47
7 - O CORTE ÓSSEO À LASER .....	49
PROPOSIÇÃO .....	56
MATERIAIS E MÉTODO .....	57
RESULTADOS .....	69
DISCUSSÃO .....	104

CONCLUSÃO .....	115
SUMMARY .....	117
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	118

## RESUMO

**Proposição:** avaliar histologicamente o reparo ósseo, especialmente a velocidade de cicatrização, após ostectomias a fresa cirúrgica e a laser de Er:YAG, sem contato, em diferentes intensidades de energia, *in vivo*.

**Materiais e método:** 20 ratos (Novergicus Cepa Wistar), divididos em cinco grupos de quatro animais, foram submetidos a ostectomias da cortical óssea do corpo mandibular a fresa cirúrgica e a laser de Er:YAG (400 mJ/6 Hz), sem contato, no lado direito; no lado esquerdo foram realizadas ostectomias a laser de Er:YAG nas intensidades de 350 mJ/6 Hz e 300 mJ/6 Hz, sem contato. O laser foi aplicado sob irrigação constante. Foi utilizada matriz metálica para padronização das cavidades. Os tempos cirúrgicos foram sete, 14, 45, 60 e 90 dias pós-operatórios, e os espécimens analisados ao microscópio óptico. **Resultados:** as ostectomias a fresa cirúrgica apresentaram reparo ósseo a partir do endóstio cortical e do trabeculado remanescente. Aos 45 dias, observou-se o restabelecimento cortical, e após remodelação óssea. O reparo ósseo após irradiação a laser apresentou neoformação óssea a partir da superfície externa e endóstio corticais. Áreas de dano térmico foram verificadas nas três condições de irradiação, limitando-se a superfície. Estas áreas não foram mais evidenciadas aos 60 dias pós-operatórios. Neste período e adiante, verificou-se remodelação óssea. **Conclusão:** o reparo ósseo após ostectomias a laser de Er:YAG ocorreu através de corredores de cicatrização. O reparo ósseo após ostectomias a fresa cirúrgica tende a forma centrífuga. Já o reparo ósseo após irradiação a laser de Er:YAG tende a forma centrípeta. A velocidade de reparo foi maior nas ostectomias a fresa cirúrgica do que nas ostectomias a laser. Aos 90 dias, verificou-se reparo ósseo comparativamente homogêneo nas quatro condições propostas.

## INTRODUÇÃO

Os cuidados na incisão e remoção de tecido ósseo têm sido analisados tecnicamente por diversos autores ao longo dos anos, tendo em vista a sua grande aplicação nas áreas de ortopedia e traumatologia, principalmente quando da utilização de sistemas para fixação óssea por placas e parafusos (NATALI, 1996).

Sabe-se que um aumento exagerado da temperatura focal na região das perfurações ósseas realizadas com fresas cirúrgicas causará necrose óssea, como demonstrado por BONFIELD e LI (1968). Os autores constataram que temperaturas acima de 50° C estão relacionadas com mudanças irreversíveis na estrutura e nas propriedades físicas do osso.

Os efeitos térmicos das fresas cirúrgicas em tecido ósseo animal foram estudados por SAHA *et al* (1982) e ANDRIANNE *et al* (1987). Em tecido ósseo humano salientam-se os estudos de MATTHEWS e HIRSCH (1972). Para MATTHEWS, GREEN e GOLDSTEIN (1984) e FUCHSBERGER (1987), os diversos tipos de pontas de fresas tem influência na quantificação do dano térmico. Porém, estes estudos não propuseram mudanças na técnica ou desenho de fresas menos traumáticas ao tecido ósseo.

A luz LASER, do acrônimo em inglês "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation", que significa luz amplificada pela emissão estimulada de radiação, surgiu a partir de relatos de EINSTEIN, em 1916. As suas propriedades de intensidade, monocromaticidade, colimação e coerência possibilitam a interação entre a luz laser e os tecidos biológicos, permitindo a absorção e transformação da energia em calor (WHITE, 1991; WIGDOR, 1995; BRADLEY, 1997). O uso do laser em Odontologia deu-se em meados de 1960 por MAIMAN, que utilizou o laser de rubi em seu estudo. Atualmente, a luz laser tem sido usada nas mais diversas aplicações, tanto em tecidos moles como tecidos duros dentários (WHITE, 1991; MESERENDINO, 1995; BRADLEY, 1997).

O laser de Er:YAG, com comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$ , é um sistema a laser com grande potencial de aplicação, tendo em vista que o seu comprimento de onda coincide com o pico de maior absorção de energia pela água, resultando em boa absorção em todos os tecidos biológicos. Este laser, preconizado por HIBST *et al* (1988), tem grande aplicação na Odontologia, devido a sua capacidade de ablação de tecidos duros dentários e ausência de danos térmicos (MISERENDINO, 1995). Outros autores, como KOMORI *et al* (1996) e EDUARDO *et al* (1998) consideram que a utilização clínica do laser de Er:YAG para tecidos duros dentários não gera desconforto, vibração ou barulho, menor risco de contaminação do campo operatório e de lesão a

estruturas vizinhas, quando comparado a outras técnicas. Apresenta, ainda, grande capacidade de redução bacteriana nos tecidos dentários.

Busca-se, então, a aplicação desta tecnologia em tecido ósseo.

Outros tipos de laser com possibilidade de aplicação em tecido ósseo, através de estudos histológicos, radiográficos e biomecânicos têm demonstrado um atraso no reparo cicatricial. O laser de CO<sub>2</sub> para osteotomia, por exemplo, causa grande dano térmico (MISERENDINO, 1995). Por outro lado, KELLER e HIBST (1992) afirmam que o laser de Er:YAG é um instrumento muito eficaz para osteotomia quando comparado com osteotomia a broca, tendo como vantagens a precisão de corte e a cicatrização rápida. Além disso, o laser de Er:YAG provoca ablação e corte tecidual em camadas, devido a sua pequena profundidade de penetração combinada a sua alta densidade de energia gerada por pulso, resultando em grande precisão quando da sua utilização (DRNOVSEK-OLUP, 1996).

Este estudo se propõe a avaliar o reparo ósseo após ostectomias a fresa cirúrgica em comparação as realizadas com laser de Er:YAG, em três intensidades de energia.

## **REVISÃO DE LITERATURA**

### **1 - O TECIDO ÓSSEO**

Segundo TEN CATE (1985), o osso é um tecido conjuntivo especializado mineralizado, constituído de 33% de matriz orgânica, dos quais 28% são colágeno Tipo I. Os restantes 5% da matriz são proteínas não colágenas constituídas por osteonectina, osteocalcina, proteína morfogênica óssea, proteoglicanos ósseos e sialoproteína óssea. A matriz é permeada por cristais de hidroxiapatita, que perfazem os 67% remanescentes.

ROSS, REITH e ROMRELL (1993) classificam o tecido ósseo em compacto ou cortical e esponjoso ou medular. O tecido ósseo compacto é de revestimento, podendo estar recoberto por cartilagem articular ou periósteo. O tecido ósseo esponjoso compreende a medula óssea vermelha, depositada em espaços delimitados por delgadas trabéculas ósseas, recobertas por endósteo, dando o aspecto de esponja. Quatro tipos de células podem ser encontradas no tecido ósseo, a saber os osteoblastos, os osteócitos, os osteoclastos e as células progenitoras. Os dois primeiros são formadores de osso, derivados das células osteoprogenitoras. Além destes tecidos e células já descritos, o osso pode conter ainda adipócitos, principalmente em indivíduos adultos.

Ainda para ROSS, REITH e ROMRELL (1993), a nutrição sanguínea do osso se dá através do sistema vascular do perióstio, que entra no tecido ósseo, e pelo sistema externo ao perióstio, que passa através deste. Uma irrigação centrífuga parte então da cavidade medular, passando pelo tecido ósseo e saindo através dos vasos do perióstio. BURKITT, YOUNG e HEATH (1994) assinalam que o perióstio está unido ao osso subjacente por feixes de fibras de colágeno, denominadas fibras de Sharpey, que podem penetrar em toda a espessura do osso cortical. O perióstio é ricamente suprido por vasos sanguíneos de tecidos subjacentes, que penetram também no tecido ósseo.

Ainda para BURKITT, YOUNG e HEATH (1994), o osso constitui-se como uma forma especializada de tecido de sustentação com propriedade acentuada de rigidez e força, enquanto mantém algum grau de elasticidade. É também um reservatório de cálcio e outros íons inorgânicos e participa ativamente na manutenção da homeostase do cálcio no corpo como um todo. A estrutura individual dos ossos proporciona a máxima resistência contra tensões mecânicas, enquanto que mantém a mínima massa óssea. Neste processo adaptativo a tensões mecânicas e homeostase cálcica, todos os ossos do corpo estão em um estado dinâmico de crescimento e reabsorção contínuo.

Os osteoclastos provavelmente são derivados do sistema macrófago-monócito, responsáveis então pelos processos de reabsorção associados ao remodelamento contínuo do osso (BURKITT, YOUNG e HEATH 1994).

Como não existe difusão de substâncias através da matriz calcificada do osso, JUNQUEIRA e CARNEIRO (1995) reforçam que a nutrição do tecido ósseo depende de canais e canaliculos, sistemas de Havers e Volkmann, existentes na matriz.

Além de apresentar as funções de suporte para as partes moles, JUNQUEIRA e CARNEIRO (1995) referem que o tecido ósseo protege órgãos vitais, aloja a medula óssea e sustenta músculos esqueléticos, proporcionando movimentos.

## **2 - REPARO DO TECIDO ÓSSEO**

Para WEINMANN e SICHER (1955), a cicatrização óssea após uma fratura ocorre através da formação de novo osso. Este processo compreende seis estágios: (1) hemostasia e formação de hematoma; (2) organização de tecido de granulação; (3) formação de calo fibroso; (4) formação de calo ósseo primário; (5) formação de calo ósseo secundário; (6) reconstrução funcional da estrutura.

GROTENDORST e MARTIN (1986) definem a reparação óssea como um fato não isolado. O processo de regeneração tecidual é geral, incluídos tanto tecidos moles como duros.

HUPP (1996) descrevem as etapas do processo de reparo normal das feridas de tecidos moles como a sequência de inflamação, fibroplasia e remodelação. Tal sequência também ocorre durante o reparo do tecido ósseo, porém associada a atividade de osteoblastos e osteoclastos. Estes participam ativamente na reparação e remodelação do tecido ósseo lesado.

SIQUEIRA JR. e DANTAS (2000) consideram que o objetivo desta reparação ou reparo tecidual é restaurar a continuidade entre as margens da ferida, restabelecendo as características morfofuncionais do órgão ou tecido afetado. No processo de reparo, as células progenitoras indiferenciadas têm papel fundamental. Elas determinam uma série de eventos que tenderão a conter o dano. Também preparam as células de reserva, que mantiveram a sua vitalidade diante da injúria.

## 2.1 - FASE INFLAMATÓRIA

Para HAM e HARRIS, apud BOURNE<sup>1</sup> (1971), a formação deste hematoma ou coágulo deve-se a ruptura dos vasos do periósteo, osso e medula.

SHAFER, HINE e LEVY (1987) consideram que o coágulo tem um efeito passivo no processo de reparo. Entretanto, a necrose do coágulo pode causar certo atraso neste processo.

JUNQUEIRA e CARNEIRO (1995) explicam que o estágio inflamatório inicia-se no momento em que a lesão tecidual ocorre e dura, geralmente, de três a cinco dias. É dividido em duas fases, a vascular e a celular. Através de uma vasoconstrição inicial, o coágulo é formado, e minutos após a histamina e as prostaglandinas E<sub>1</sub> e E<sub>2</sub> causam vasodilatação, possibilitando a passagem do plasma e leucócitos através das células endoteliais. Fibrina proveniente do transudato plasmático causa obstrução linfática, acumulando-se na área da lesão, diluindo os contaminantes e provocando edema.

A fase inflamatória para HUPP (1996) é também referida como uma fase de intervalo, pois é um período durante o qual não ocorre nenhum

---

<sup>1</sup> HAM, A.W.; HARRIS, W.R. Repair and transplantation. In: Bourne, G.H. (Ed.). **Biochemistry and physiology of bone**. New York: Academic Press, 1971. p 338-399.

ganho na consistência da ferida, sem deposição de colágeno. O principal material contido na ferida durante a fase inflamatória é a fibrina, que possui pouca resistência tênsil.

SIQUEIRA JR. e DANTAS (2000) afirmam que, após a hemostasia e a formação do coágulo ou hematoma, a prioridade principal passa a ser a eliminação de agentes bacterianos. Pois tal contaminação poderá evoluir a infecção e prejuízo no processo de cicatrização.

## 2.2 - FASE FIBROBLÁSTICA

HAM e HARRIS, apud BOURNE<sup>2</sup> (1971), relatam que o coágulo sanguíneo na ferida possui um comportamento particular, diferente do que ocorre em tecidos moles.

Em estudos in vivo, CHALMERS, GRAY e RUSH (1975), e in vitro, Mc KIBBIN (1978), as células osteogênicas ou estão presentes no local da lesão ou são derivadas de tecidos conjuntivos precursores.

Para GUIMARÃES (1982), as células osteogênicas diferenciam-se em osteoblastos e osteoclastos. Os osteoblastos depositam matriz osteóide, que rapidamente transforma-se em tecido ósseo. Os fibroblastos e osteoblastos

---

<sup>2</sup> HAM, A.W.; HARRIS, W.R. Repair and transplantation. In: Bourne, G.H. (Ed.). **Biochemistry and physiology of bone**. New York: Academic Press, 1971. p 338-399.

produzem matriz fibrosa em excesso, formando o calo ósseo. Para FEINBERG e LARSEN (1991), os osteoblastos, derivados do endóstio e das células mesenquimais indiferenciadas da medula óssea, proliferam depositando a matriz osteóide e iniciam a formação de trabéculas ósseas.

Segundo HUPP (1996), os osteoblastos são derivados de três fontes: (1) perióstio; (2) endóstio; e (3) células mesenquimais indiferenciadas circulantes. Os osteoclastos, derivados de células precursoras de monócitos, funcionam para reabsorver tecido ósseo necrótico e tecido ósseo que necessita de remodelação.

Ainda HUPP (1996) descrevem que, nesta fase, o entrelaçamento dos fios de fibrina possibilita a precipitação de substância fundamental e tropocolágeno pelos fibroblastos. Os fibroblastos induzem as células mesenquimais indiferenciadas presentes na lesão ou na corrente sanguínea. Estas células mesenquimais iniciam a produção de tropocolágeno entre o terceiro e o quarto dia após a lesão tecidual. Além disso, os fibroblastos secretam fibronectina, que ajuda a estabilizar a fibrina. Estes auxiliam, ainda, no reconhecimento de materiais estranhos a serem removidos pelo sistema imune, guiando macrófagos ao longo dos fios de fibrina.

SIQUEIRA JR. e DANTAS (2000) afirmam que a rede de fibrina acumulada extravascularmente forma um gel higroscópico. Há, então, um

estímulo à migração e a proliferação de fibroblastos e células endoteliais para dentro da ferida, promovendo o repovoamento celular da área lesada.

### 2.3 – FASE DE REMODELAÇÃO

O processo de remodelação segue os princípios da Lei de Wolf, citada por PRITCHARD (1963), onde a estrutura óssea final deverá corresponder às necessidades biomecânicas do sistema.

GUIMARÃES (1982) afirma que o osso é um órgão cujo processo de reparo se realiza através da regeneração. Apesar de esta regeneração ser um processo limitado, o osso neoformado, após concluída a fase de remodelação, adquire características idênticas ao destruído.

URIST (1983) afirma que a proteína morfogenética óssea (BMP) tem papel importante no estágio de remodelação, direcionando as células osteoclásticas e osteoblásticas durante o processo.

JUNQUEIRA e CARNEIRO (1995) referem que, neste estágio, a estrutura do tecido ósseo prévia à injúria é totalmente refeita.

Durante este estágio, segundo HUPP (1996), o osso produzido desordenadamente é reabsorvido por osteoclastos. Os osteoblastos

depositam novo osso, orientado para o baixo grau de tensão que normalmente atua sobre os ossos neste momento.

SCHILLING *et al* (1998) afirmam que, ao estudar o reparo ósseo local após ostectomia em tibia de ratos, puderam distinguir uma fase inicial de máxima neoformação óssea seguida por uma fase de predominante reabsorção óssea. A fase osteogênica inicial é caracterizada por uma verdadeira neoformação óssea: osso imaturo não apenas preenchendo o defeito ósseo, mas também estabilizando o periósteo e as paredes laterais do osso, formando calo ósseo. Posteriormente, o calo ósseo sofre reabsorção, e o osso imaturo que preenche os limites do defeito é substituído por osso lamelar.

Concluindo, ENLOW e HANS (1998) reforçam que o tecido ósseo neoformado adquire características idênticas ao destruído devido ao processo fisiológico de remodelamento e adaptação funcional do osso.

#### 2.4 – CICATRIZAÇÃO EM PRIMEIRA INTENÇÃO

SCHENK e WILLENEGGER (1967) foram os pioneiros na observação histológica da cicatrização por primeira intenção do tecido ósseo. Baseados no reparo ósseo pós-fratura, acreditam que o processo ideal ocorre quando o defeito ou espaço entre os fragmentos é extremamente pequeno. Assim,

permite que nenhuma célula ou vaso sanguíneo possa penetrar. Entretanto, segundo FEINBERG e LARSEN (1991) foi Danis o pioneiro a observar radiograficamente o reparo de uma fratura por primeira intenção, em 1949.

FEINBERG e LARSEN (1991) sugerem a subdivisão do reparo ósseo primário ou por primeira intenção em reparo de fissuras e reparo em contato. A reparação em fissuras ocorre quando o espaço entre os segmentos ósseos é menor do que 1,0 mm. Quando a fissura é menor que 0,3 mm, há deposição de osso lamelar diretamente neste espaço. Sendo a fissura entre 0,4 – 1,0 mm, esta deposição se fará por meio de uma trama óssea e posteriormente osso lamelar. Na reparação por contato, FROST (1989) reforça que esta ocorre através de uma nova unidade de formação óssea, chamada de "unidade de metabolismo ósseo (BMU)", onde osteoclastos se diferenciam em osteoblastos, promovendo a neoformação óssea.

Segundo HUPP (1996) os termos reparo por primeira e por segunda intenção também são apropriados para a descrição do reparo ósseo. Se as extremidades ósseas fraturadas ou seccionadas cirurgicamente estiverem separadas por menos de 1,0 mm, o tecido ósseo sofrerá reparo por primeira intenção. Se a fenda for maior, o reparo será em segunda intenção.

## 2.5 – CICATRIZAÇÃO EM SEGUNDA INTENÇÃO

KUMMAR, COTRAN e ROBBINS (1994) consideram a cicatrização em segunda intenção quando há perda extensa de células e tecido. Além de uma margem de células mortas na lesão, principalmente a ulceração inflamatória, a formação de abscesso ou as feridas com perda de substância levam ao processo de reparo denominado união secundária.

HUPP (1996) afirma que, durante o estágio fibroblástico do processo de reparo por segunda intenção, grande quantidade de colágeno deve ser depositada para unir o espaço ósseo.

SIQUEIRA JR. e DANTAS (2000) afirmam que este tipo de reparo ocorre geralmente em fraturas não tratadas cirurgicamente. As células parenquimais, devido ao afastamento das bordas da ferida, não conseguem reconstituir a morfologia original do tecido. Entretanto, este espaço deve ser preenchido, e isto se dá através da formação de tecido de granulação que cresce a partir das margens da lesão, associado a uma intensa formação de tecido cicatricial.

## 2.6 – FATORES MODIFICADORES DO REPARO ÓSSEO

STINCHFIEL *et al* (1956) demonstrou, em seu estudo sobre terapia anticoagulante no reparo ósseo, que a heparina endovenosa atua como inibidor da indução óssea.

HARDY e DICKSON (1963) observaram que distúrbios do sistema nervoso central, como a paraplegia, têm influência na osteogênese.

KRAMER (1968) afirma que o íon magnésio tem atuação em conjunto com a fosfatase alcalina e hormônios paratireoideos na formação de osso.

PENTTINEN (1972), em estudo bioquímico da cicatrização de fraturas em ratos, verificou a grande influência do fluxo de oxigênio na indução periostal e na produção de matrizes extracelulares.

TONINO *et al* (1976) concluiu, em estudo experimental em cães, que o estímulo mecânico ao esqueleto, em suas funções normais, é o maior regulador da dinâmica do tecido ósseo. SARMIENTO *et al* (1977) acreditam que a função normal do órgão lesado é importante estimulador do processo de reparo.

WHITESIDE e LESKER (1978) relatam a importância da integridade dos tecidos moles periósseos para a reparação óssea.

Segundo HULTH, JOHNELL e HENRICSON (1988), a energia causadora do dano nos tecidos ósseos possui grande relevância na reparação tecidual.

SHAPIRO (1988) ressalta, nas fraturas ósseas, a importância das dimensões do dano, bem como a sua estabilidade.

O processo de reparo pode ser modificado, segundo KUMMAR, COTRAN e ROBBINS (1994), HUPP (1996) e SIQUEIRA JR. e DANTAS (2000), através de fatores locais e fatores sistêmicos ou gerais. Os fatores locais podem ser a presença de infecção, a vascularização inadequada, a presença de corpos estranhos, a natureza do tecido lesado e a localização da lesão. A imobilização e fatores mecânicos, como tensão muscular nas suturas, ou as aberrações de crescimento tecidual, como os quelóides, ainda são citados. Os fatores sistêmicos ou gerais representam as deficiências protéica, vitamínica, do ácido ascórbico e de oxigênio; os distúrbios hematológicos, hemorrágicos e plaquetários; as alterações congênitas e adquiridas da coagulação; a liberação de histamina; o excesso de hormônios esteróides; a anemia; o diabetes; e uso de corticosteróides.

### **3 - O CORTE ÓSSEO**

Sabe-se que um aumento exagerado da temperatura focal na região das perfurações ósseas realizadas com fresas cirúrgicas causará necrose óssea, como demonstrado por BONFIELD e LI (1968). Os autores constataram que temperaturas acima de 50°C estão relacionadas com mudanças irreversíveis na estrutura e nas propriedades físicas do osso.

KRAUSE *et al* (1982) avaliaram a elevação de temperatura óssea em osteotomias ortopédicas, em bovinos. Foram utilizadas fresas cirúrgicas a 20.000 e 100.000 rpm e duas serras reciprocantes a 20.000 rpm. Foi avaliado o aumento da temperatura na cortical óssea pelo desenho do instrumento e profundidade de corte. Concluíram que a temperatura óssea sobe com o aumento da velocidade de rotação e que isto está dependente do tipo de desenho da fresa utilizada. O desenho da serra e o uso de irrigação têm efeito significativo na alteração da temperatura óssea. Sem irrigação, a temperatura óssea excedeu os limites de produção de necrose térmica. Ainda os mesmos autores observaram nos testes clínicos durante artroplastias totais indicaram um índice de temperaturas de serra acima de 200° C quando a irrigação não foi utilizada.

Para MATTHEWS, GREEN e GOLDSTEIN (1984) e FUCHSBERGER (1987), os diversos tipos de pontas de fresas tem influência na quantificação

do dano térmico. Porém, estes estudos não propuseram mudanças na técnica ou desenho de fresas menos traumáticas ao tecido ósseo.

GIRAUD *et al* (1991) consideram que o corte de tecido ósseo é um problema. Trata-se de um tecido vivo e duro, e muitos osteótomos ainda são instrumentos muito traumáticos. Em estudo de avaliação de diversas formas de osteotomia realizadas por osteótomos ultra-sônicos, laser e água pressurizada, concluíram que, apesar de suas vantagens, estes cortes ósseos não convencionais ainda requerem desenvolvimento para serem utilizados.

WACHTER e STOLL (1991), estudaram o aumento de temperatura durante osteotomias *in vitro* e *in vivo*. O uso contínuo de serras oscilantes provoca grande aumento de temperatura óssea. Concluíram, então, que o uso de serras oscilantes deve ser manejado com grande cuidado, e que a osteotomia deve ser realizada de modo intermitente e sob abundante irrigação.

NATALI, INGLE e DOWELL (1996) afirmam que a presença de tecido ósseo necrótico, após a realização de perfurações ósseas inadequadas com fresa cirúrgica para osteossíntese, gera atraso no processo cicatricial e predispõe a infecções.

ABOUZGIA e SAMINGTON (1996), estudaram *in vitro* o aumento de temperatura óssea durante perfurações de osso bovino com fresas. Foram utilizadas velocidades de 20.000 a 100.000 rpm e forças constantes de 1,5 a 9,0 N. Concluíram que o aumento de temperatura e a duração da sua elevação diminuem com o aumento da velocidade e da força. Por isso, sugerem que o uso de fresas em alta velocidade e com grande carga.

ABOUZGIA e JAMES (1997), realizaram estudo *in vitro* sobre aumento de temperatura nas perfurações ósseas, com fresa cirúrgica à velocidade de 49000 rpm e forças entre 1,5 e 9,0 N. Como conclusão, relatam que a temperatura aumenta em forma parabólica com forças até 4,0 N. Com forças maiores, devido a restrição no tempo de uso da fresa, haverá diminuição da temperatura. Testes seriados separados revelaram que, durante as perfurações, a propagação do aumento da temperatura foi maior na direção longitudinal do que na direção circunferencial.

BARONE *et al* (1997) *in vivo* analisaram o reparo ósseo após osteotomias, com brocas em alta velocidade. Os animais foram divididos em dois grupos, onde o grupo A sofreu craniotomia sob irrigação salina a temperatura ambiente de um lado e sem irrigação do outro lado. O grupo B recebeu irrigação salina gelada de um lado e irrigação com fluido a temperatura ambiente do outro lado. Além disso, em ambos os grupos foram realizadas quatro perfurações nos ossos nasais com um milímetro de

diâmetro, duas de cada lado em cada animal. No grupo B, as perfurações foram recobertas com cera para osso. Concluiu-se que a temperatura do líquido de irrigação não proporcionou alteração no reparo ósseo. A não irrigação e a colocação de cera para osso proporcionaram reparo ósseo inferior.

IYER *et al* (1997) avaliaram os efeitos da velocidade de corte, na produção de calor, e o nível e qualidade do reparo ósseo, após ostectomias para implantes. Foram utilizadas velocidades de corte alta, intermediária e baixa. Concluíram que o nível de reparo e a qualidade de osso neoformado foram maiores em ostectomias em alta velocidade. Concluíram também que existe uma relação direta entre produção de calor e reparo ósseo.

PURICELLI (1998) conceitua a osteotomia como o preparo cirúrgico do osso que permite a reposição fragmentada ou integral do mesmo em seu sítio. A ostectomia envolve o corte do tecido ósseo sem intenção de sua conservação ou reaproveitamento.

KERAWALA *et al* (1999), avaliando a alteração de temperatura durante preparação óssea para osteossíntese, segundo o tipo de técnica operatória utilizada e o desenho da fresa cirúrgica. Foram utilizados dois tipos de sistemas de perfuração e dois tipos de brocas. Alterou-se a força trans-operatória e a presença ou não de irrigação. Concluiu-se que uma

técnica operatória cuidadosa e a irrigação constante durante a preparação óssea resultam numa máxima regeneração óssea ao redor dos parafusos de osteossíntese.

KONDO *et al* (2000), estudaram in vivo os efeitos térmicos de ostectomias, com fresas a alta velocidade. Os autores utilizaram, em crânios, 4 variáveis, a saber: (1) corte contínuo ou intermitente; (2) fresa de aço ou diamantada; (3) com ou sem irrigação; (4) irrigação fria ou a temperatura ambiente. Concluíram que ostectomias intermitentes com irrigação reduz a elevação e a expansão da temperatura. Estes procedimentos são necessários para um preparo ósseo seguro, especialmente quando utilizadas fresas diamantadas. Embora irrigação fria possa minimizar a elevação de temperatura, os seus efeitos colaterais sobre estruturas nervosas ou outras precisa ser elucidado.

#### **4 - A RADIAÇÃO LASER**

EINSTEIN apud MISERENDINO (1995), através de sua Tese Zur Quantum Theorie der Strahlung, propôs a teoria da emissão estimulada de fótons. Certamente foi o passo inicial para o desenvolvimento da tecnologia laser. Esta teoria consiste na possibilidade de átomos absorverem energia e liberá-la na forma de fótons. Tal energia quantificada foi chamada de

---

EINSTEIN, A. Zur Quantum Theorie der Strahlung. In: MISERENDINO, L.J.; PICK, R.M. **Lasers in dentistry**. Chicago: Quintessence,1995. p.17-25;161-172.

Quantum. Para tal, cada átomo passa a ter um de seus elétrons girando em orbital acima do seu original. Este fenômeno foi denominado de excitação, ou estado instável. O elétron, então, ao retornar ao seu orbital original, libera um fóton. Tal fenômeno é chamado de emissão espontânea. Einstein, então, propôs que, se um átomo absorver outro Quantum de energia, ele liberará outro fóton, possuindo o mesmo comprimento de onda do fóton inicial, orientando-se paralela e simultaneamente no espaço e no tempo. Formou-se, então, a teoria da emissão estimulada de radiação.

O primeiro conceito desta forma de energia foi desenvolvido por MAIMAN (1960). Em 1964, Townes, Basov e Prokhorov ganharam o Prêmio Nobel pelo desenvolvimento do laser.

A palavra LASER é um acrônimo da expressão em inglês *light amplification by the stimulated emission of radiation*, que significa luz amplificada pela emissão estimulada de radiação.

MESTER, MESTER e MESTER (1985) afirmaram que uma das mais significativas descobertas do século no campo da ciência médica foi o laser, visto suas perspectivas de aplicação.

Segundo MAILLET (1987) e RENSON (1989), três requisitos são necessários para a formação do laser: um meio ativo, um "bombeamento"

que leve a "inversão populacional" e um ressonador óptico. A "inversão populacional" é responsável pela estimulação e amplificação do meio ativo, que se inicia através de uma radiação incidente. Esta pode ser gerada por uma descarga elétrica ou por uma forma óptica incoerente, como por exemplo uma lâmpada *flash*. Com a estimulação do meio ativo, o elétron muda de órbita, passando para um nível de energia superior. No momento em que o elétron decair, liberará energia na forma de fótons, emitindo a luz laser, a qual tem como características principais o fato de ser uma luz coerente, monocromática e colimada. Isto deve-se ao mesmo comprimento de onda de todo o feixe de luz.

NAGASAWA (1988) relatou que a característica do tecido e o comprimento de onda do equipamento de laser são determinantes no grau de penetração tecidual da luz e na indicação da potência necessária para irradiação. O autor afirma que conhecer as características ópticas teciduais é a prioridade para permitir o desenvolvimento da tecnologia laser.

MIDDA e RENTON-HARPER (1991) dividem os lasers em dois grupos principais: os de baixa e os de alta intensidade de energia. Os lasers de baixa potência são de baixa termia, com comprimento de onda que estimulam a atividade celular. São empregados no alívio da dor e na regeneração tecidual, diminuindo o edema e o processo inflamatório no pós-

operatório cirúrgico. Os lasers de alta intensidade de potência apresentam suas indicações para o corte, coagulação e termo-ablação dos tecidos.

ZAKARIASEN e DEDERICH (1991) afirmaram a necessidade do conhecimento das interações entre o tipo de laser, o comprimento de onda, a frequência e a potência para determinarmos o quanto de energia será absorvida.

Para WHITE (1991), as propriedades de intensidade, monocromaticidade, colimação e coerência possibilitam a interação entre a luz laser e os tecidos biológicos, permitindo a absorção e transformação da energia em calor.

DANIELL e HILL (1991) relembram que a luz tem sido usada como agente terapêutico há muitos séculos. Na Grécia antiga, as pessoas se expunham ao sol a fim de restabelecer a saúde. Os chineses utilizavam a luz solar para o tratamento de câncer de pele e até mesmo psicose. Os mesmos autores registram que, em 1903, um cientista holandês chamado Niels Finsen desenvolveu uma técnica conhecida como fototerapia por arco de carbono para o tratamento de lupus vulgaris, utilizando radiação ultravioleta. MISERENDINO e PICK (1995) relatam que os achados mais antigos que referem o uso da fotoquimioterapia datam de 1400 a.C.. Índios usavam uma loção a base de psoralens na pele e, posteriormente, se expunham ao sol,

para o tratamento de vitiligo. Os Egípcios também usavam psoralens para o tratamento de leucoderma. Em 1974, foi comprovado que a psoralens combinada à exposição de luz ultravioleta tipo A (UVA) é muito efetiva no tratamento de psoríase e vitiligo.

Quanto a emissão do laser, MISERENDINO e PICK (1995) relatam que existem dois modos básicos: (1) contínuo, e; (2) pulsátil. No modo contínuo, a radiação é emitida continuamente durante o acionamento do aparelho, em potência constante. Este tipo de irradiação tecidual é marcado por efeitos térmicos importantes, causados pela elevação de temperatura no local da aplicação. No modo pulsátil, o laser é transmitido ao tecido em pulsos de duração e repetições variáveis, intercalados por um período sem emissão. É um modo de emissão com menores efeitos térmicos (MISERENDINO e PICK, 1995).

Os mesmos autores citam ainda que a interação entre o laser e os tecidos biológicos varia segundo as propriedades de absorção, reflexão, transmissão ou espalhamento. A absorção de energia depende das características físico-químicas do tecido alvo e do comprimento de onda do laser.

Autores como MISERENDINO e PICK (1995), BRADLEY (1997) e ROSENSHEIN (1997) afirmam que os lasers podem ser entregues ao tecido

alvo nos modos contato e sem contato. A aplicação em contato possibilita interação entre a ponta do instrumento de entrega e o tecido alvo. A aplicação no modo sem contato gera ação direta entre o feixe de luz e o tecido alvo. Pode ser aplicado, ainda, com o feixe de luz focado ou desfocado. A densidade de energia, bem como a precisão da aplicação, são maiores com o feixe em foco. O feixe desfocado possibilita uma maior área de aplicação, porém com menores densidades de energia e precisão.

Já ROSENSHEIN (1997) caracteriza a luz como uma forma de radiação, propagada no tempo e espaço sob a forma de ondas magnéticas. As ondas possuem um comprimento (distância entre as cristas da onda) e uma frequência (número de vezes no qual uma onda passa por um determinado ponto, em relação ao tempo). Estas duas grandezas possuem valores inversamente proporcionais, ou seja, quanto menor o comprimento de onda, maior a frequência.

Ainda ROSENSHEIN (1997) considera que os lasers são classificados de acordo com o seu comprimento de onda e densidade de potência. O comprimento de onda é determinado especificamente pelo meio contido no interior da câmara de ressonância óptica, podendo ser sólido, líquido ou gasoso.

LAGE-MARQUES e EDUARDO (1998) afirmam que a classificação dos lasers de acordo com a densidade de potência (ou intensidade) é muito utilizada nas áreas odontológica e médica. Os lasers de alta intensidade podem ser utilizados como baixa intensidade, quando alterada a energia por pulso ou desfocando-o do tecido alvo.

BARALDI (1999) refere que os principais modos de entrega das radiações laser são: (1) sistema de lentes e espelhos fixos, utilizado apenas em pesquisa laboratorial por não ser flexível; (2) sistema de braço articulado, com mobilidade limitada e sensível à manipulação; (3) guia de onda óptica, e; (4) fibras ópticas. Este último é o meio mais fácil e flexível de aplicação do laser, com possibilidade de esterilização e de custo mais acessível.

## **5 – LASER NA ODONTOLOGIA**

STERN e SOGGNAES (1964) foram os pioneiros a utilizar a tecnologia laser, ainda incipiente, na Odontologia. Pesquisaram a utilização do laser de rubi nos tecidos dentários duros mineralizados. Posteriormente, diversos autores têm pesquisado as diversas aplicações dos mais variados tipos de laser na Odontologia.

YAMAMOTO e KAYANO (1988) afirmam que é de conhecimento geral o grande potencial apresentado pelo laser na área odontológica, tendo este

um alto poder de energia por pulso, sendo capaz de substituir os convencionais micro-motores e turbinas para realização de preparos cavitários nas restaurações dentárias.

ZAKARIASEN *et al* (1990) afirmaram que o uso do laser emergente no meio odontológico passou a mudar os parâmetros estabelecidos na conduta clínica dos profissionais.

CHESS (1991), SMITH *et al* (1991) e ZAKARIASEN e DEDERICH (1991) relataram que o laser é responsável por uma mudança de vários princípios na Odontologia e com aceitação maior do que o uso das técnicas convencionais, tanto por parte dos profissionais, como por grande parte dos pacientes. SMITH *et al* (1991) e BURBACH (1992) relembram que a diminuição da sintomatologia dolorosa nos procedimentos cirúrgicos é de extrema relevância, associado ao fato de que em 80% dos casos não há a necessidade de anestesia.

## **6 – LASER DE Er:YAG**

HIBST *et al* (1988) e HIBST e KELLER (1989) foram os primeiros a descrever o uso do laser de Er:YAG em tecidos duros dentários. Os seus estudos revelaram a possibilidade de realizar ablação tecidual efetiva em

tecido dental sadio, bem como em tecido cariado, sem injúria térmica aos tecidos duros vizinhos.

Segundo MISERENDINO e PICK (1995), o laser de érbio:ítrio-alumínio-granada, Er:YAG, tem comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$  está localizado na faixa de radiação infravermelha do espectro eletromagnético. Este comprimento de onda coincide com o pico de máxima absorção pela água, resultando em boa absorção em todos os tecidos biológicos.

AOKI *et al* (1996) verificaram que laser de Er:YAG, principalmente quando utilizado no modo sem contato, não gera efeitos danosos aos tecidos não alvo. Concluíram que a perda de densidade de energia é proporcional ao aumento da distância focal.

GLOCKNER *et al* (1998), estudaram os efeitos térmicos intra-pulparem após irradiação a laser de Er:YAG em comparação a broca convencional. Concluíram que o laser de Er:YAG, no modo sem contato, não gera aumento na temperatura intra-pulpar, e que a irrigação dos tecidos alvo tem papel fundamental no resfriamento dos tecidos.

PURICELLI, BARALDI e MARTINS (2000) realizaram ensaio clínico com laser de Er:YAG em tecidos moles bucais, nos modos contado e sem contato.

Concluíram que este laser foi muito eficiente em lesões pequenas e médias, não havendo atraso no processo de reparo.

## **7 - O CORTE ÓSSEO A LASER**

CLAYMAN *et al* (1978) referem que o uso do laser de CO<sub>2</sub> em tecido ósseo, assim como em alvéolos dentários, não apresentou resultados satisfatórios. Segundo BARAHONA *et al* (1981) o laser de CO<sub>2</sub> pode provocar um seqüestro ósseo, enquanto FISCHER e FRAME (1984) contra-indicam o uso do laser de Nd: YAG em tecido ósseo, por acreditar que este laser pode ocasionar a necrose pelo aumento da temperatura tecidual.

CLAUSER e CLAYMAN (1989) realizaram osteotomias lineares em osso cortical congelado, *in vitro*, utilizando laser de CO<sub>2</sub> no modo superpulsado. Foram usadas as velocidade de corte, potência, duração do pulso, taxa de repetição do pulso e potência máxima. Concluíram que a quantidade de osso vaporizado está relacionado predominantemente a energia. Entretanto, alguns parâmetros específicos como potência e duração do pulso afetam a profundidade e a largura da osteotomia. Os autores sugerem mais estudos *in vivo* para posterior aplicação clínica deste sistema.

NELSON *et al* (1989) realizaram *in vivo* estudo comparativo de osteotomias com laser de Er:YAG e serra. Foram utilizadas intensidades de

energia até 200 mJ e 9,9 Hz. Verificaram atraso no processo de reparo no grupo laser, provavelmente devido ao dano térmico ou a um efeito fotomecânico provocado por uma onda de choque por expansão acústica. Concluíram que o laser de Er:YAG pode efetuar remoção óssea rápida e precisa, podendo evoluir para diversas aplicações cirúrgicas em humanos.

SCHLENK *et al* (1990) utilizaram três diferentes tipos de laser – Er:YAG, Ho:YAG e Alexandrita. Neste estudo realizaram perfurações ósseas no final do processo longo do incus, para fixar uma prótese auricular após estapedectomia, em cadáver de humanos. Os espécimens sofreram análise histológica por H/E e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Como conclusão, os autores sugerem a possibilidade de uso do laser de Er:YAG para melhorar a ancoragem de próteses no incus e aumentar a estabilidade em reconstruções ossiculares.

STEIN *et al* (1990) realizaram osteotomias em ossos e seios faciais em coelhos, utilizando os lasers de Ho:YSGG e Ho:YAG. Concluíram que os lasers de holmium, entregues em pulsos por uma fibra flexível de quartzo, podem cortar osso. Corte e ablação óssea estão associados a hemostasia e mínima ou moderada injúria térmica.

IZATT *et al* (1991) estudaram a ablação a laser pulsado em tecidos biológicos calcificados, utilizando-se lasers localizados nas regiões

ultravioleta-próxima, visível, infravermelho-próxima e média do espectro eletromagnético. Concluíram que muitos lasers do espectro eletromagnético são capazes de realizar ablação tecidual sem gerar plasma. Laser localizados nas regiões visível e ultravioleta próximo abaixo de  $400 \mu\text{m}$  e em torno de  $3,0 \mu\text{m}$  são capazes de realizar corte em resolução e tamanho de partículas em torno de décimos micrômetros, possibilitando a micro-abrasão tecidual.

RAYAN *et al* (1991) estudaram o efeito do laser de  $\text{CO}_2$  em corticais de 16 blocos ósseos de pernas humanas recentemente amputadas. Os espécimens foram divididos em dois grupos, utilizando o laser de  $\text{CO}_2$  nos modos em foco e desfocado. As variáveis tempo de exposição e potência também foram analisadas. O dano térmico foi superficial em todos os espécimens, não ultrapassando  $200 \mu\text{m}$ . Concluíram que o laser de  $\text{CO}_2$  pode ser aplicado em osso cortical *in vitro* com mínimo residual de dano térmico.

LUSTMANN *et al* (1991) investigaram em coelhos o laser de excimer ArF como ferramenta de corte e ablação ósseos. Verificaram dano térmico mínimo aos tecidos vizinhos, não chegando a  $1 \mu\text{m}$  de largura.

DRESSEL *et al* (1991) estudaram os efeitos do laser de excimer XeCl entregue por fibra óptica, em cadáveres humanos frescos. Os autores concluíram que: as superfícies de corte foram compatíveis com cortes realizados por instrumentos convencionais; não houve dano térmico; o

aumento de temperatura ao redor da área irradiada ficou abaixo dos 40° C; o reparo ósseo ocorreu sem atraso, quando comparado a tratamentos convencionais, e; a qualidade é comparável.

RAYAN *et al* (1992) estudaram os efeitos do laser de CO<sub>2</sub> em pulso rápido em osso cortical in vivo. Nos parâmetros utilizados (20 W, modo desfocado 3mm, 2 kHz, 10 s) foram observadas três zonas histológicas: zona superficial de carbonização ou resíduo de carbono; zona intermediária de osso necrótico e reparo associado a áreas de formação óssea, e; zona profunda de osso normal sem injúria celular. Concluíram, então, que o laser de CO<sub>2</sub> pode ser usado para gerar uma zona de ablação tecidual controlada, o que pode torna-lo uma ferramenta importante para cauterização marginal de tumores.

HIBST (1992) avaliou os efeitos mecânicos da ablação óssea à laser de Er:YAG, in vitro. Verificou que, após cada processo de ablação, a energia que sobra além do limiar de ablação é armazenada no tecido ósseo sob a forma de calor. Verificou ainda que este calor pode ser cumulativo se o pulso seguinte ocorrer antes do tecido alvo ter alcançado a sua temperatura de repouso. Como conclusão sugere que, sob o ponto de vista da alteração de temperatura e da praticidade, aplicar o laser com pulsos menores e com mais energia é mais benéfico do que aplicá-lo com vários pulsos fracos.

LI, REINISCH e VAN DE MERVE (1992) realizaram estudo sobre os efeitos térmicos e acústicos após ablação óssea com laser de Er:YAG e CO<sub>2</sub>, em calota craniana de gatos. Resultados histológicos revelaram que o dano térmico após uso de Er:YAG localizou-se de 5-10 μm de profundidade. Ao comparar os efeitos térmicos entre os lasers utilizados verificou-se que o laser de CO<sub>2</sub> gerou maior aumento de temperatura do que o laser de Er:YAG. Entretanto, os resultados fotoacústicos revelaram níveis mais altos de ruído de ablação por laser de Er:YAG do que de CO<sub>2</sub>, porém ainda em níveis toleráveis ao ouvido humano (100-120 dB). Os autores sugerem que o laser de Er:YAG pode ser de uso importante em cirurgia otorrinolaringológica.

NAKAMURA *et al* (1994) estudaram os efeitos do laser de excimer ArF em mandíbula de ratos. As observações foram em microscopia óptica e MEV. Os animais foram sacrificados imediatamente após a realização dos experimentos. O laser de excimer ArF produziu um defeito com margens de corte limpas. Foi observada mínima evidência de dano térmico nos tecidos vizinhos (aumento de temperatura variando de 10,5-21,5°C). O corte ósseo revelou aparência de dente-de-serra na histologia e aparência de cone na MEV.

LEWANDROWSKI *et al* (1996) realizaram in vivo estudo comparativo entre osteotomia a laser e fresa cirúrgica, em perfurações para osteossíntese por fixação interna rígida. Os autores utilizaram intensidade de energia de 53

mJ, entre três a cinco pulsos. Foram realizadas quatro perfurações em corpo e ângulo mandibular para fixação de uma microplaca de quatro furos utilizada em CTBMF. No outro lado, foi realizado controle com perfurações a fresa cirúrgica tipo *twist*. O dano térmico encontrado, medido histometricamente, foi de 25 a 100  $\mu\text{m}$ , tanto nos grupos experimental como controle. Não foi verificado atraso no reparo ósseo entre os dois grupos. Os autores consideraram o laser de Er:YAG uma alternativa para realização de perfurações para fixação interna rígida.

WONG *et al* (1996), ao estudar in vivo os efeitos do laser de XeCl excimer em osso temporal, concluíram que este comprimento de onda é capaz de realizar osteotomias provocando um mínimo dano térmico. Entretanto, a ablação tecidual com este laser gera grandes ondas fotoacústicas, devendo ser mais pesquisados estes efeitos em cirurgia otológica

EL MONTASER *et al* (1997) examinaram o padrão de reparo ósseo em calvária de ratos após a realização de defeitos ósseos com laser de Er:YAG e regeneração tecidual guiada. Os parâmetros utilizados foram 75 mJ, totalizando 38 J/cm<sup>2</sup>. Concluíram que o dano térmico impossibilitou o reparo ósseo por regeneração tecidual guiada, devido a formação de compósitos minerais carbonizados durante a ablação tecidual por laser de Er:YAG.

KURAMOTO JR *et al* (1998) realizaram estudo comparativo por MEV do corte ósseo com laser de Er:YAG e fresas em turbina a ar em mandíbula, fêmur e tíbia de ratos. Utilizaram energias de 300 mJ/pulso e 2 Hz. Concluíram que o laser de Er:YAG pode substituir fresas em pequenas osteotomias.

PEAVY *et al* (1999) realizaram ablação de cortical óssea in vitro utilizando um laser livre de elétrons (FEL) em comprimentos de onda de 2,9 a 9,2  $\mu\text{m}$ . Concluíram que o melhor efeito de corte nas dimensões largura, profundidade e comprimento da ablação, com dano térmico inferior a 10  $\mu\text{m}$ , foi realizado pelos comprimentos de onda de 6,1 e 6,45  $\mu\text{m}$ . Sugerem estudos in vivo para confirmação e análise do reparo ósseo.

## **PROPOSIÇÃO**

Os objetivos deste trabalho são:

- avaliar histologicamente as fases de reparo ósseo mandibular após ostectomias a fresa cirúrgica em comparação as realizadas com laser de Er:YAG, sem contato, sob irrigação, em três condições de irradiação;
- avaliar as ostectomias a laser de Er:YAG e se a alteração da intensidade de energia por pulso (300mJ; 350 mJ; 400 mJ), interfere no resultado final do reparo ósseo;
- registrar a efetividade de aplicação de três intensidades de energia diferentes de laser de Er:YAG para a realização de ostectomias;
- verificar histologicamente diferenças no reparo ósseo cortical nas ostectomias a fresa cirúrgica em comparação as ostectomias a laser de Er:YAG.

## MATERIAIS E MÉTODO

Foram preparados vinte ratos brancos machos da espécie *Rattus novengicus*, cepa *Wistal*. Com idade de 3 meses, corresponderam ao peso entre 300-400g. Os animais foram divididos aleatoriamente em 5 grupos. Os grupos, numerados em 1, 2, 3, 4 e 5, foram compostos por 4 animais. Os animais foram instalados em caixas próprias, com ração específica e água *ad libitum*, e mantidos no Biotério da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Em laboratório de metalurgia<sup>1</sup> foi preparada uma matriz padrão de titânio fosco, comercialmente puro, composto por: Ti:Bal.; N:0,05 ppm; H: 18,00 ppm; Fe: 0,25 ppm; O<sub>2</sub>: 0,11 ppm. A matriz, com dimensões de 15,0 mm de comprimento, 4,0 mm de largura e 0,5 mm de espessura, apresenta duas perfurações retangulares de dimensões de 2,0 mm de altura e 1,0 mm de largura (FIGURA 5). As perfurações distanciam-se entre si por 1,5 mm. Também foi confeccionado um limitador de distância<sup>2</sup>, em aço inoxidável e titânio fosco. Este limitador foi construído especialmente para uso na peça de mão nº 2051 do aparelho de laser (FIGURA 2).

---

<sup>1</sup> PROMM Comércio de Implantes Cirúrgicos Ltda, Porto Alegre, RS, Brasil.

<sup>2</sup> PURICELLI, E.; BARALDI, C. E.; MEDEIROS, E. B.; MARTINS, G. L.; CUNHA FILHO, J. J. Regulador de Distância para pesquisa de Laser de Er:YAG sem contato. **R. Fac. Odontol.**, Porto Alegre, v. 41, n. 1, p. 63-65, jul 2000.

Um aparelho de laser Er:YAG KaVo KEY<sup>3</sup> (FIGURA 1), com comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$ , e a sua peça de mão n° 2051 (FIGURA 2), modo não contato, foram utilizados para a realização de ostectomias a laser. Uma fresa cirúrgica<sup>4</sup> número 1, com 1,0 mm de diâmetro, em motor elétrico<sup>5</sup> na velocidade de 25.000 rpm, foi utilizada para a realização de ostectomias a fresa cirúrgica.

As intervenções cirúrgicas foram realizadas no Laboratório de Cirurgia Experimental da Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Após anestesia geral com Tiopental<sup>6</sup> na dosagem de 40 mg/Kg de peso, administrado por via intraperitoneal, os animais foram submetidos a tricotomia mecânica nas regiões submandibulares (FIGURA 6), bilateralmente. O campo operatório foi preparado com antisséptico a base de iodoform aquoso. Como infiltração, foi utilizada a solução de mepivacaína a 2% e adrenalina em concentração de 1:100.000<sup>7</sup>.

Com bisturi tipo Bard-Parker<sup>8</sup> e lâmina<sup>9</sup> número 15, realizou-se

---

<sup>3</sup> Aesculap – Meditech GmbH, Jena, Germany.

<sup>4</sup> JOTA AG, Ruthi, Suíça.

<sup>5</sup> Dentec, São Paulo, SP, Brasil.

<sup>6</sup> Tiopental sódico. Cristália Produtos Químicos Farmacêuticos Ltda., Itapira, SP, Brasil.

<sup>7</sup> DFL Indústria e Comércio Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

<sup>8</sup> Edlo Stainless. Indústria Gaúcha de Instrumentos Cirúrgicos Ltda, Canoas, RS, Brasil.

<sup>9</sup> Lamedia Comercial e Serviços Ltda., Barueri, RS, Brasil.

incisão dos planos superficiais, o músculo bucinador e periósteo foram incisados junto ao bordo inferior mandibular (FIGURA 7). Através do descolamento periostal, o campo cirúrgico estendeu-se do bordo submandibular até o rebordo alveolar e próximo-distal no corpo mandibular (FIGURAS 3 e 4).

Com o auxílio de uma pinça Halstead curva<sup>10</sup>, a matriz metálica foi posicionada e fixada junto à superfície óssea submandibular, entre a linha oblíqua externa e o rebordo alveolar (FIGURA 8).

A técnica cirúrgica obedeceu ao seguinte protocolo:

- **lado direito:** na perfuração proximal da placa, foi realizada ostectomia cortical do grupo controle com fresa cirúrgica, sob irrigação constante (FIGURA 9). Na perfuração distal, foi realizado o grupo teste com ostectomia cortical com laser de Er:YAG, à energia de 400 mJ/pulso e frequência de 6 Hz, sob irrigação constante com *spray* de água destilada, à distância focal de 12 mm. Os cortes foram limitados em profundidade pelo aparecimento de sangramento na região (FIGURA 10).
- **Lado esquerdo:** na perfuração proximal da placa, foi realizada ostectomia cortical do grupo teste com laser de Er:YAG, à energia de 300 mJ/pulso e 6Hz de frequência. Na perfuração distal, foi

---

<sup>10</sup> Edlo Stainless. Indústria Gaúcha de Instrumentos Cirúrgicos Ltda, Canoas, RS, Brasil.

realizado o grupo teste com ostectomia cortical com laser de Er:YAG, à energia de 350 mJ/pulso e frequência de 6Hz. Ambos os cortes foram realizados sob irrigação constante com *spray* de água destilada, à distância focal de 12 mm. Os cortes foram limitados em profundidade pelo aparecimento de sangramento na região (FIGURA 11).

Após lavagem e aspiração com 20 ml de água destilada, o periósteo e músculo foram repostos em seu plano. As suturas a pontos isolados, com fio de Vicryl<sup>11</sup> 4-0, completaram a fixação (FIGURA 12). A sutura em pele foi realizada com fio Mononylon<sup>12</sup> 5-0, a pontos isolados (FIGURA 13).

Durante as primeiras 72 horas, os animais foram medicados com paracetamol<sup>13</sup> na dosagem de 1mg/kg, diluído na água destinada ao animal.

Para a coleta das amostras, os animais sofreram a seguinte sequência:

Os Grupos 1, 2, 3, 4 e 5 foram mortos, respectivamente, aos sete, 14, 45, 60 e 90 dias pós-operatórios, correspondendo aos tempos experimentais.

---

<sup>11</sup> Ethicon, Johnson & Johnson, São José dos Campos, SP, Brasil.

<sup>12</sup> Ethicon, Johnson & Johnson, São José dos Campos, SP, Brasil.

<sup>13</sup> Cilag Farmacêutica, São Paulo, SP, Brasil.

O êxito letal foi obtido através da utilização de Thiopental<sup>14</sup> em *overdose*. Imediatamente após constatada a morte, foi realizada a necropsia com remoção da mandíbula do animal. As peças foram fixadas e conservadas em formalina a 10% com a finalidade de evitar as alterações *post mortem* dos tecidos.

Após descalcificação das peças com ácido nítrico<sup>15</sup> por 3 dias, os espécimens foram repartidos em dimensões apropriadas para o exame histológico com lâmina de bisturi<sup>16</sup> número 20, incluídos em parafina e recortados em micrótomo<sup>17</sup>.

Coradas pelo método de hematoxilina e eosina, as lâminas foram examinadas ao microscópio ótico<sup>18</sup>, em progressivos aumentos. Foi utilizada microcâmara e monitor de TV, acoplados ao microscópio ótico, para facilitar a observação e a discussão das lâminas.

Foram avaliadas a velocidade e a efetividade de cicatrização das feridas ósseas.

---

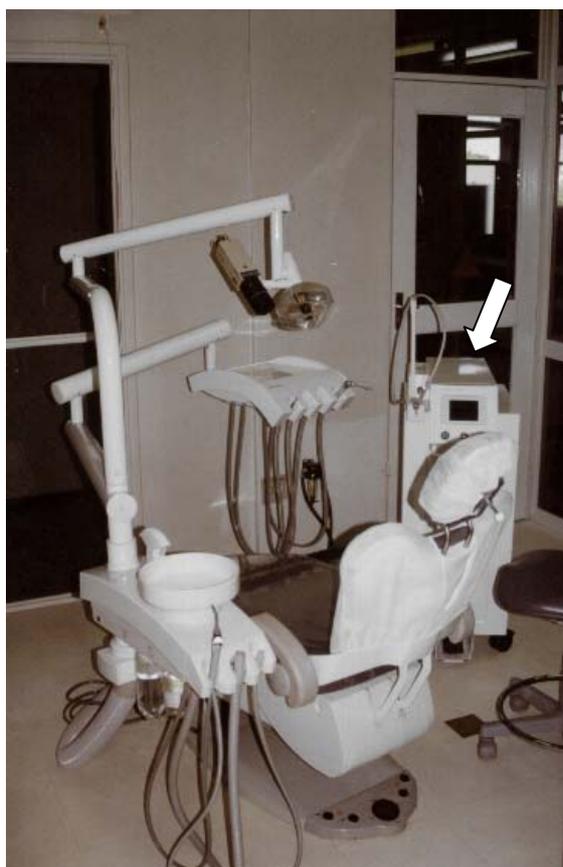
<sup>14</sup> Tiopental sódico. Cristália Produtos Químicos Farmacêuticos Ltda., Itapira, SP, Brasil.

<sup>15</sup> Nuclear, Casa do Químico, Porto Alegre, RS, Brasil.

<sup>16</sup> Lamedia Comercial e Serviços Ltda., Barueri, SP, Brasil.

<sup>17</sup> Leica, Germany.

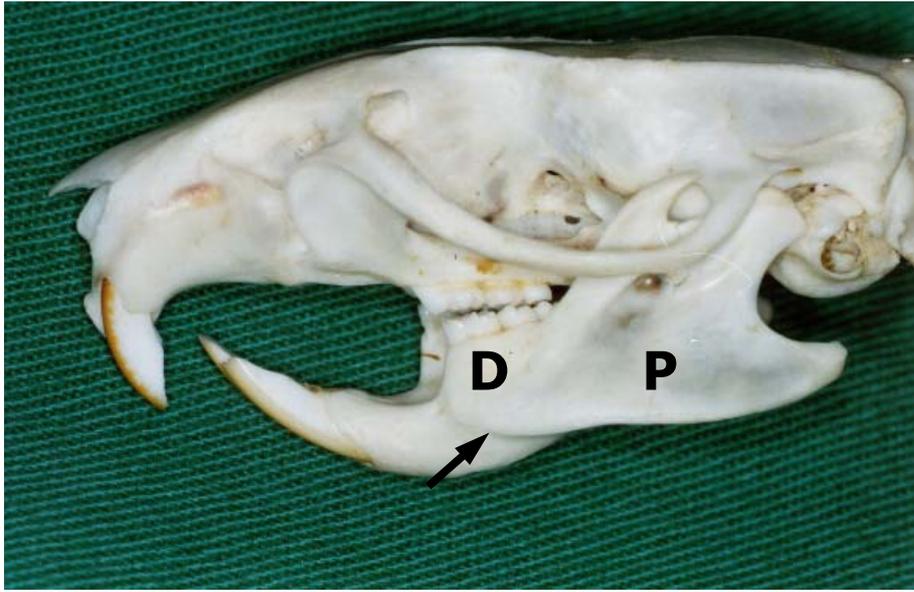
<sup>18</sup> Model Lambda LQT 2, ATTO Instruments Co., Hong Kong, China.



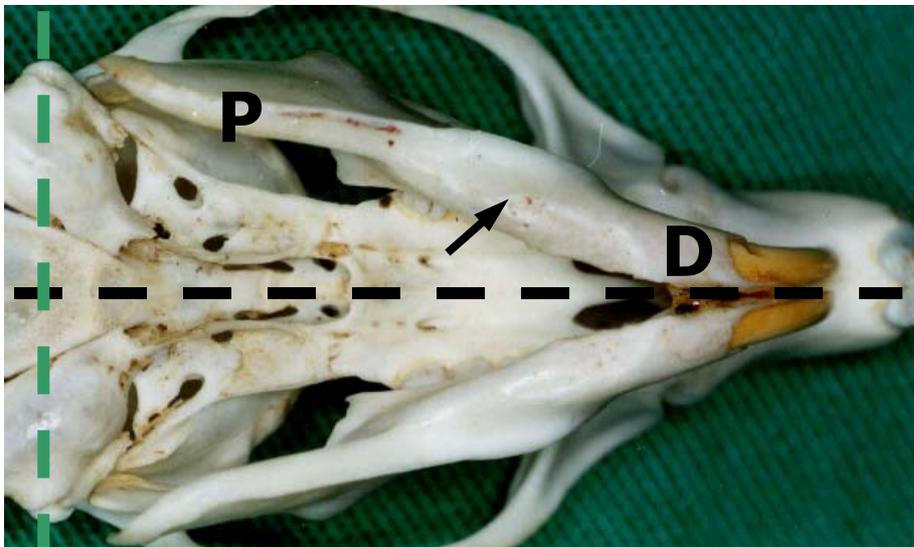
**Figura 1:** Unidade de Laser – Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da UFRGS. Aparelho de Laser Er:YAG KaVo KEY® 1292 (⇒).



**Figura 2:** Peça de mão 2051, modo sem contato.



**Figura 3:** Vista lateral do crânio de um rato de aproximadamente 3 meses. Observar a área de trabalho entre o rebordo alveolar e a linha oblíqua externa (→). Em relação aos planos anatômicos medial e sagital, foram consideradas as regiões proximal (P) e distal (D).



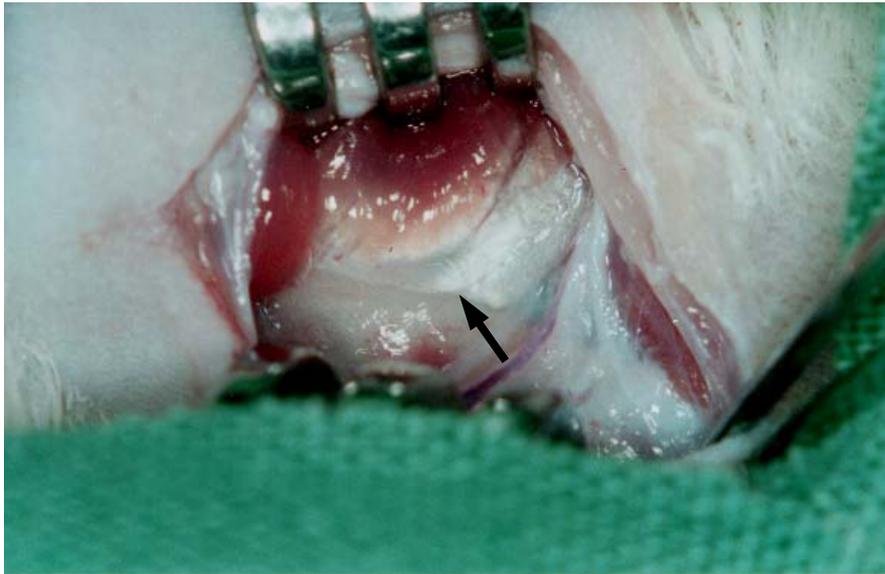
**Figura 4:** Vista inferior do crânio de um rato de aproximadamente 3 meses. Observar a espessura mandibular da área de trabalho (→). Plano anatômico medial (---) e plano sagital (---), e as regiões proximal (P) e distal (D).



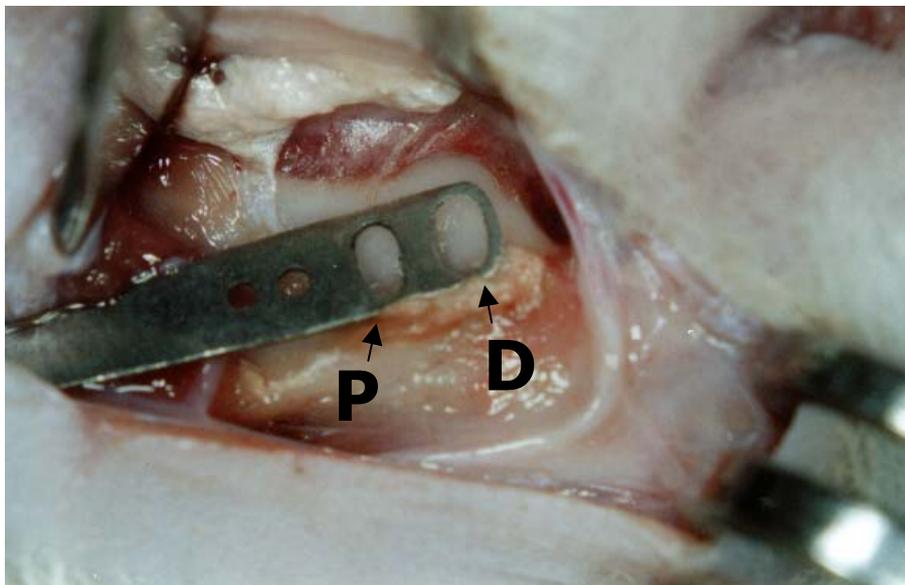
**Figura 5:** Matriz padrão de titânio.



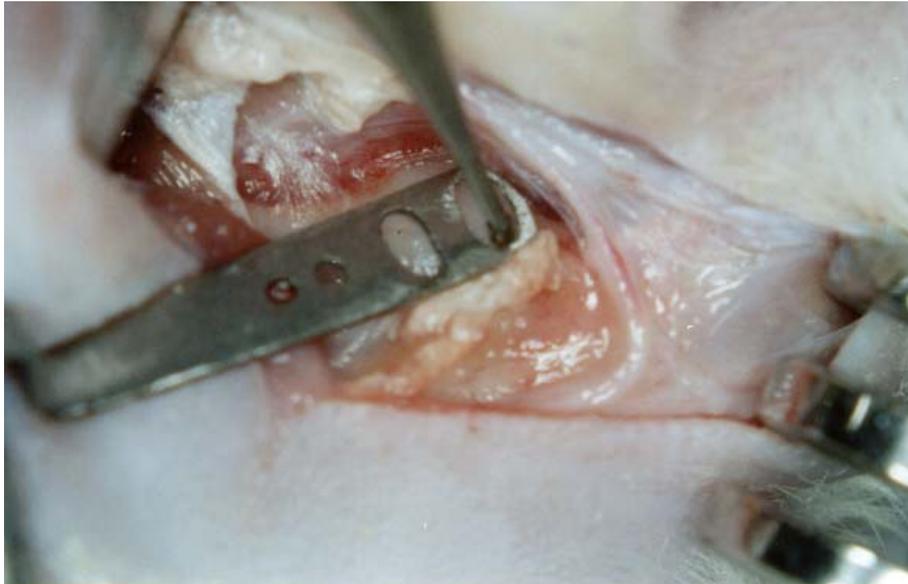
**Figura 6:** Tricotomia da região mandibular, lado direito.



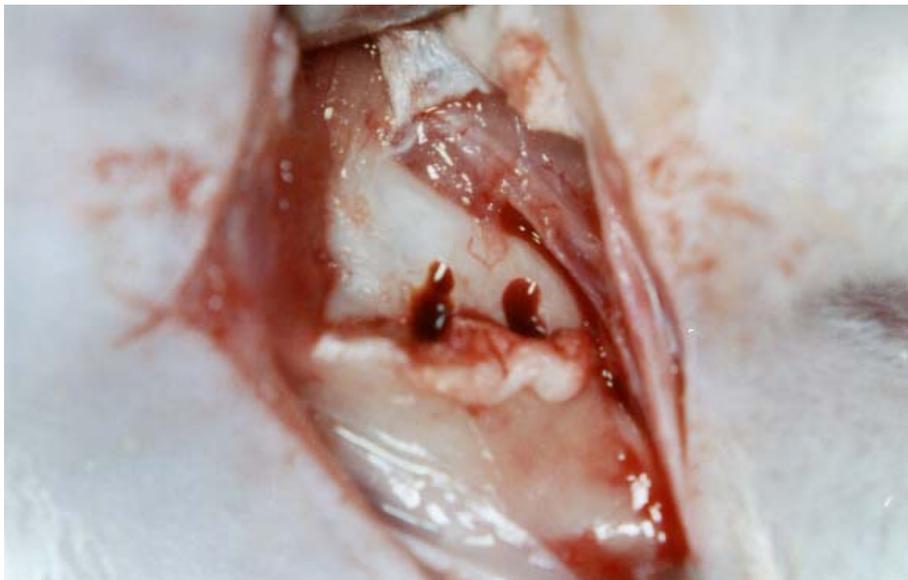
**Figura 7:** Região de corpo mandibular direito, após a incisão e a divulsão tecidual por planos. Observar o tendão do músculo bucinador inserido junto à linha oblíqua externa (→).



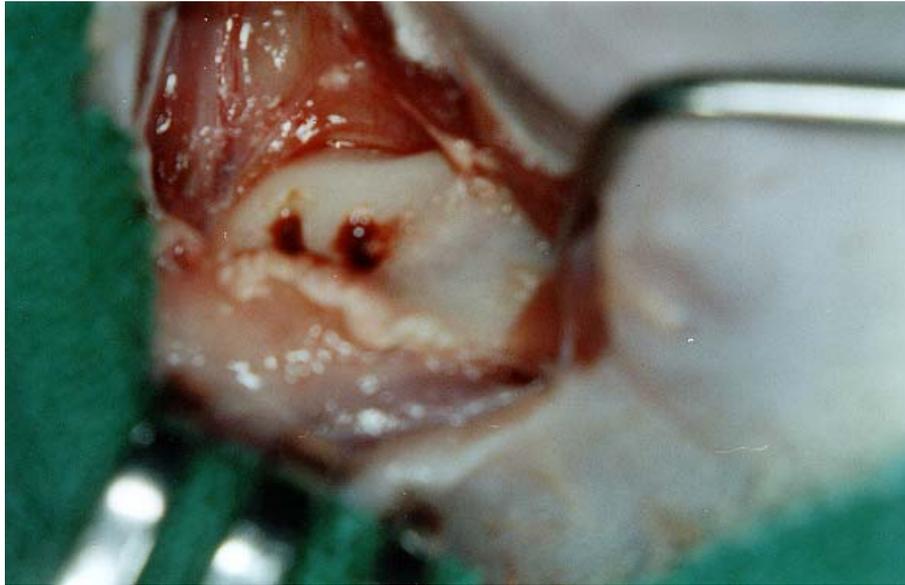
**Figura 8:** Região de corpo mandibular direito, após a incisão e descolamento do músculo bucinador e do periósteo, junto à linha oblíqua externa. Matriz padrão de titânio posicionada. Perfurações proximal (P) e distal (D).



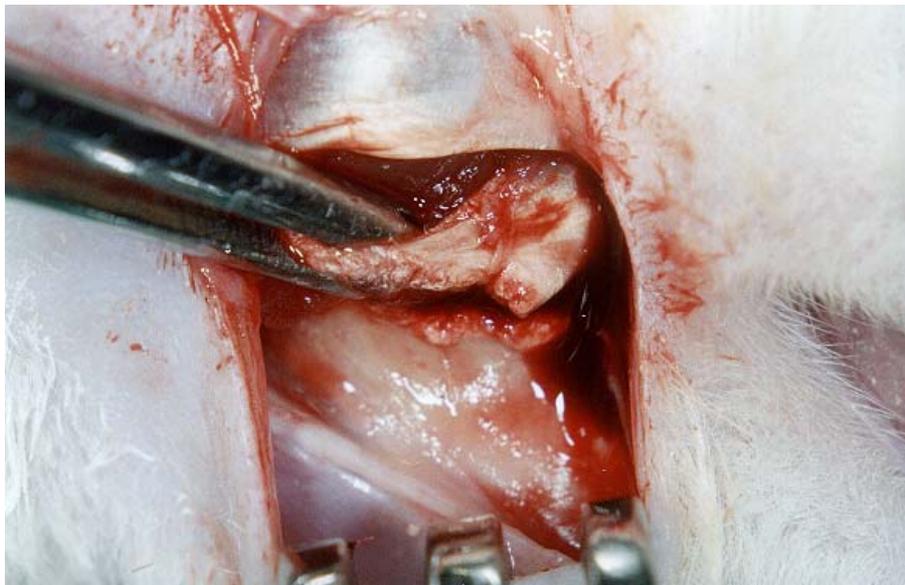
**Figura 9:** Osteotomia a fresa cirúrgica na cavidade distal, lado direito.



**Figura 10:** Cavidades cirúrgicas distal e proximal preparadas, após osteotomia com fresa cirúrgica e laser de Er:YAG, à energia de 400 mJ/6 Hz, no lado direito.



**Figura 11:** Cavidades cirúrgicas distal e proximal preparadas no lado esquerdo, após osteotomia com laser de Er:YAG às energias de 300 mJ/6 Hz e 350 mJ/6 Hz, respectivamente.



**Figura 12:** Reposicionamento do músculo bucinador junto à linha oblíqua externa, reposicionando o periósteo, para sutura dos planos musculares.



**Figura 13:** Suturas da pele, com fio mononylon.

## **RESULTADOS**

Os resultados encontrados na leitura das lâminas estão descritos de acordo com a estrutura histológica: osso, tecido conjuntivo, medula hemopoética, com o período do experimento: sete, 14, 45, 60 e 90 dias, na seguinte sequência:

### **LADO DIREITO**

- **cavidade distal (A) – FRESA CIRÚRGICA**
- **cavidade proximal (B) – LASER 400 mJ/6 Hz**

### **LADO ESQUERDO**

- **cavidade distal (C) – LASER 300 mJ/6 Hz**
- **cavidade proximal (D) – LASER 350 mJ/6 Hz**

Os achados estão ordenados na sequência:

- 1- CORTICAL ÓSSEA
- 2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA
  - 2.1- Trabéculas ósseas
  - 2.2- Espaços medulares
  - 2.3- Fragmentos ósseos

## 2.4- Tecido hemopoético

### **AOS SETE DIAS**

#### **LADO DIREITO (A) – FRESA CIRÚRGICA**

##### 1- CORTICAL ÓSSEA:

A partir da face interna da cortical (endóstio), nos bordos da cavidade cirúrgica e medular, houve intensa formação de trabéculas em direção à área de ostectomia, na tentativa de preenchê-lo. Pequenas áreas de reabsorção óssea, formadas por lacunas de Howship, nos bordos laterais (FIGURAS 14 e 15).

##### 2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA:

###### 2.1- Trabéculas ósseas:

Verificou-se intenso trabeculado ósseo, tendo como característica tintorial uma menor eosinofilia e apresentando grande quantidade de células no seu interior, correspondendo a osso imaturo. Na zona da ostectomia, formação óssea em direção à superfície.

## 2.2- Espaços inter-trabeculares:

Ocupados por tecido conjuntivo ricamente vascularizado e altamente celular. Endósteo correspondente com predomínio de osteoblastos.

## 2.3- Fragmentos ósseos:

Ausência de fragmentos ósseos decorrentes do preparo das cavidades.

## 2.4- Tecido hemopoético:

Presente apenas nos bordos laterais da cavidade óssea. Na interface entre o tecido hemopoético remanescente e o trabeculado em formação, encontrou-se grande concentração de células como hemácias e megacariócitos.

## **LADO DIREITO (B) - LASER 400 mJ/6 Hz**

### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Verifica-se a presença uma linha intensamente corada pela hematoxilina, compatível com dano térmico, localizada na camada mais externa do osso cortical remanescente. Espaços de osteócitos vazios na zona

adjacente, caracterizando necrose óssea, restrita apenas a esta camada. Osteócitos dispostos em cavidades arredondadas, característicos em processos de renovação tecidual, adjacentes às áreas de necrose óssea. Delgada camada de material amorfo adjacente às áreas de necrose óssea (FIGURA 14).

Observa-se, também, a presença de corredores de formação tecidual, organizados através de áreas de solução de continuidade na zona de dano térmico (FIGURA 16).

## 2- ESPAÇO DA OSTEECTOMIA:

### 2.1- Trabéculas ósseas:

Formação óssea dispersa e mínima no interior do tecido de granulação, tendo como característica tintorial uma menor eosinofilia e hipercelular, compatível com osso imaturo. Osteoblastos dispersos na periferia.

### 2.2- Espaços intertrabeculares:

Ocupados por tecido conjuntivo ricamente vascularizado e altamente celular.

### 2.3- Fragmentos ósseos:

Ausência de fragmentos ósseos decorrentes do preparo das cavidades.

### 2.4- Tecido hemopoético:

Na interface entre o tecido hemopoético remanescente e o trabeculado em formação, encontrou-se grande concentração de células como hemácias e megacariócitos.

## **LADO ESQUERDO (C) - LASER 300 mJ/6 Hz**

### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Apresenta áreas de carbonização superficial, tanto nas superfícies externa como lateral. Esta caracteriza-se por uma maior coloração por hematoxilina. Cavidades de osteócitos vazias junto as áreas de necrose. Osteócitos dispostos em cavidades arredondadas, característicos em processos de renovação tecidual, localizando-se adjacentes às áreas de necrose óssea. Delgada camada de material amorfo junto às áreas de necrose óssea (FIGURA 14).

Observa-se, ainda, proliferação tecidual cicatricial organizada através de áreas de solução de continuidade na zona do dano térmico (FIGURA 17).

## 2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA:

### 2.1- Trabéculas ósseas:

Presença de osso imaturo, localizado principalmente na região mais interna do corte. Camada de osteoblastos na periferia, em um tecido de granulação ricamente vascularizado, com fibras colágenas.. Presença de áreas de carbonização nas trabéculas previamente existentes, apresentando coloração por hematoxilina.

### 2.2- Espaços intertrabeculares:

Ocupados por tecido conjuntivo ricamente vascularizado e altamente celular.

### 2.3- Fragmentos ósseos:

Ausência de fragmentos ósseos decorrentes do preparo das cavidades.

### 2.4- Tecido hemopoético:

Na interface entre o tecido hemopoético remanescente e o trabeculado em formação, encontrou-se grande concentração de células como hemácias e megacariócitos.

## **LADO ESQUERDO (D) - LASER 350 mJ/6 Hz**

### **1- CORTICAL ÓSSEA:**

Apresenta áreas de carbonização superficial, com lacunas de Howship, tanto nas superfícies externa como lateral. Junto as áreas de necrose, localizam-se cavidades de osteócitos vazias. Osteócitos dispostos em cavidades arredondadas, característicos em processos de renovação tecidual, adjacentes às áreas de necrose óssea. Delgada camada de material amorfo adjacente às áreas de necrose óssea. Formação trabecular a partir da superfície interna da cortical óssea (FIGURA 14).

Imagem repetida da invasão do tecido cicatricial por espaços na zona de dano térmico (FIGURA 18).

### **2- ESPAÇO DA OSTEOTOMIA:**

#### **2.1- Trabéculas ósseas:**

Formação de trabéculas ósseas a partir da superfície interna da cortical óssea. Ausência de trabeculado ósseo imaturo ou indício de osteogênese.

#### 2.2- Espaços medulares:

Ocupados por tecido conjuntivo ricamente vascularizado e altamente celular.

#### 2.3- Fragmentos ósseos:

Ausência de fragmentos ósseos decorrentes do preparo das cavidades.

#### 2.4- Tecido hemopoético:

Na interface entre o tecido hemopoético remanescente e o trabeculado ósseo em formação, encontrou-se grande concentração de células como hemácias e megacariócitos.

### **AOS 14 DIAS**

### **LADO DIREITO (A) – FRESA CIRÚRGICA**

## 1- CORTICAL ÓSSEA:

A partir da face interna da cortical (endósteo), nos bordos da cavidade cirúrgica, houve formação de trabéculas em direção à área de ostectomia, sugerindo o seu preenchimento. Pequenas áreas apresentando lacunas de Howship nas superfícies laterais (FIGURAS 19 e 20).

## 2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA:

### 2.1- Trabéculas ósseas:

Trabéculas ósseas mais espessas, apresentando maior eosinofilia. Osteócitos dispostos em cavidades arredondadas, compatíveis com osso imaturo.

### 2.2- Espaços intertrabeculares:

Ocupados por tecido conjuntivo ricamente vascularizado e altamente celular. Endósteo com predomínio de osteoblastos.

### 2.3- Fragmentos ósseos:

Ausência de fragmentos ósseos decorrentes do preparo das cavidades.

#### 2.4- Tecido hemopoético:

Na interface entre o tecido hemopoético remanescente e o trabeculado em formação, encontrou-se grande concentração de células como hemácias e megacariócitos.

### **LADO DIREITO (B) - LASER 400 mJ/6 Hz**

#### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Verifica-se zona de carbonização nas superfícies laterais das corticais ósseas. Cavidades vazias de osteócitos presentes apenas na camada adjacente às zonas de carbonização. Reparo ósseo em sentido centrípeto, deslocando as áreas de dano térmico para o centro do tecido de granulação.

Corredores em expansão, aumentando a largura e concentrando as áreas de dano térmico.

#### 2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA:

##### 2.1- Trabéculas ósseas:

Presença de áreas de carbonização em algumas trabéculas. Nestas, há formação óssea lamelar no sentido centrípeto, a partir das superfícies isentas do dano térmico. Presença de material amorfo entre a superfície óssea neoformada e a zona de carbonização. Osteócitos em número aumentado e dispostos em cavidades circulares, caracterizando tecido ósseo imaturo (FIGURA 21).

#### 2.2- Espaços intertrabeculares:

Presença de tecido conjuntivo rico em células e vasos sanguíneos. Camada adjacente à superfície trabecular apresentando osteoblastos alinhados.

#### 2.3- Fragmentos ósseos:

Ausência de fragmentos ósseos decorrentes do preparo das cavidades.

#### 2.4- Tecido hemopoético:

Na interface entre o tecido hemopoético remanescente e o trabeculado em formação, encontrou-se grande concentração de células como hemácias e megacariócitos.

## **LADO ESQUERDO (C) - LASER 300 mJ/6 Hz**

### **1- CORTICAL ÓSSEA:**

Verifica-se zona de carbonização nas superfícies laterais das corticais ósseas. Cavidades vazias de osteócitos presentes apenas na camada óssea adjacente às zonas de carbonização. Estas áreas encontram-se mais restritas a algumas faixas da cortical. Penetração de tecido conjuntivo celular em alguns pontos. Entre estes locais, observa-se osteogênese em direção ao centro da cavidade, através de uma matriz óssea altamente celular e com suas células dispostas irregularmente, porém mais intensamente corada pela eosina, proveniente da superfície externa e do endóstio correspondente.

Corredores em expansão, aumentando a largura e concentrando as áreas de dano térmico.

### **2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA:**

#### **2.1- Trabéculas ósseas:**

Apresentam-se com característica mais eosinófila que na fase anterior. Observa-se grande número de vasos sanguíneos em seu interior. Osteócitos

dispostos mais regularmente e em grande número. Material amorfo na periferia, sobre as áreas de dano térmico (FIGURA 22).

#### 2.2- Espaços intertrabeculares:

Diminuição do tecido conjuntivo inter-trabecular. Vasos sanguíneos em grande número.

#### 2.3- Fragmentos ósseos:

Ausência de fragmentos ósseos decorrentes do preparo das cavidades.

#### 2.4- Tecido hemopoético:

Não identificado nas áreas de reparo aos 14 dias.

### **LADO ESQUERDO (D) - LASER 350 mJ/6 Hz**

#### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Verifica-se zona de carbonização nas superfícies laterais das corticais ósseas. Cavidades com osteócitos ausentes apenas na camada óssea adjacente às zonas de carbonização. Estas áreas encontram-se mais restritas

a algumas faixas da cortical. Observa-se osteogênese em direção ao centro da cavidade. A matriz óssea altamente celular, proveniente da superfície externa e do endósteo correspondente, apresenta suas células dispostas irregularmente, intensamente corada pela eosina (FIGURA 23).

## 2- ESPAÇO DA OSTEOTOMIA:

### 2.1- Trabéculas ósseas:

Apresentam-se com característica mais eosinófila que na fase anterior, com proliferação vascular em seu interior. Osteócitos dispostos mais regularmente e em maior número. Material amorfo periférico sobre as áreas de dano térmico.

### 2.2- Espaços intertrabeculares:

Menor volume de tecido inter-trabecular, com menos células e com menos fibras colágenas.

### 2.3- Fragmentos ósseos:

Ausência de fragmentos ósseos decorrentes do preparo das cavidades.

#### 2.4- Tecido hemopoético:

Na interface entre o tecido hemopoético remanescente e o trabeculado em formação, encontrou-se grande concentração de células como hemácias e megacariócitos. Verifica-se, ainda, a presença de adipócitos.

### **AOS 45 DIAS**

#### **LADO DIREITO (A) – FRESA CIRÚRGICA**

##### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Reestabelecimento da integridade da cortical óssea, porém sem o contorno ósseo anatômico original. Osteócitos dispostos em cavidades circulares, compatíveis com osso em regeneração. Organização tecidual irregular, com variações de coloração eosinófila em seu interior, compatíveis com tecido ósseo jovem (FIGURAS 24 e 26).

##### 2- ESPAÇO DA OSTEOTOMIA:

Preenchido por osso cortical, já descrito acima.

## **LADO DIREITO (B) - LASER 400 mJ/6 Hz**

### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Reestabelecimento da cortical óssea, a partir dos bordos da lesão, partindo das superfícies externa e interna. Verificam-se resíduos de necrose nas regiões laterais, em posição mais horizontal em relação aos grupos anteriores. A camada de cortical neoformada apresenta-se contínua, porém com espaços em seu interior, composto por tecido hemopoético e vasos sanguíneos.

Os corredores já revelam organização vascular calibrosa (FIGURA 25).

Delgada camada de material amorfo recobre as superfícies corticais carbonizadas, com osteócitos vitais na camada mais adjacente à estas.

### 2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA:

Preenchido por osso cortical, já acima descrito.

## **LADO ESQUERDO (C) - LASER 300 mJ/6 Hz**

### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Presença de pequenas linhas superficiais de tecido ósseo necrótico nos bordos iniciais da lesão, em posição mais horizontal às verificadas anteriormente. Tecido ósseo em remodelação preenchendo a cavidade óssea, com osteócitos presentes na camada mais próxima às zonas de carbonização, junto à porção original de cortical. Haverisação da cortical óssea através da medula hemopoética adjacente. O tecido que preenche o espaço de ostectomia, refazendo a cortical óssea, formou-se às custas do endóstio e superfície externa corticais.

Visível organização da circulação sanguínea através dos corredores cicatriciais (FIGURA 28).

Delgada camada de material amorfo sobrepõe-se às zonas de carbonização óssea. Presença de células ósseas na camada adjacente ao material amorfo e entre o mesmo (FIGURA 28).

## 2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA:

Preenchido por osso cortical, já acima descrito.

## **LADO ESQUERDO (D) - LASER 350 mJ/6 Hz**

### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Presença de pequenas linhas superficiais de tecido ósseo com necrose nos bordos iniciais da lesão. Estas linhas encontram-se em posição mais horizontal em relação aos grupos anteriores. Tecido ósseo em remodelação ricamente vascularizado preenchendo a cavidade óssea. Este tecido origina-se às custas do endóstio e superfície externa corticais.

Delgada camada de material amorfo sobrepõe-se às zonas de carbonização óssea. Presença de células ósseas na camada adjacente ao material amorfo e entre o mesmo, surgidas dos corredores de cicatrização. (FIGURA 27).

## 2- ESPAÇO DA OSTEOTOMIA:

Preenchido por osso cortical, já acima descrito.

## **AOS 60 DIAS**

### **LADO DIREITO (A) – FRESA CIRÚRGICA**

#### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Formada por tecido ósseo em remodelação, com osteócitos em cavidades circulares e em grande número. Presença de vasos sanguíneos (FIGURA 29).

O contorno cortical obedece a uma forma côncava em relação à morfologia cortical original.

## 2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA:

Preenchido por osso cortical, já acima descrito.

## **LADO DIREITO (B) - LASER 400 mJ/6 Hz**

### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Formada por tecido ósseo em remodelação, com osteócitos em cavidades circulares e numerosos vasos sanguíneos. Ausência de áreas de carbonização. Presença de tecido hemopoético na cortical óssea em remodelação (FIGURA 30).

Apresenta forma convexa em relação a morfologia cortical original.

## 2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA:

Preenchido por osso cortical, já acima descrito.

### **LADO ESQUERDO (C) - LASER 300 mJ/6 Hz**

#### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Apresenta tecido ósseo em remodelação, composto por numerosos osteócitos e vasos sanguíneos. Ausência de áreas de carbonização. Maior eosinofilia ao redor dos vasos sanguíneos. Tecido ósseo intervascular com intensidade de coloração menor. Tecido hemopoético em alguns locais do osso em remodelação (FIGURA 31).

Apresenta forma convexa em relação a morfologia cortical original.

#### 2- ESPAÇO DA OSTECTOMIA:

Preenchido por osso cortical, já acima descrito.

### **LADO ESQUERDO (D) - LASER 350 mJ/6 Hz**

#### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Apresenta tecido ósseo em remodelação, composto por numerosos osteócitos e vasos sanguíneos. Osteócitos embutidos em cavidades arredondadas. Vasos sanguíneos em número aumentado. Tecido hemopoético em algumas áreas do osso em remodelação (FIGURA 32).

Apresenta forma convexa em relação a morfologia cortical original.

## 2- ESPAÇO DE OSTECTOMIA:

Preenchido por osso cortical, já acima descrito.

## **AOS 90 DIAS**

### **LADO DIREITO (A) – FRESA CIRÚRGICA**

#### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Apresenta tecido ósseo com padrão lamelar, refazendo a morfologia original da cortical. Sistema ósseo vascular reestruturado (FIGURA 33).

#### 2- ESPAÇO DE OSTECTOMIA:

Preenchido por osso cortical, já acima descrito.

## **LADO DIREITO (B) - LASER 400 mJ/6 Hz**

### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Apresenta tecido ósseo com padrão lamelar. Em seu interior, verifica-se tecido hemopoético apresentando vasos sanguíneos e osso (FIGURA 33).

Morfologia cortical ainda convexa, porém muito próxima do contorno original.

### 2- ESPAÇO DE OSTECTOMIA:

Preenchido por osso cortical, já acima descrito.

## **LADO ESQUERDO (C) - LASER 300 mJ/6 Hz**

### 1- CORTICAL ÓSSEA:

Apresenta tecido ósseo com padrão lamelar. Em seu interior, verifica-se área restrita de tecido hemopoético apresentando vasos sanguíneos. No centro do processo, osso com aspecto "mexido", com linhas incrementais concêntricas (FIGURA 33).

Morfologia cortical ainda convexa, porém muito próxima do contorno cortical original.

2- ESPAÇO DE OSTECTOMIA:

Preenchido por osso cortical, descrito acima.

**LADO ESQUERDO (D) - LASER 350 mJ/6 Hz**

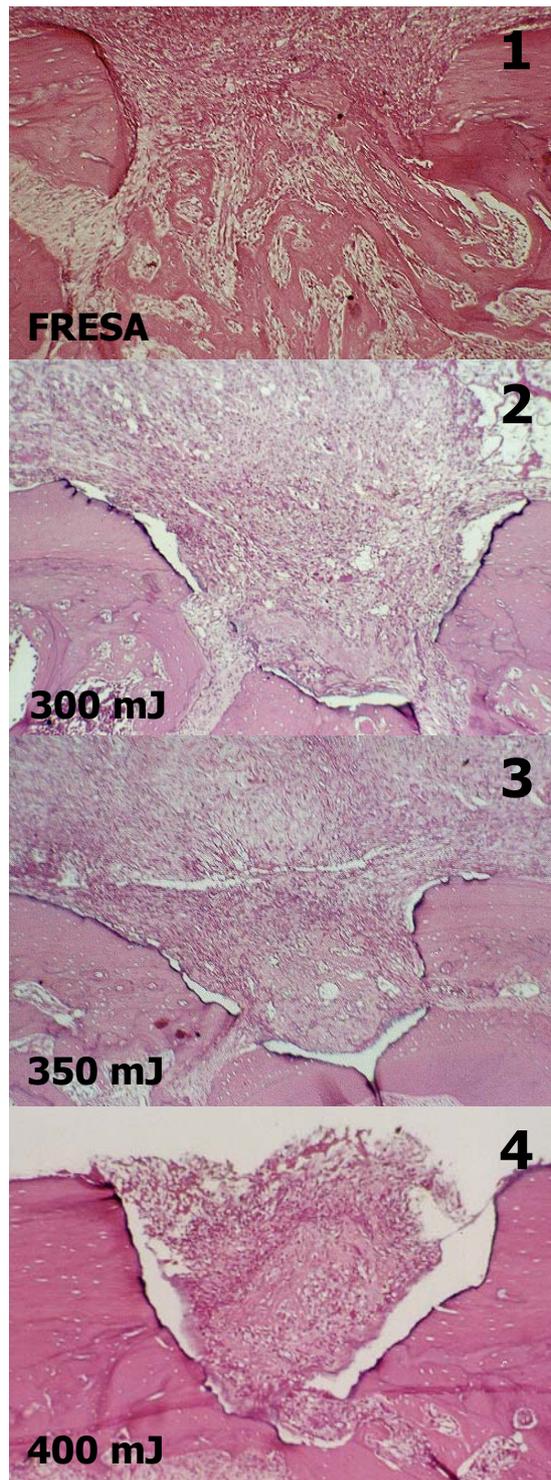
1- CORTICAL ÓSSEA:

Apresenta tecido ósseo com padrão lamelar. São vistas estruturas vasculares. Formação óssea lamelar com linhas incrementais dispostas em direção centrípeta ao espaço de ostectomia (FIGURA 33).

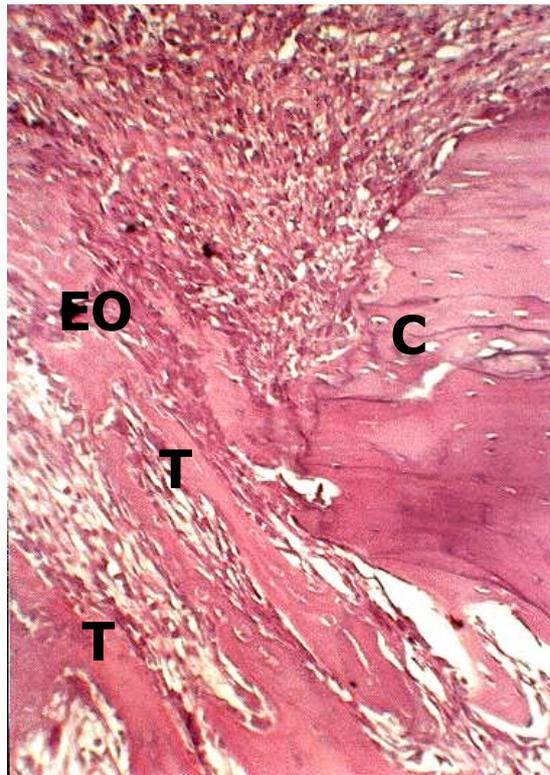
Morfologia cortical ainda levemente convexa, porém muito próxima do contorno cortical original.

2- ESPAÇO DE OSTECTOMIA:

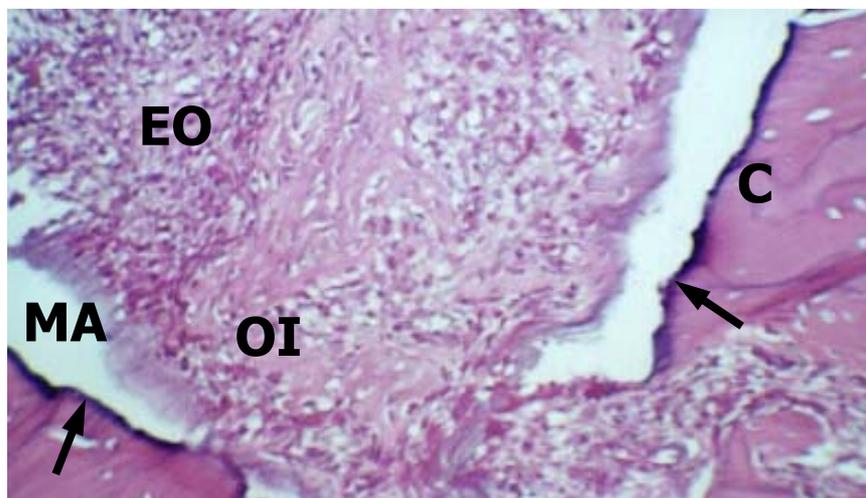
**Preenchido por osso cortical, já acima descrito.**



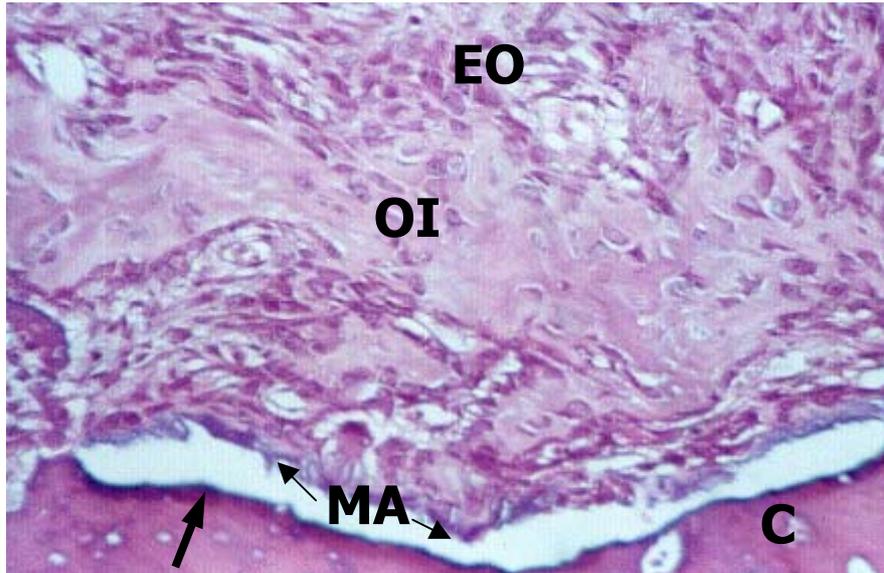
**Figura 14:** Montagem das quatro zonas de osteotomia, aos sete dias pós-operatórios. Observa-se a cavidade distal, lado direito (1), a cavidade distal, lado esquerdo (2), a cavidade proximal, lado esquerdo (3) e a cavidade proximal, lado direito (4). Aumento original 100X.



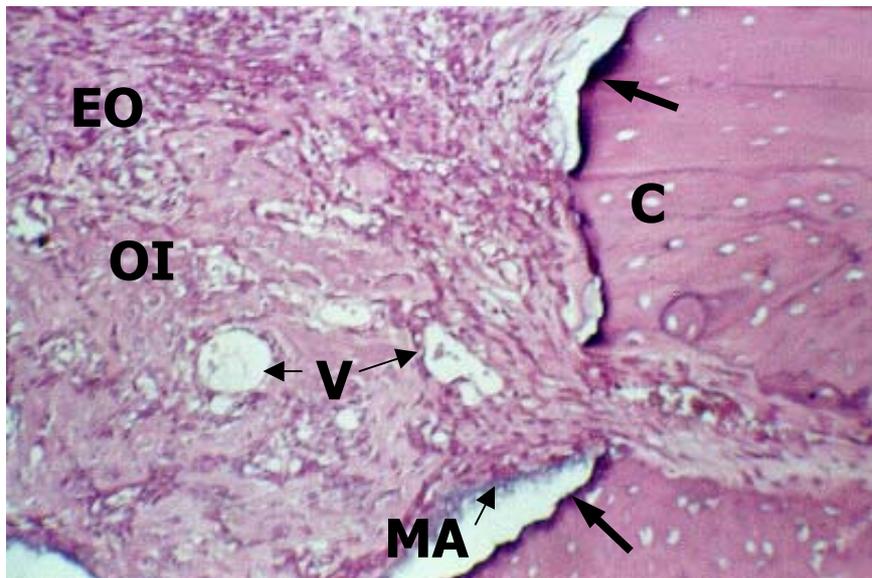
**Figura 15:** Lado direito, fresa cirúrgica. Aos sete dias, formação de trabéculas ósseas (T), a partir do endóstio da cortical (C), em direção ao espaço de osteotomia (EO). Aumento original 200X.



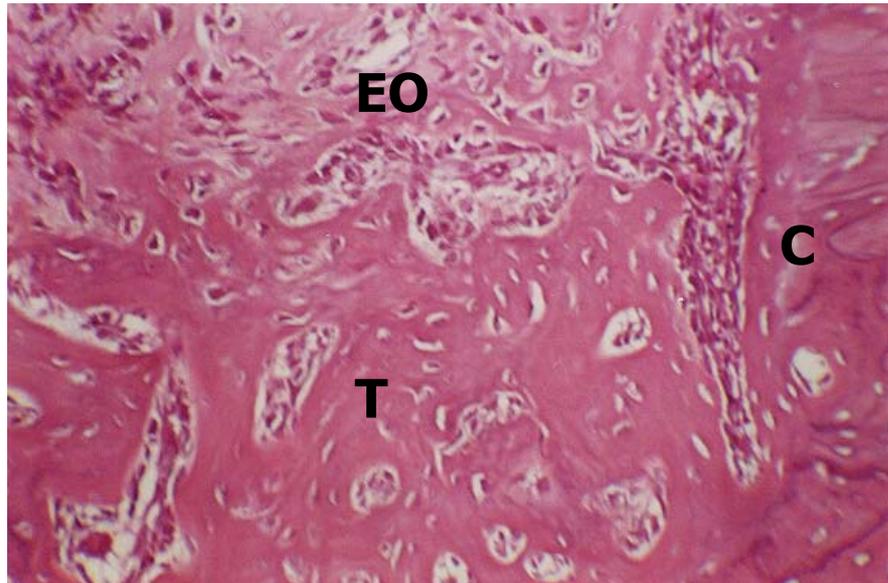
**Figura 16:** Lado direito, laser 400 mJ. Aos sete dias, formação de osso imaturo (OI), no interior do espaço de osteotomia (EO). Dano térmico (→) nas paredes ósseas corticais (C), recoberto por material amorfo (MA). Aumento original 200X.



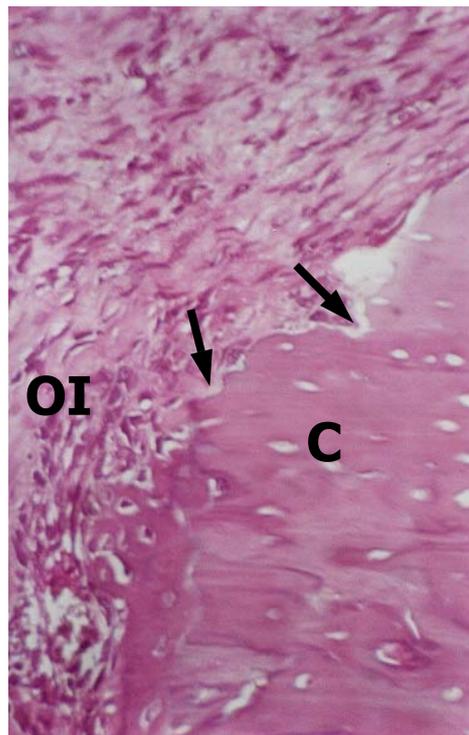
**Figura 17:** Lado esquerdo, laser 300 mJ. Aos sete dias, formação de osso imaturo (OI), no interior do espaço de ostectomia (EO). Dano térmico (→) nas paredes ósseas corticais (C), recoberto por material amorfo (MA). Aumento original 400X.



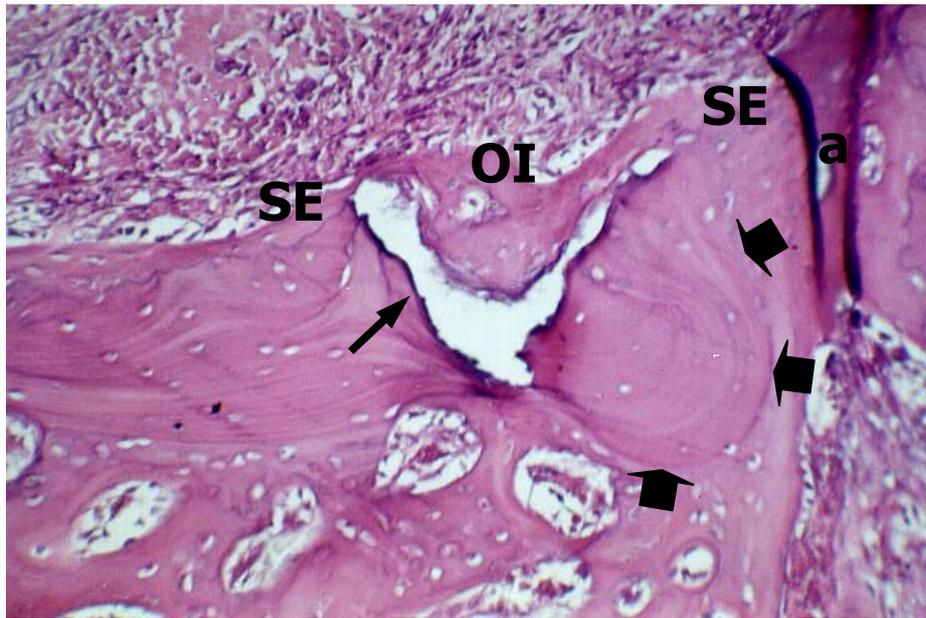
**Figura 18:** Lado esquerdo, laser 350 mJ. Aos sete dias, formação de osso imaturo (OI), no interior do espaço de ostectomia (EO). Dano térmico (→) nas paredes ósseas corticais (C), recoberto por material amorfo (MA). Vasos sanguíneos presentes (V). Aumento original 200X.



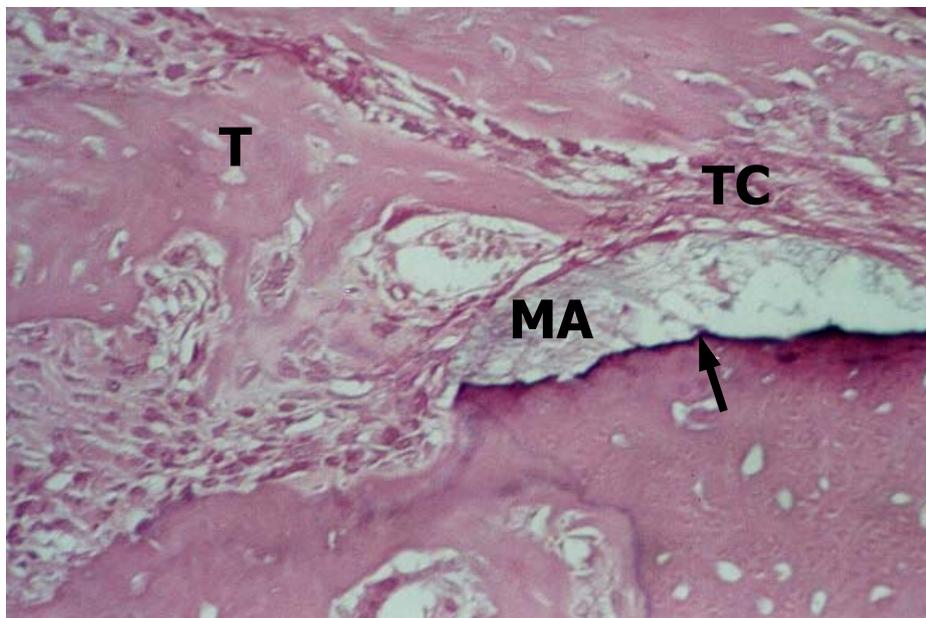
**Figura 19:** Lado direito, fresa cirúrgica. Aos 14 dias, formação de trabéculas ósseas (T), a partir do endóstio da cortical (C), em direção ao espaço de osteotomia (EO). Aumento original 200X.



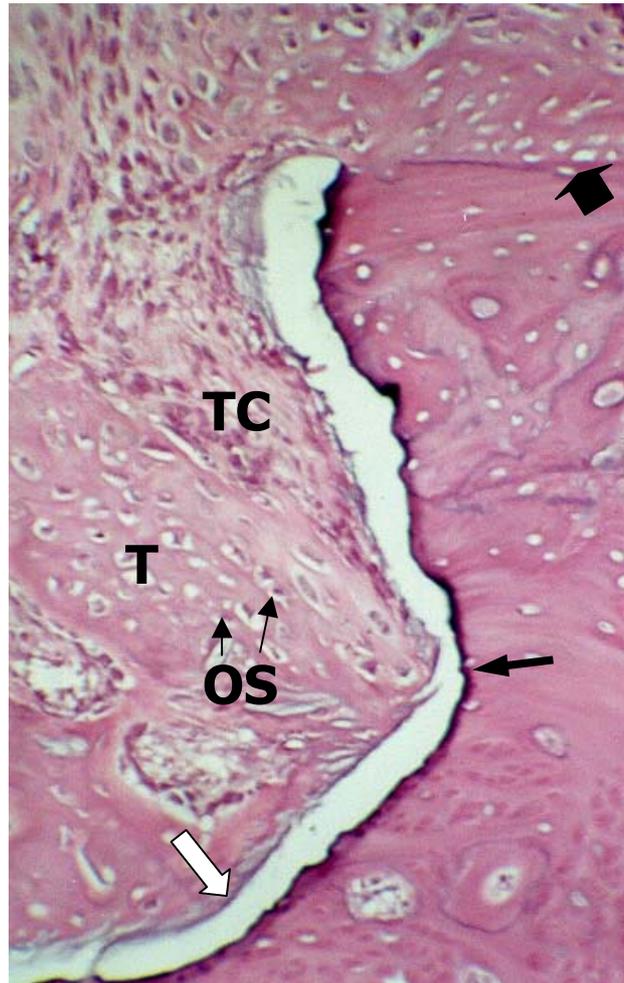
**Figura 20:** Lado direito, fresa cirúrgica, aos 14 dias. Lacunas de Howship (→) junto à superfície cortical lateral (C). Osso imaturo com formação em direção à superfície (OI). Aumento original 400X.



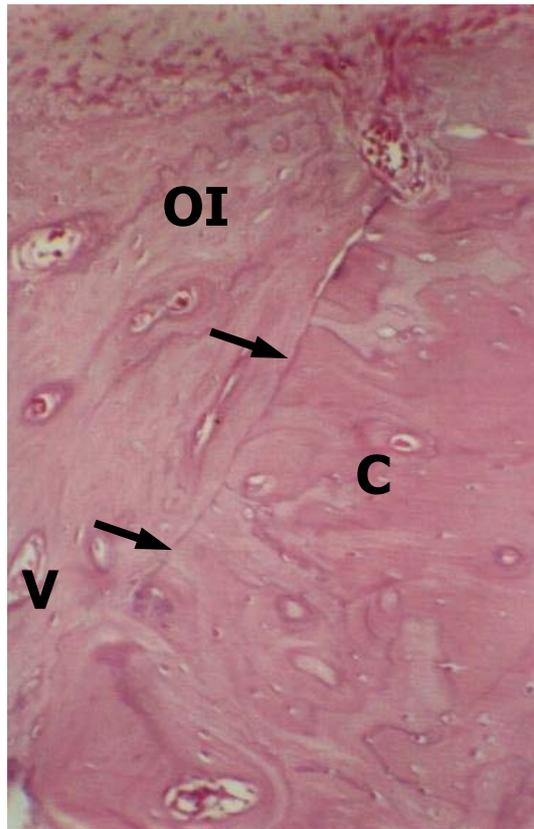
**Figura 21:** Lado direito, laser 400 mJ. Aos 14 dias, observa-se dano térmico (→) junto à superfície trabecular no limite inferior da cavidade. Osso imaturo (OI) proveniente da superfície externa (SE), em direção centrípeta. Observar a orientação das linhas incrementais (↯), centralizando o dano térmico. Artefato da técnica (a). Aumento original 200X.



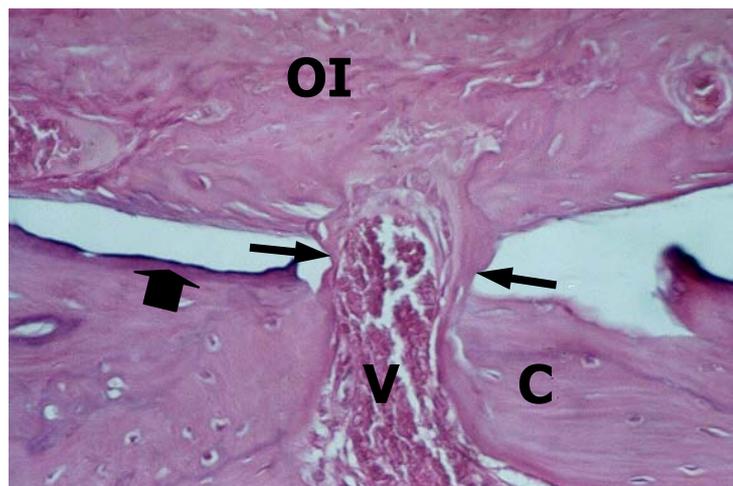
**Figura 22:** Lado esquerdo, laser 300 mJ, aos 14 dias. Trabéculas de osso imaturo (T) preenchendo o espaço de ostectomia (EO). Dano térmico (→) junto à superfície trabecular, recoberto por material amorfo (MA). Observa-se tecido conjuntivo celular (TC) . Aumento original 200X.



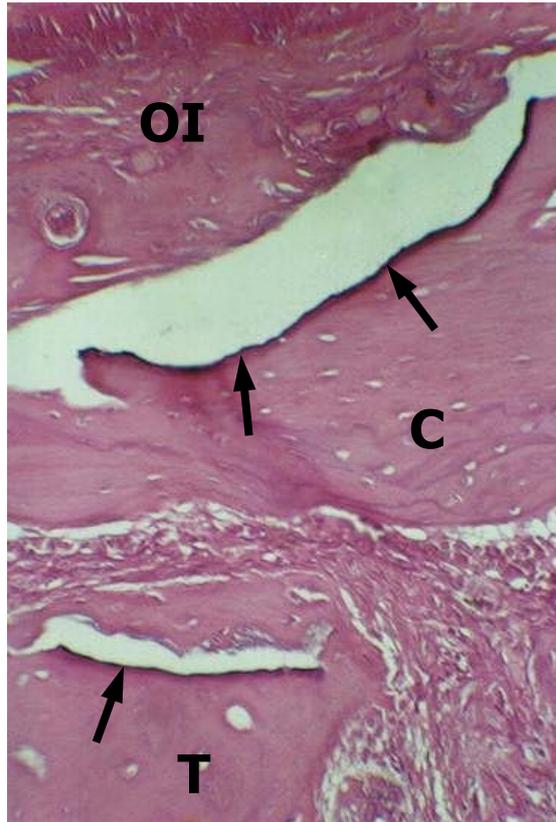
**Figura 23:** Lado esquerdo, laser 350 mJ. Aos 14 dias, verifica-se trabéculas de osso imaturo (T), com osteócitos em grande número (OS), preenchendo o espaço de ostectomia, provenientes do endóstio e da superfície externa (◄) da cortical. Dano térmico (→) junto à superfície trabecular, recoberto por material amorfo (⇒). Observa-se tecido conjuntivo celular (TC). Aumento original 200X.



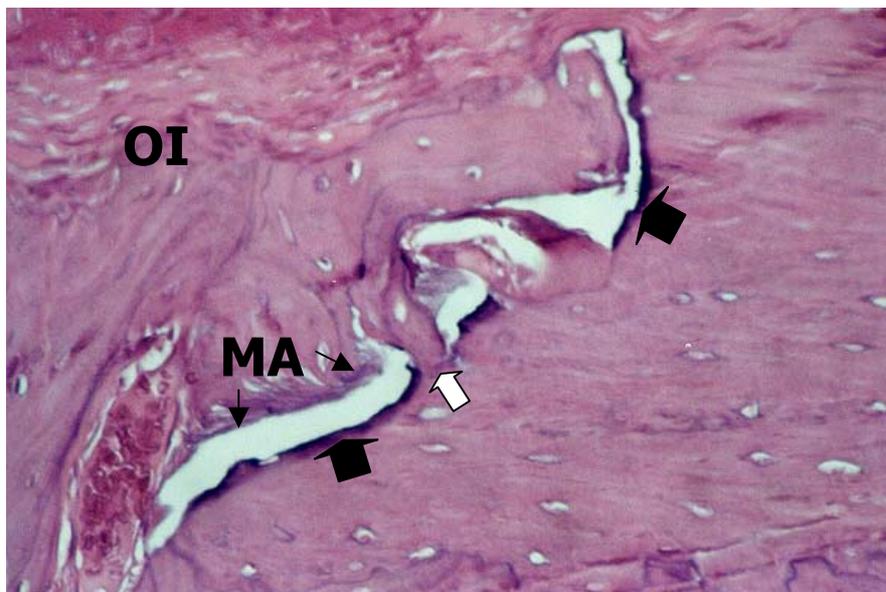
**Figura 24:** Lado direito, fresa cirúrgica, em 45 dias. Cortical óssea restabelecendo o espaço de osteotomia. Linha incremental de neoformação óssea (→), dividindo o osso cortical remanescente à osteotomia (C) do osso em formação (OI). Observa-se vasos sanguíneos (V). Aumento original 200X.



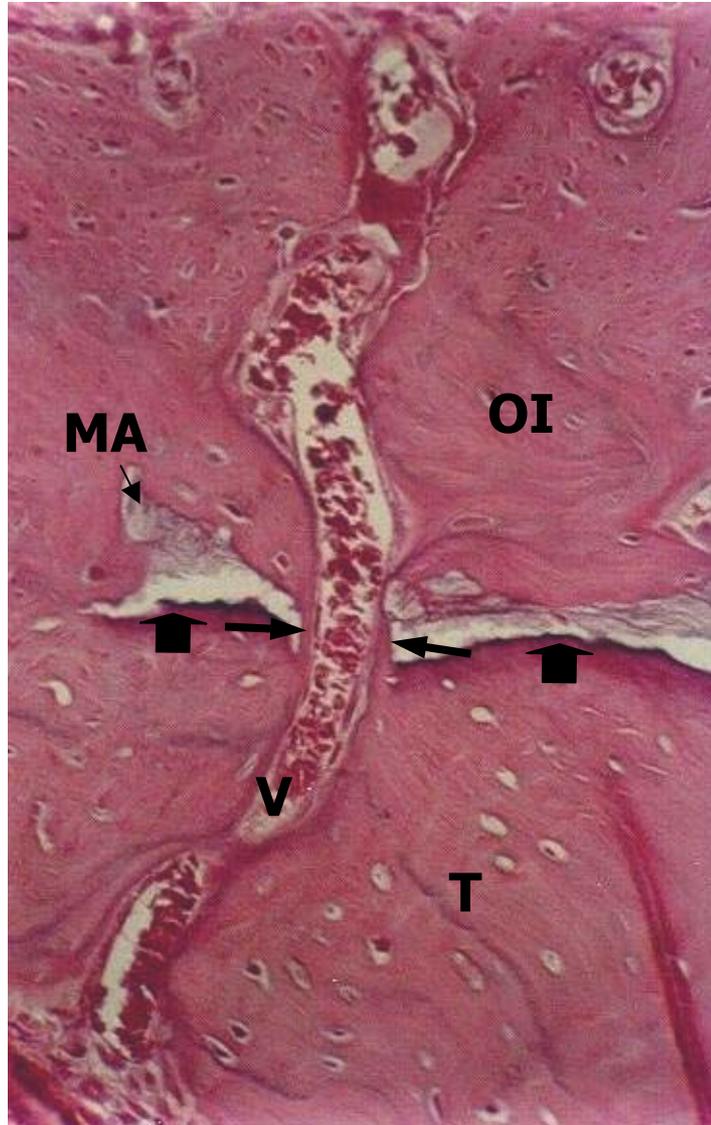
**Figura 25:** Lado direito, laser 400 mJ, em 45 dias. Observa-se vaso sanguíneo (V) proveniente do remanescente cortical (C). Osso imaturo (OI) preenchendo o espaço de osteotomia. Dano térmico residual (◆). Observar ponte óssea (→), perivascular. Aumento original 400X.



**Figura 26:** Lado direito, laser 400 mJ, em 45 dias. Observa-se dano térmico (→) residual, tanto na cortical (C), como no trabeculado remanescente (T). Osso imaturo na zona da ostectomia (OI), promovendo deslocamento horizontal do dano. Aumento original 200X.



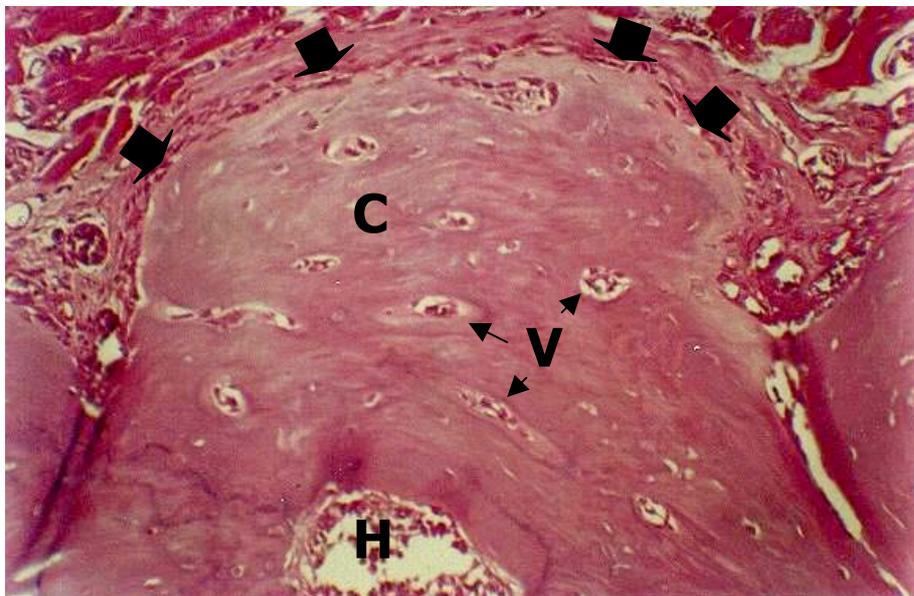
**Figura 27:** Lado esquerdo, laser 350 mJ, em 45 dias. Dano térmico residual (♣), com camada de material amorfo (MA). Observa-se osteogênese proveniente da cortical injuriada pelo dano (⇒). Osso imaturo (OI) preenchendo o espaço de ostectomia. Aumento original 400X.



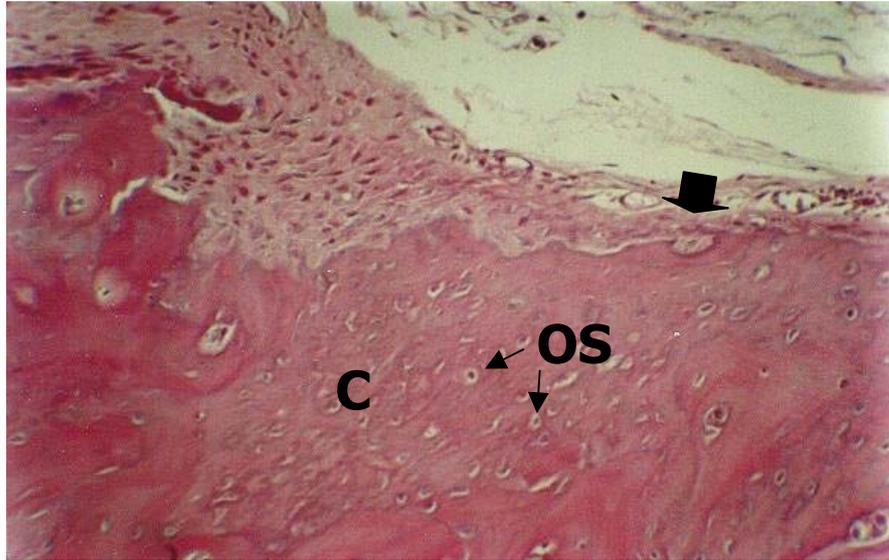
**Figura 28:** Lado esquerdo, laser 300 mJ. Em 45 dias, observa-se vaso sanguíneo (V) proveniente do trabeculado remanescente (T). Osso imaturo (OI) preenchendo o espaço de ostectomia. Dano térmico residual (♣), com camada de material amorfo (MA). Observar ponte óssea (→), perivascular. Aumento original 400X.



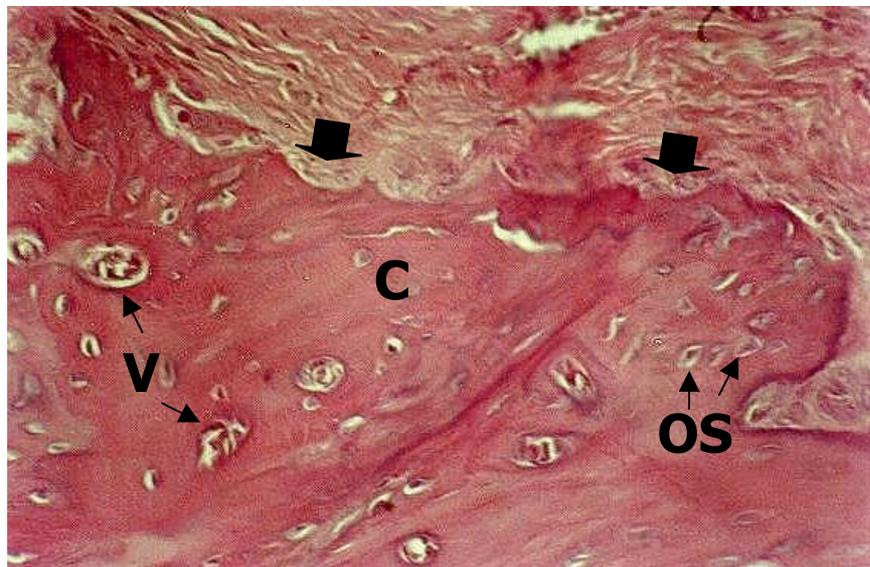
**Figura 29:** Lado direito, fresa cirúrgica. Aos 60 dias, tecido ósseo da cortical (C) em remodelação, com presença de vasos sanguíneos (V). Trabeculado ósseo disposto ainda de forma vertical. Aumento original 200X.



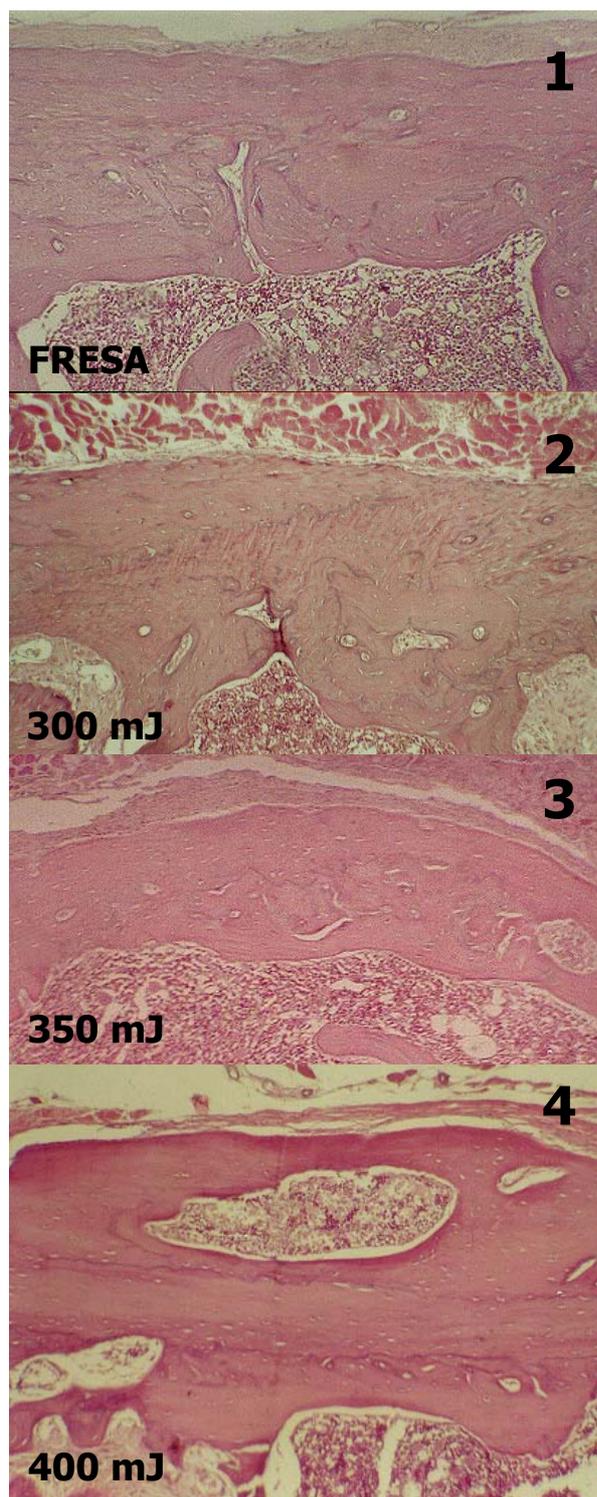
**Figura 30:** Lado direito, laser 400 mJ. Aos 60 dias, tecido ósseo da cortical (C) em remodelação, com presença de vasos sanguíneos (V). Contorno externo cortical convexo (◈). Observa-se tecido hemopoético (H). Aumento original 200X.



**Figura 31:** Lado esquerdo, laser 300 mJ. Aos 60 dias, tecido ósseo da cortical (C) em remodelação, com osteócitos em grande número (OS) e lacunas de Howship na superfície externa (◄). Aumento original 200X.



**Figura 32:** Lado esquerdo, laser 350 mJ. Aos 60 dias, tecido ósseo da cortical (C) em remodelação, com osteócitos em grande número (OS) e lacunas de Howship na superfície externa (◄). Vasos sanguíneos presentes (V). Aumento original 200X.



**Figura 33:** Montagem das quatro zonas de osteotomia, aos 90 dias pós-operatórios. Observa-se a cavidade distal, lado direito (1), a cavidade distal, lado esquerdo (2), a cavidade proximal, lado esquerdo (3) e a cavidade proximal, lado direito (4). Aumento original 100X.

## DISCUSSÃO

Os cuidados na incisão e remoção de tecido ósseo, conceituados respectivamente por PURICELLI (1998) como osteotomia e ostectomia, têm sido analisados tecnicamente por diversos autores ao longo dos anos, tendo em vista a sua grande aplicação nas áreas de cirurgia buco-maxilo-facial, traumatologia e ortopedia (NATALI, 1996).

A utilização de modelos animais para embasamento científico deve ser etapa fundamental no processo de pesquisa. Dentre os diversos modelos animais utilizados, como gatos (LI, REINISCH e VAN DE MERVE, 1992), coelhos (NELSON *et al*, 1989; STEIN *et al*, 1990) e ratos, estes últimos são os mais utilizados (NAKAMURA *et al*, 1994; EL MONTASER *et al*, 1997; AOKI *et al*, 1996). Concordamos com KARAHARJU-SUVANTO (1994) que os ratos são animais de baixo custo, fácil manutenção e enquadram-se nos conceitos atuais da bioética.

O tipo de reparo ósseo a ser avaliado, após ostectomias, é considerado como uma forma comum de reparo das feridas ósseas. Autores clássicos como ROSS, REITH e ROMRELL (1993), BURKITT, YOUNG e HEATH (1994) JUNQUEIRA e CARNEIRO (1995) e HUPP (1996), entre muitos outros,

propõem o reparo das fraturas ósseas como modelo de estudo dos reparos ósseos pós-cirúrgicos.

As fraturas ósseas, de acordo com o estudo de DINGMAN e NATVIG (1983), estão diretamente relacionadas com a natureza da força injuriante. HULTH, JOHNELL e HENRICSON (1988), afirmam que a energia causadora do dano nos tecidos ósseos possui grande relevância na reparação tecidual. Estas forças podem gerar danos com magnitudes variáveis, dependendo da anatomia e morfologia ósseas em questão. É sabido que a intensidade das forças e os tipos de agentes injuriantes são incontroláveis, ocorrendo, na maioria das vezes, de forma acidental e descontrolada. O tratamento das fraturas ósseas segue os princípios da redução e fixação, proposto por Hipócrates há mais de 25 séculos.

Por outro lado, o trauma ósseo, gerado cirurgicamente, compreende forças com amplitude de intensidade controlada e os agentes injuriantes, na maioria das vezes, provocam danos teciduais conhecidos e previsíveis. As ostectomias, segundo PURICELLI (1998), envolvem o corte do tecido ósseo sem intenção de sua conservação ou reaproveitamento. Este tratamento não envolve o conceito hipocrático do tratamento das fraturas, pois o reparo acontece no remanescente ósseo não removido.

O modelo de reparo ósseo após extrações dentárias também não está indicado para controle em nosso estudo. Primeiramente, porque não houve o ato da extração dentária. Em segundo lugar, a extração dentária não envolve a remoção de tecido ósseo, salvo em situações especiais. E, fundamentalmente, porque o defeito ósseo não é recoberto por periosteio.

No presente estudo, realizamos ostectomias com fresa cirúrgica, com forças de intensidade controlada e dano tecidual previsível, formando o grupo controle. As ostectomias devem, portanto, ter estudo do reparo ósseo próprio, de acordo com a sua etiologia.

As ostectomias a fresa cirúrgica, no presente estudo, foram o grupo-controle às ostectomias a laser. A fresa cirúrgica é amplamente utilizada em cirurgia buco-maxilo-facial, sendo, por isso, considerada "gold standard" em nosso método.

A radiação laser, com suas propriedades de corte, coagulação, vaporização, carbonização e derretimento dos tecidos, surgiu como uma ferramenta de grande valor para a Odontologia. A partir do pioneirismo de STERN e SOGGNAES (1964), diversas foram as aplicações dos mais diversos tipos de comprimento de onda laser.

O laser de Er:YAG, em particular, com o seu comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$  coincidindo com o pico de maior absorção de energia pela água, foi desenvolvido por HIBST e KELLER (1988). O uso pioneiro deste laser tinha por objetivo a ablação de tecidos duros dentários. Desde então, têm sido aplicado também em tecidos moles (PURICELLI, BARALDI e MARTINS, 2000), como também em tecido ósseo (NELSON *et al*, 1989; STEIN *et al*, 1990; HIBST, 1989), entre outros.

A utilização de outros comprimentos de onda para realização de corte ósseo também já foi descrita. O laser de CO<sub>2</sub> foi o mais estudado, como nos estudos de CLAYMAN *et al* (1978), BARAHONA *et al* (1981), CLAUSER e CLAYMAN (1989), RAYAN *et al* (1991), RAYAN *et al* (1992) e LI, REINISCH e VAN de MERWE (1992). Destes, apenas CLAUSER e CLAYMAN (1989) e RYAN *et al* (1992) indicam a utilização deste laser para o corte ósseo, tendo em vista os efeitos térmicos colaterais.

Outros lasers, como o de Nd:YAG (FISCHER e FRAME, 1984), gera grande necrose óssea, compatível com a capacidade de penetração tecidual em profundidade, característica deste comprimento de onda. Os lasers de Ho:YAG, HO:YSGG, ArF, excimer XeCL e excimer ArF geram danos térmicos mínimos aos tecidos. Entretanto, há carência de estudos longitudinais da efetividade do reparo ósseo com estes comprimentos de onda.

Os estudos realizados para avaliar a utilização da luz laser em osso apresentam-se, principalmente, *in vitro* (SCHLENK *et al*, 1990; IZATT *et al*, 1991; WONG *et al*, 1996; KURAMOTO Jr *et al*, 1998). Poucos estudos avaliaram longitudinalmente o reparo de lesões provocadas a laser (NELSON *et al*, 1989; STEIN *et al*, 1990; EL MONTASER *et al*, 1997), principalmente o laser de Er:YAG.

Nos modelos experimentais, tanto *in vitro* como *in vivo*, os ossos mais pesquisados são a tíbia (NELSON *et al*, 1989), temporal (SCHLENK *et al*, 1990; WONG *et al*, 1996), fêmur (LUSTMANN *et al*, 1991; RAYAN *et al*, 1992), calvária (EL MONTASER *et al*, 1997). Poucos estudos *in vivo* foram realizados nos ossos do complexo buco-maxilo-facial (STEIN *et al*, 1990, FUKUDA, HASHIMOTO e SATO, 1994; LEWANDROWSKI *et al*, 1996). Entretanto, os efeitos do laser de Er:YAG em mandíbula, em especial o osso alveolar, ainda não havia sido pesquisado. Por isso, acreditamos ser de relevante importância avaliar o reparo ósseo experimental após irradiação a laser em rebordo alveolar com dentes.

No presente estudo, realizou-se ostectomias com laser de Er:YAG, utilizando-se três intensidades de energia, 300mJ/6Hz, 350 mJ/6Hz e 400mJ/6Hz, como grupos-teste. Estudos prévios, como os realizados por NELSON *et al* em 1989 e SCHLENK *et al* em 1990, utilizaram intensidades de energia menores.

A relação entre quantidade de energia por pulso e frequência para ablação óssea a laser de Er:YAG foi estudada por HIBST (1992). Em seu estudo, verificou a produção e dissipação do calor e os efeitos mecânicos no tecido ósseo. Concluiu que, como o calor se acumula no tecido ósseo, a frequência tem papel muito importante na quantificação do dano térmico. Então, do ponto de vista de dano térmico, pulsos menores com energias maiores são menos danosos que vários pulsos fracos.

No presente estudo, avaliamos a ação das maiores energias por pulso do aparelho (300mJ, 350 mJ e 400 mJ) a partir de uma frequência standardizada de 6 Hz. Com isso, tentou-se avaliar as maiores densidades de energia totais do aparelho à disposição, possibilitando avaliar tanto os seus efeitos no corte ósseo, bem como a aplicabilidade clínica do aparelho para a realização de ostectomias. Verificamos, pelos achados histológicos, que o dano térmico foi mínimo aos tecidos, parecendo não haver diferença cicatricial, em 90 dias, entre as três energias utilizadas. Todas apresentaram-se em fase de remodelação, com a integridade cortical refeita.

Estudos como os de WACHTER e STOLL (1991), ABOUZGIA e SAMINGTON (1996), ABOUZGIA e JAMES (1997), IYER *et al* (1997), de KERAWALA *et al* (1999) e KONDO *et al* (2000) preocuparam-se em verificar e analisar os efeitos do dano térmico em tecido ósseo após osteotomias com diferentes tipos de fresas cirúrgicas, em diversas condições. Os autores

concluíram, de forma unânime, que há relação diretamente proporcional entre o aumento de temperatura e o processo e a velocidade do reparo ósseo. Esta pode chegar até 159,3° C, conforme o estudo realizado por BENINGTON *et al* (1996).

No presente estudo, o reparo após ostectomias a fresa cirúrgica também acompanhou um dano tecidual, verificado através de lacunas de reabsorção óssea nas paredes laterais das corticais adjacentes à zona de ostectomia, em sete e 14 dias. Aos 45 dias, foi possível verificar a fase de remodelação no tecido ósseo nestas áreas.

Na utilização do laser de Er:YAG, os efeitos térmicos em tecidos duros foi amplamente estudada por diversos autores. KELLER e HIBST (1995) relatam que o laser de Er:YAG sem irrigação, quando atuando sobre o tecidos dentários duros, pode gerar aumento de temperatura pulpar de dez a 25°C. GLOCKNER *et al* (1998) relata que este aumento pode chegar até 70°C, dependendo do modo de entrega utilizado.

Entretanto, os mesmos autores realizaram estudos comparativos entre o uso ou não de spray de água para irrigação trans-operatória dos tecidos. KELLER e HIBST (1995) verificaram que a temperatura intra-pulpar não excede 5° C. Trabalhos de LI, REINISCH e VAN DE MERVE (1992) verificaram que este aumento é de 8°C. Já GLOCKNER *et al* (1998)

verificaram, inclusive, que a irrigação trans-operatória gera um decréscimo na temperatura intrapulpar de até 12°C.

Em tecido ósseo, a elevação de temperatura e o dano térmico por ela causado é de grande importância, tendo em vista a conservação do tecido ósseo periablacionado.

O resfriamento dos tecidos-alvo, durante a aplicação do laser de Er:YAG, é fator determinante na quantificação do dano térmico. Acreditamos que a evolução dos sistemas de resfriamento tecidual no trans-operatório é variável importante para estudos futuros.

O dano térmico, causado pelo laser de Er:YAG, limita-se a uma camada muito superficial nos tecidos-alvo, com ausência de dano aos tecidos profundos, como verificado por LI, REINISCH e VAN de MERWE (1992), LEWANDROWSKI *et al* (1996) e EL MONTASER *et al* (1997). Este dano, caracterizado por uma carbonização superficial, é uma consequência dos efeitos termomecânicos referentes à aplicação do laser. A este dano é atribuído o atraso no reparo cicatricial (LI, REINISCH e VAN de MERWE, 1992; LEWANDROWSKI *et al*, 1996; EL MONTASER *et al*, 1997). Em contrapartida, KELLER e HIBST (1995) afirmam não haver atraso no processo de reparo ósseo entre osteotomias a fresa cirúrgica e a laser de Er:YAG.

No presente estudo, verificou-se um atraso no processo de reparo ósseo entre as ostectomias realizadas a laser de Er:YAG em comparação às realizadas a fresa cirúrgica, principalmente nos períodos iniciais de sete, 14 e 45 dias. Aos 60 dias, já houve uma maior homogeneidade nas quatro áreas de reparo. No grupo de 90 dias, o reparo ósseo estava praticamente concluído em todas as quatro áreas ostectomizadas, apresentando-se em processo de remodelação óssea funcional.

Este atraso, em nosso estudo, pode ter ocorrido pela presença do dano térmico, visível até os 45 dias pós-operatórios. Sobre a superfície do dano, deposita-se uma camada de material amorfo, também verificado por EL MONTASER *et al* (1997). Este autor verifica a presença do dano térmico em 105 dias pós-operatórios, contrapondo-se ao nosso estudo, onde verificamos a sua presença até 60 dias. Em 90 dias, não foi encontrado indício de dano térmico residual.

Descrevemos, como observação única, esta zona necrótica e com deposição de material amorfo como possível elemento físico de isolamento, impedindo a proliferação tecidual cicatricial.

O reparo ósseo decorrente das ostectomias a fresa cirúrgica apresentou-se de uma forma centrífuga, isto é, da parte mais interna do defeito em direção ao perióstio. É uma forma bem particular de reparo, pois

não houve a formação de calo ósseo acima da superfície externa da cortical original.

Já o reparo ósseo após as ostectomias realizadas a laser revelou-se de forma distinta. Verificamos o reparo ósseo em direção centrípeta, isto é, dos bordos da lesão em direção ao centro. Esta tendência é observada, ainda, pelo deslocamento das superfícies corticais com dano térmico, que inicialmente apresentavam-se no interior do espaço ostectomizado, e tenderam a uma posição horizontal durante o processo. O reparo parte tanto da superfície externa da cortical, como da superfície interna, a partir do endóstio. Observamos que este fenômeno gera alteração do contorno externo cortical, de forma convexa, semelhante ao calo ósseo.

Este tipo de cicatrização também foi verificado por EL MONTASER *et al* (1997), com o reparo ósseo partindo do perióstio e do endóstio.

O modelo experimental aqui estudado é proposto pela primeira vez. Envolvermos osso alveolar mandibular peri-dental em ratos. Tecnicamente pode apresentar dificuldade na obtenção da altura dos cortes histológicos, principalmente para comparações lado a lado, sem, entretanto, inviabilizar os resultados.

Os resultados deste experimento in vivo sugerem que o processo de reparo ósseo final, aos 90 dias pós-operatórios, apresenta semelhança entre o grupo-controle e os grupos-teste.

Concordamos com ROSS e ROMRELL (1993), BURKITT, YOUNG e HEATH (1994) JUNQUEIRA e CARNEIRO (1995) e HUPP (1996), que afirmam que a função óssea leva à regularização da superfície, perfazendo o estágio de remodelação óssea.

Sugerimos que as etapas individuais de todo o processo sejam pesquisadas, principalmente no que diz respeito à relação entre o tipo e a extensão do dano térmico, e a sua relação com o sistema de refrigeração trans-operatório.

A possibilidade de utilização de energias mais elevadas em frequências menores pode ser pesquisada.

A viabilidade clínica dos parâmetros utilizados neste estudo necessita ser avaliada. Recomendamos novas pesquisas desta forma de tratamento.

## CONCLUSÃO

Segundo as condições nas quais este estudo experimental foi executado, concluímos que:

- o reparo ósseo mandibular após ostectomias a fresa cirúrgica foi mais rápido, em comparação as ostectomias realizadas com laser de Er:YAG, principalmente até os 45 dias iniciais;
- o reparo ósseo após ostectomias a laser de Er:YAG ocorreu através de corredores de cicatrização, organizados através de áreas de solução de continuidade nas zonas de dano térmico, envolvendo-as.
- o reparo ósseo após ostectomias a fresa cirúrgica tende a forma centrífuga, enquanto que o reparo ósseo após ostectomias a laser de Er:YAG assemelhou-se a forma centrípeta;
- o laser de Er:YAG foi efetivo para a realização de ostectomias no modelo proposto, promovendo ablação e reparo teciduais, com mínimo dano térmico;

- não houve diferença no restabelecimento cortical final, em 90 dias, entre os parâmetros do laser de Er:YAG utilizados;

## SUMMARY

**Proposition:** evaluate histologically the bone healing, specially the healing velocity, after surgical bur and Er:YAG laser ostectomies, *in vivo*. **Materials and Method:** 20 rats, divided into 5 groups, were submitted to mandibular cortical bone ostectomies using surgical bur and Er:YAG laser (400mJ/6Hz), on the right side. On the left side, the ostectomies were performed using Er:YAG laser at 350mJ/6Hz and 300mJ/6Hz. Ostectomies were performed under irrigation and standardized by a metallic matrix. Specimens were analyzed at 7, 14, 45, 60 and 90 days post-operatories, under optical microscopy. **Results:** the surgical bur ostectomies presented bone healing from the cortical endosteum and the remaining trabeculate. At 45 days, the complete cortical remake was observed, and after that bone remodeling. The lased bone healing presented bone growth from the external cortical and endosteum. Charring was observed, limited to surface, and was not observed over 60 days p. o.. From that period and over, bone remodeling occurred. **Conclusion:** bone healing after Er:YAG laser ostectomies occurred by healing corridors. After surgical bur ostectomies, healing occurred on a centrifugal way, while the Er:YAG ostectomies suggested a centripetal way. The healing velocity was increased on surgical bur than on laser ostectomies. At 90 days, the bone healing was homogeneous in the four purposed conditions.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABOUZGIA, M.B.; JAMES, D.F. Temperature rise during drilling through bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 12, n. 3, p. 342-353, May/June 1997.

ABOUZGIA, M.B.; SYMINGTON, J.M. Effect of drill speed on bone temperature. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 25, n. 5, p. 394-399, Oct. 1996.

ANDRIANNE, Y. et al. External fixation pin: an in vitro general investigation. **Orthopaedics**, v. 10, n. 11, p. 1507-1516, Nov. 1987.

AOKI, A. et al. The effects of mis-radiation of the Er:YAG laser on soft and bone tissues. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 5., 1996, Jerusalem. **Proceedings...** Jerusalem: [S. n.], 1996. p. 27-32.

BARAHONA, J.F. et al. The experimental study of effects of CO<sub>2</sub> laser in periodontal tissue in dogs. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASER SURGERY, 4., 1981, Tokyo. **Proceedings...** Tokyo: [S. n.], 1981. p. 9-12.

BARALDI, C.E.E. **Estudo in vitro das alterações morfológicas da superfície de raízes submetidas à apicetomia e irradiadas com laser de Nd:YAG.** 1999. 94 f. Dissertação (Mestrado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1999.

BARONE, C.M. et al. Analysis of bone formation after cranial osteotomies with a high-speed drill. **J. Craniofac. Surg.**, Boston, v. 8, n. 6, p. 466-470, Nov. 1997.

BENINGTON, I.C. et al. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. **J. Dent.**, London, v. 24, n. 4, 263-267, 1996.

BONFIELD, W.; LI, C.H. The temperature dependence of the deformation of bone. **J. Biomechanics**, New York, v. 1, n. 4, p. 323-329, Dec. 1968.

BRADLEY, P.F. A review of the use of the neodymium YAG laser in oral and maxillofacial surgery. **Br. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Edinburgh, v. 35, n. 1, p. 26-35, Feb. 1997.

BURKITT, H.G.; YOUNG, B.; HEATH, J.W. Tecidos esqueléticos. In: \_\_\_\_\_.  
**Wheater histologia funcional**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan,  
1994. cap. 10, p.170-190.

CHALMERS, J.; GRAY, D.H.; RUSH, J. Observations of the induction of bone  
in soft tissues. **J. Bone Joint Surg. Br.**, London, v. 57, n. 1, p. 36-45, Feb.  
1975.

CHESS, J.T. Laser dentistry. **J. Calif. Dent. Assoc.**, Sacramento, v. 19,  
n. 11, p. 19-23, Nov. 1991.

CLAUSER, C.; CLAYMAN, L. Effects of exposure time and pulse parameters  
on CO<sub>2</sub> laser osteotomies. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 9, p. 22-29,  
1989.

CLAYMAN, L.; FULLER, T.; BECKMAN, H. Healing of continuous wave and  
rapid superpulsed carbon dioxide laser-induced bone defects. **J. Oral Surg.**,  
Chicago, v. 36, n. 12, p. 932-937, Dec. 1978.

DANIELL, M.D.; HILL, J.S. A history of photodynamic therapy. **Aust. N. Z.**  
**J. Surg.**, Carlton Vitória, v. 61, n. 5, p. 340-348, May 1991.

DINGMAN, R.O.; NATVIG, P. **Cirurgia das fraturas faciais**. São Paulo: Liv. Santos, 1983. 376 p.

DRESSEL, M. et al. Studies in fiber guided excimer laser surgery for cutting and drilling bone and meniscus. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 11, n. 6, p. 569-579, 1991.

EDUARDO, CP; et al. O papel coadjuvante do Nd:YAG laser na endodontia (caso clínico). **Rev. ABO Nac.**, São Paulo, v. 1, n. 2, p. 102-104, set/out 1993.

EL MONTASER, M.A. et al. Pattern of healing of calvarial bone in the rat following application of the Er:YAG laser. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 21, n. 3, p. 255-261, 1997.

ENLOW, D.H.; HANS, M.G. **Noções básicas sobre crescimento facial**. São Paulo: Liv. Santos, 1998. 304 p.

FEINBERG, S.E.; LARSEN, P.E. Healing of traumatic injuries. In: Fonseca, R.J.; WALKER, R.V. (Ed.). **Oral and maxillofacial trauma**. Philadelphia: Saunders, 1991. v. 1, cap. 2, p. 13-57.

FISHER, S.E.; FRAME, J.W. The effects of the carbon dioxide surgical laser on oral surgery. **Br. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Edinburgh, v. 22, n. 6, p. 414-425, Dec. 1984.

FUCHSBERGER, A. Optimization of the spiral drill for use in medicine. **Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.**, Stuttgart, v. 125, n. 3, p. 290-297, May/June 1987.

FUKUDA, H.; HASHIMOTO, K.; SATO, K. Experimental study on krypton fluoride excimer laser as a bone cutting tool. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4., Singapore. **Proceedings...** Singapore: [S. n.], 1994. P.13-17.

GIRAUD, J.Y. et al. Bone cutting. **Clin. Phys. Physiol. Meas.**, Bristol, v. 12, n. 1, p. 1-19, Feb. 1991.

GLOCKNER, K. et al. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to conventional burr: an in vitro study. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, New York, v. 16, n. 6, p. 153-157, 1998.

GROTENDORST, G.R.; MARTIN, G.R. Cell movements in wound-healing and fibrosis. **Rheumatology**, Oxford, v. 10, p. 385-389, 1986.

GUIMARÃES, S.A.C. Processo de reparo. In: \_\_\_\_\_. **Patologia básica da cavidade bucal**. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1982. cap. 8, p. 282-315.

HAM, A.W.; HARRIS, W.R. Repair and transplantation. In: Bourne, G.H. (Ed.). **Biochemistry and physiology of bone**. New York: Academic Press, 1971. p 338-399.

HARDY, A.G.; DICKSON, J.W. Pathological ossification in traumatic paraplegia. **J. Bone Joint Surg. Br.**, London, v. 45, n. 1, p. 76-87, Jan. 1963.

HIBST, R. Mechanical effects of erbium:YAG laser bone ablation. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 12, n. 2, p. 125-130, 1992.

HIBST, R; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. I. Measurements of the ablation rate. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 9, n. 4, p. 338-344, 1989.

HIBST, R. et al. Die Wirkung gepulster Er:YAG Laserstrahlung auf Zahngewebe. **Lasers Medicine & Surgery**, v. 4, p. 163-165, 1988.

HULTH, A.; JOHNNELL, O.; HENRICSON, A. The implantation of desmineralized fracture matrix yields more new bone formation than does intact matrix. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n. 234, p. 235-239, Sept. 1988.

HUPP, J.R. Reparação das feridas. In: PETERSON, L.J. et al. (Ed.).

**Cirurgia oral e maxilofacial contemporânea.** 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996. cap. 4, p. 54-62.

IYER, S. et al. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: relationship between drill speed and healing. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 10, n. 6, p. 536-540, Nov./Dec. 1997.

IZATT, J.A. et al. Wavelength dependence of pulse laser ablation of calcified tissue. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 11, n. 3, p. 238-249, 1991.

JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. **Histologia básica.** 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. 433 p.

KARAHARJU-SUVANTO, T. Cephalometric changes after gradual lengthening of the mandible: an experimental study in sheep. **Dentomaxillofac Radiol.**, Houndmills, v. 23, p. 159-162, 1994.

KAVO DENTAL GMBH VERTRIEBSGESELLSCHAFT. Handstrück E 2055,  
Handstrück P 2056: Gebrauchs, Wartungs und Martagearweisung. 2 AuFl.  
Warthausen, 1999. 27 p.

KELLER, U.; HIBST, R. Er:YAG laser effects on oral hard and soft tissues. In:  
MISERENDINO, L.J.; PICK, R.M. **Lasers in dentistry**. Chicago:  
Quintessence,1995. p.17-25;161-172.

KERAWALA, C.J. et al. The effects of operator technique and bur design on  
temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping  
screws. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St.  
Louis, v. 88, n. 2, p. 145-150, Aug. 1999.

KOMORI, T.; *et al.* Erbium:YAG and Holmium:YAG laser root resection of  
extracted human teeth. **J. Clin. Lasers Med. Surg.**, New York, v. 15, n. 1,  
p. 9-13, 1997.

KONDO, S. et al. Thermological study of drilling bone tissue with a high-  
speed drill. **Neurosurgery**, Philadelphia, v. 46, n. 5, p. 1162-1168, May  
2000.

KRAMER, I.R.H. Structure of bone and processes of bone repair. In: ROWE, N.L.; KILLEY, H.C. **Fractures of the facial skeleton**. 2nd ed. Edinburgh: Livingstone, 1968. p. 615-625.

KRAUSE, W.R. et al. Temperature elevations in orthopaedic cutting operations. **J. Biomech.**, New York, v. 15, n. 4, p. 267-275, Dec. 1982.

KUMMAR, V.; COTRAN, R.S.; ROBBINS, S.L. **Patologia básica**. 5.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. 608 p.

KURAMOTO Jr., M. et al. Comparative study by scanning electron microscopy of the bone tissue cutting by Er:YAG laser and air turbine drills. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6., 1998, Hawaii. **Proceedings...** Hawaii: [S. n.], 1998, p. 84-87.

LAGE-MARQUES, J.L.; EDUARDO, C.P. O emprego do laser na Endodontia. In: BERGER, C.R. (Ed.). **Endodontia**. São Paulo: Pancast, 1998. cap. 23, p. 400-414.

LEWANDROWSKI, K. et al. Use of the Er:YAG laser for improved plating in maxillofacial surgery. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 19, n. 1, p. 40-45, 1996.

LI, Z.Z.; REINISCH, L.; VAN DE MERWE, W.P. Bone ablation with Er:YAG and CO<sub>2</sub> laser: study of thermal and acoustic effects. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 12, n. 1, p. 79-85, 1992.

LUSTMANN, J. et al. 193nm excimer laser ablation of bone. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 11, n. 1, p. 51-57, 1991.

McKIBBIN, B. The biology of fractures healing in long bones. **J. Bone Joint Surg. Br.**, London, v. 60, n. 2, p. 150-162, May 1978.

MAILETT, H. **Laser**: princípios e técnicas de aplicação. São Paulo: Manole, 1987. p.IX-XI

MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in rubi. **Nature**, Neptune, v. 187, n. 4736, p. 493-494, Aug. 1960.

MATTHEWS, L.S.; GREEN, C.A.; GOLDSTEIN, S.A. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Needham, v. 66, n. 7, p. 1077-1083, Sept. 1984.

MATTHEWS, L.S.; HIRSCH, C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Needham, v. 54, n. 2, p. 297-308, Mar. 1972.

MESTER, E.; MESTER, F.A.; MESTER, A. The biomedical effects of laser application. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 5, n. 1, p. 31-39, 1985.

MIDDA, M.; RENTON-HARPER, P. Lasers in dentistry. **Br. Dent. J.**, London, v. 170, n. 9, p. 343-345, May 1991.

MISERENDINO, L.J.; PICK, R.M. **Lasers in dentistry**. Chicago: Quintessence, 1995. p.17-25;161-172.

NAGASAWA, A. **Nd:YAG laser therapy in dental and oral surgery**. New York: Springer-Verlag, 1988. p.235-246.

NAKAMURA, Y. et al. The effect of the rat's mandibula by ArF excimer. Morphological changes of the mandibula by ArF excimer laser irradiation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4., 1994, Singapore. **Proceedings...** Singapore: [S.n.], 1994. p. 73-77.

NATALI, C.; INGLE, P.; DOWELL, J. Orthopaedic bone drills: can they be improved. **J. Bone Joint Surg. Br.**, London, v. 78-B, n. 3, p. 357-362, May 1996.

NELSON, J.S. et al. Mid-infrared Er:YAG laser ablation of bone: the effect of laser osteotomy on bone healing. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 9, n. 4, p. 362-374. 1989.

PEAVY, G.M. et al. Comparison of cortical bone ablations by using infrared laser wavelengths 2.9 to 9.2  $\mu\text{m}$ . **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 25, n. 5, p. 421-434, 1999.

PENTTINEN, R. Biochemical studies on fracture healing in the rat: with special reference to the oxygen supply. **Acta Chir. Scand.**, Stockholm, v. 432, p. 1-32, 1972. Supplement.

PRITCHARD, J.J. Bone healing. **Sci. Basis Med. Annu. Rev.**, London, p. 286-301, 1963.

PURICELLI, E. Primeiro molar permanente: desafio cirúrgico para soluções não radicais. In: PURICELLI, E. (Coord.). **Primeiro molar permanente: uma biografia da Odontologia**. São Paulo: Artes Médicas, 1998. cap. 24, p. 117-125.

PURICELLI, E.; BARALDI, C.E.; MARTINS, G.L. The Er:YAG laser soft tissue surgery: a clinical trial on common oral soft tissue lesions. In: CONGRESS OF

INTERNATIONAL SOCIETY ON LASERS IN DENTISTRY, 7., 2000, Brussels.

**Proceedings...** Brussels: [S.n.], 2000.

RAYAN, G.M. et al. Effects of CO<sub>2</sub> laser beam on cortical bone. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 11, n. 1, p. 58-61, 1991.

RAYAN, G.M. et al. Effects of rapid pulsed CO<sub>2</sub> laser beam on cortical bone in vivo. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 12, n. 6, p. 615-620, 1992.

ROSENSHEIN, J.S. The physics of surgical lasers. **Atlas Oral Maxillofac. Surg. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 9, n. 1, p. 33-47, Feb. 1997.

ROSS, M.H.; REITH, E.J.; ROMRELL, L.J. Osso. In: \_\_\_\_\_. **Histologia: texto e atlas**. 2.ed. São Paulo: Panamericana, 1993. cap. 8, p. 141-180.

SAHA, S.; PAL, S.; ALBRIGHT, J.A. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. **J. Biomech. Eng.**, v. 104, p. 245-252, 1982.

SCHENK, R.K.; WILLENEGGER, H. Morphological findings in primary fracture healing. **Symp. Biol. Hung.**, Budapest, v. 17, p. 75-82, 1967.

SCHILLING, T. et al. Influence of inflammation-mediated osteopenia on the regional acceleratory phenomenon and the systemic acceleratory

phenomenon during healing of a bone defect in the rat. **Calcif. Tissue Int.**, New York, v. 63, n. 7, p. 160-166, Aug. 1998.

SCHLENK, E. et al. Laser assisted fixation of ear prostheses after stapedectomy. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 10, n. 5, p. 444-447, 1990.

SHAFER, W.G.; HINE, M.K.; LEVY, B.M. Cicatrização das feridas bucais. In: \_\_\_\_\_. **Tratado de patologia bucal**. 4.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1987. cap. 11, p. 549-567.

SHAPIRO, F. Cortical bone repair. The relationship of the lacunar-canalicular system and intercellular gap junctions to the repair process. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Needham, v. 70, n. 7, p. 1067-1089, Aug. 1988.

SIQUEIRA Jr., J.F.; DANTAS, C.J.S. Reparação tecidual: aspectos biodinâmicos. In: \_\_\_\_\_. **Mecanismos celulares e moleculares da inflamação**. Rio de Janeiro: Medsi, 2000. cap. 17, p. 197-225.

SMITH, T.A. et al. Patient response to dental laser treatment – a preliminary report. **J. Calif. Dent. Assoc.**, Sacramento, v. 19, n. 11, p. 37-41, Nov. 1991.

STEIN, E. et al. Acute and chronic effects of bone ablation with a pulsed holmium laser. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 10, n. 4, p. 384-388, 1990.

STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser beam effect on dental hard tissues. **J. Dental Res.**, Chicago, v. 43, n. 5, p. 873, Sept./Oct. 1964. Abstract.

STINCHFIELD, F.E. et al. The effect of anticoagulant therapy on bone repair. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Needham, v. 38, p. 270-282, 1956.

TEN CATE, A.R. Osso. In: \_\_\_\_\_. **Histologia bucal**: desenvolvimento, estrutura e função. 2. ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1985. cap. 8, p. 95-112.

TONINO, A. J. et al. Protection from stress in bone and its effects: experiment with stainless steel and plastic plates in dogs. **J. Bone Joint Surg. Br.**, London, v. 58, n. 1, p. 107-113, Feb. 1976.

URIST, M.R. et al. Human bone morphogenetic protein (hBMP). **Proc. Soc. Exp. Biol. Med.**, Duluth, v. 173, n. 2, p. 194-199, June 1983.

WACHTER, R.; STOLL, P. Increase of temperature during osteotomy: in vitro and in vivo investigations. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 20, n. 4, p. 245-249, Aug. 1991.

WEINMANN, J.P.; SICHER, H. **Bone and bones. Fundamentals of bone biology.** St. Louis: C. V. Mosby Company, 1955. 508 p.

WHITE, J.M. et al. Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 11, n. 5, p. 455-461, 1991.

WHITESIDE, L.A.; LESKER, P.A. The effects of extraperiosteal and subperiosteal dissection on fracture healing. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Needham, v. 60, n. 1, p. 26-30, Jan. 1978.

WIGDOR, H. A. Lasers in dentistry. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 16, n. 2, p. 103- 133, 1995.

WONG, B. J. F. et al. Identification of photoacoustic transients during pulsed laser ablation of the human temporal bone: an experimental model. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, New York, v. 4, n. 6, p. 385-392, 1996.

YAMAMOTO, H.; KAYANO, T. **Prevention of early caries using the Nd:YAG Laser. Advances in Nd:YAG Laser Surgery.** New York: Springer-Verlag, 1988. p. 227-234.

ZAKARIASEN, K.L.; DEDERICH, D.N. Dental lasers and science. **J. Calif. Dent. Assoc.**, Sacramento, v. 19, n. 11, p. 31-36, Nov. 1991.

ZAKARIASEN, K.L. et al. The emerging role for lasers in endodontics and other areas of dentistry. **Alpha Omegan**, Baltimore, v. 83, n. 4, p. 65-67, 1990.