

MARIA CÂNDIDA DE ALMEIDA LOPES
CIRURGIÃ DENTISTA

REPARAÇÃO ÓSSEA APÓS OSTEOTOMIAS COM BROCA
TRONCO-CÔNICA , SERRA OSCILATÓRIA E
SERRA RECIPROCANTE.
ESTUDO HISTOLÓGICO EM CÃES

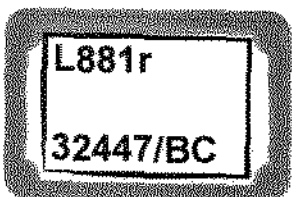
*Este exemplar
foi devidamente
corrigido conforme a
Resolução do CCPG/83*

[Assinatura]
20/10/97

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba - Universidade
Estadual de Campinas para a obtenção de
grau de Mestre em Clínica Odontológica:
Área de Cirurgia Buco - Maxilo - Facial.

PIRACICABA - SP

1997



MARIA CÂNDIDA DE ALMEIDA LOPES
CIRURGIÃ DENTISTA

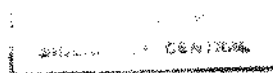
**REPARAÇÃO ÓSSEA APÓS OSTEOTOMIAS COM BROCA
TRONCO-CÔNICA , SERRA OSCILATÓRIA E
SERRA RECIPROCANTE.
ESTUDO HISTOLÓGICO EM CÃES**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba -Universidade
Estadual de Campinas para a obtenção de
grau de Mestre em Clínica Odontológica:
Área de Cirurgia Buco - Maxilo - Facial.

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Passeri
FOP - UNICAMP

PIRACICABA - SP

1997



UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	UNICAMP
	L881r
V. Ex	
T. 07/32447	
Pr. 281/97	
C <input type="checkbox"/> D <input checked="" type="checkbox"/>	
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	13/12/97
N.º CPD	

CM-00104092-6

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

L881r	<p>Lopes, Maria Cândida de Almeida.</p> <p>Reparação óssea após osteotomias com broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra recíprocante. Estudo histológico em cães / Maria Cândida de Almeida Lopes. - Piracicaba : [s.n.], 1997.</p> <p>117f. : il.</p> <p>Orientador : Luis Augusto Passeri.</p> <p>Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Osteotomia. 2. Regeneração óssea. 3. Cirurgia. 4. Odontologia. I. Passeri, Luis Augusto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">19.CDD - 617.6059</p>
-------	---

Índices para o Catálogo Sistemático

1. Terapia Cirúrgica

617.6059



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Mestrado**, em sessão pública realizada em 24/10/97, considerou o candidato aprovado.

1. Luis Augusto Passeri

A handwritten signature in black ink, appearing to be "L. Passeri", written over a horizontal line.

2. Pedro Duarte Novaes

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Pedro Duarte Novaes", written over a horizontal line.

3. Walter Leal de Moura

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Walter Leal de Moura", written over a horizontal line.

Dedico

À Deus, o “tudo” de minha vida

Aos meus pais Lucas e Maria Socorro,
pelo amor sem limites de sacrifício, e pelos
exemplos de vida e luta

Aos meus irmãos Eduardo, Ângela e Cineide
pelo amor e apoio incondicional

À minha sobrinha Lorena, que tanta alegria
trouxe a minha família

À minha avó, Maria Sousa (in memoriam)

Ofereço

Ao meu noivo Eduardo,

“Amo-te afim de um calmo amor prestante
E te amo além, presente na saudade
Amo-te, enfim, com grande liberdade
Dentro da eternidade e a cada instante”

Vinícius de Moraes

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Luis Augusto Passeri, pela oportunidade, e sobretudo pela orientação e ensinamentos importantes no curso e na minha vida profissional;

Ao Prof. Dr. Walter Leal de Moura, responsável pelo início da minha carreira, exemplo de honestidade e profissionalismo, agradeço sinceramente pela confiança e amizade;

Ao Prof. Dr. Pedro Duarte Novaes, pela disponibilidade e pela maneira amigável com que me orientou no processamento das peças e análise histológica;

Ao Prof. Dr. Ronaldo Célio Mariano, pela avaliação no Exame de Qualificação e pelo estímulo e amizade durante o curso;

Aos Professores da disciplina de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, José Ricardo de Albergaria Barbosa, Renato Mazzonetto, Márcio de Moraes e Roger William Fernandes Moreira pelos ensinamentos transmitidos;

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela concessão da bolsa de estudos e pelo apoio financeiro que possibilitou a execução do projeto de pesquisa;

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, que nos proporcionou condições para a realização deste trabalho;

Ao Sr Luís Guedes, zelador do canil da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela ajuda no trato com os animais usados neste trabalho;

Às Sras. Maria Aparecida Santiago Varela e Ivani Odas Demétrio, técnicas do Laboratório de Histologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo auxílio na preparação e processamento das peças utilizadas neste trabalho;

À Heloisa Maria Ceccotti, funcionária da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo gentil atendimento e pela ajuda valiosa na obtenção das fontes bibliográficas utilizadas neste trabalho;

À Sueli Cristina S. Teixeira da Cruz e Alda Maria Rosa Trigo, funcionárias do Centro Cirúrgico da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela maneira competente com que sempre desempenharam suas funções e pela convivência harmoniosa e verdadeira amizade;

Aos colegas de Pós-graduação, Márcio de Moraes, Carlos Eduardo, José Flávio e Roger William pelo carinho e incentivo em todos os momentos que passamos juntos durante a realização deste curso;

Aos novos colegas de Pós-graduação Eider, Luís, Laureano, Robson, Valfrido, Alexandre, Marcelo e Edmur pelo interesse e amizade;

Aos colegas do Curso de Especialização em Cirurgia e Traumatologia Bucal-Maxilo-Facial, de modo especial a Denise e Rose, pela ajuda na aquisição de artigos;

À minha família, de forma especial aos meus tios Expedito e Mercedes e a minha cunhada Fátima pelo incentivo;

Aos amigos Edson, Maria Teresa, Takeda, Regina, Maurisrael, Sérgio, Gilberto, Cláudio, Estela, Carmem Luciana, Ayla, Consuelo, Marta e Ana Kaline pela afetuosa convivência e pelo apoio nos bons e maus momentos;

SUMÁRIO

1. LISTAS	11
2. RESUMO	16
3. INTRODUÇÃO	18
4. REVISÃO DA LITERATURA	23
4.1 Fatores que influenciam no processo de reparação óssea	24
4.1.1 Velocidade dos instrumentos de rotação	24
4.1.2 Tipos de instrumentos utilizados	35
4.1.3 Temperatura	42
4.1.4 Irrigação	48
5. PROPOSIÇÃO	54
6. MATERIAL E MÉTODOS	56
6.1 Animais e anestesia	56
6.2 Cirurgia experimental	56
6.3 Sacrifícios dos animais e obtenção das peças	58
6.4 Processamento laboratorial	59

7. RESULTADOS	64
7.1 Broca Tronco-Cônica - 10 dias	64
7.2 Broca Tronco-Cônica - 20 dias	65
7.3 Broca Tronco-Cônica - 40 dias	66
7.4 Serra Oscilatória - 10 dias	67
7.5 Serra Oscilatória - 20 dias	68
7.6 Serra Oscilatória - 40 dias	69
7.7 Serra Reciprocante - 10 dias	70
7.8 Serra Reciprocante - 20 dias	71
7.9 Serra Reciprocante - 40 dias	72
8. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	74
9. CONCLUSÕES	91
10. ANEXO	93
11. SUMMARY	107
12. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	109

LISTAS

1. LISTAS

1.1. ESQUEMA ----- p.

Esquema 1. Defeitos ósseos confeccionados com Broca Tronco-Cônica (A), Serra Oscilatória (B), ----- 61
Serra Reciprocante (C); Fragmento ósseo (D); Peça óssea (E).

Esquema 2. Instrumentos utilizados para a realização das osteotomias ----- 62

A₁ - Broca Tronco-Cônica

B¹ - Serra Oscilatória

C₁ - Serra Reciprocante

1.2. FIGURAS

Fig. 1. Visão panorâmica do defeito ósseo. Observar presença de tecido conjuntivo (C), coágulo ----- 93
sanguíneo (CS), áreas de necrose nas margens (setas) e discretas trabéculas ósseas
originando-se do final do defeito (T). Grupo Broca Tronco-Cônica, 10 dias. H.E. 2,5x.

Fig. 2. Fragmento ósseo (F) rodeado por células inflamatórias e focos hemorrágicos. Grupo ----- 93
Broca Tronco-Cônica, 10 dias. H.E. 10x.

Fig. 3. Visão panorâmica do defeito ósseo. Notar presença de tecido conjuntivo dentro e fora da ----- 94
área do corte (C), trabéculas ósseas partindo das margens e assoalho (T) restritas ao
1/3 inferior e áreas de necrose nas margens do defeito (setas). Grupo Broca Tronco-
Cônica, 20 dias. H.E. 2,5x.

Fig. 4. Observar presença de discreto infiltrado inflamatório e de focos hemorrágicos. Grupo ----- 94
Broca Tronco-Tônica, 20 dias. H.E. 10x.

Fig. 5. Notar áreas de reabsorção (R) na margem do defeito com presença de osteoclastos (OC). ----- 95
Grupo Broca Tronco-Cônica, 20 dias. H.E. 40x.

Fig. 6. Visão panorâmica do defeito ósseo. Notar presença de tecido conjuntivo denso (C) e de ----- 95
osso neoformado (ON) proveniente das margens, assoalho e periosteio ocupando quase
toda a área do defeito. Grupo Broca Tronco-Cônica, 40 dias. H.E. 2,5x.

Fig. 7. Observar neoformação óssea (ON), o limite (seta) entre ele e o osso preexistente, ----- 96
(OP) e área de necrose (N). Grupo Broca Tronco-Cônica, 40 dias. H.E. 10x.

Fig. 8. Visão panorâmica do defeito. Notar presença de tecido conjuntivo (C) ocupando toda a ----- 96
extensão do defeito inclusive fora da área do corte. Grupo Serra Oscilatória, 10 dias.
H.E. 2,5x.

Fig. 9. Observar presença de discretas trabéculas óssea (T) no final do defeito. Grupo Serra ----- 97
Oscilatória, 10 dias. H.E. 10x.

Fig. 10. Notar presença de fragmento ósseo (F) rodeado por células inflamatórias e focos ----- 97
hemorrágicos e área de necrose (N) na margem do defeito. Grupo Serra
Oscilatória, 10 dias. H.E. 10x.

- Fig. 11. Visão panorâmica do defeito. Observar presença de trabeculado ósseo (T) permeado por tecido conjuntivo (C) preenchendo boa parte do defeito e áreas de necrose nas margens (setas). Grupo Serra Oscilatória, 20 dias. H.E. 2,5x. ----- 98
- Fig. 12. Observar a região limite (seta) entre o osso neoformado (ON) e o osso preexistente (OP) e discretos focos hemorrágicos. Grupo Serra Oscilatória, 20 dias. H.E. 10x. ----- 98
- Fig. 13. Visão panorâmica do defeito. Notar osso neoformado (ON) originando-se do perióstio e infiltrando-se no defeito. Grupo Serra Oscilatória, 20 dias. H.E. 2,5x. ----- 99
- Fig. 14. Observar áreas de reabsorção (R) com presença de osteoclastos (OC). Grupo Serra Oscilatória, 20 dias. H.E. 40x. ----- 99
- Fig. 15. Visão panorâmica do defeito. Observar osso neoformado (ON) preenchendo todo o defeito, originando-se tanto das margens e assoalho, como do perióstio. Grupo Serra Oscilatória, 40 dias. H.E. 2,5x. ----- 100
- Fig. 16. Observar neoformação óssea (ON), região limite (seta) entre osso neoformado e osso preexistente (OP) e área de necrose (N). Grupo Serra Oscilatória, 40 dias. H.E. 10x. ----- 100
- Fig. 17. Observar presença de calo ósseo (CO) fora da área do defeito. Grupo Serra Oscilatória, 40 dias. H.E. 2,5x. ----- 101
- Fig. 18. Visão panorâmica do defeito. Notar presença de tecido conjuntivo (C), discretas trabéculas (T) e áreas de necrose nas margens do defeito (setas). Grupo Serra Reciprocante, 10 dias. H.E. 2,5x. ----- 101
- Fig. 19. Notar presença de focos hemorrágicos e células inflamatórias. Grupo Serra Reciprocante, 10 dias. H.E. 40x. ----- 102
- Fig. 20. Visão panorâmica do defeito. Notar presença de osso neoformado (ON) preenchendo quase todo o defeito e áreas de necrose nas margens (setas). Grupo Serra Reciprocante, 20 dias. H.E. 2,5x. ----- 102
- Fig. 21. Visão panorâmica do defeito. Observar formação de osso novo (ON) partindo das margens, assoalho e perióstio. Grupo Serra Reciprocante, 20 dias. H.E. 2,5x. ----- 103
- Fig. 22. Observar o limite (seta) entre osso neoformado (ON) e osso preexistente (OP), presença de tecido conjuntivo (C) e focos hemorrágicos. Grupo Serra Reciprocante, 20 dias. H.E. 10x. ----- 103
- Fig. 23. Observar áreas de reabsorção (R) com presença de osteoclastos (OC). Grupo Serra Reciprocante, 20 dias. H.E. 40x. ----- 104
- Fig. 24. Visão panorâmica do defeito. Notar presença de osso neoformado (ON) originado-se das bordas laterais, assoalho e perióstio preenchendo todo o defeito. Observar ainda presença de calo ósseo (CO) fora do corte e pequena área de necrose (seta). Grupo Serra Reciprocante, 40 dias. H.E. 2,5x. ----- 104
- Fig. 25. Observar atividade de remodelação no calo ósseo comprovada pela presença de osteoclastos (OC). Grupo Serra Reciprocante, 40 dias. H.E. 40x. ----- 105

1.4. ABREVIATURAS

rpm = rotações por minuto

cpm = ciclos por minuto

mm = milímetro

kg = quilograma

% = por cento

cm = centímetro

fig. = figura

°C = grau Celsius

p. = página

x = vezes

H.E = hematoxilina e eosina

SP = São Paulo

Acta Odontol Scand = Acta Odontológica Scandinavica

Arch Surg = Archives of Surgery

Int J Oral Surg = International Journal of Oral Surgery

Int J Oral Maxillofac Surg = International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery

JADA = Journal of the American Dental Association

J Biomech = Journal Biomechanic

J Bone Jt Surg = Journal Bone Joint Surgery

J Craniomaxillofac Surg = Journal Craniomaxillofacial Surgery

J Dent Res = Journal of Dental Research

J Pediatric Orthop = Journal of Pediatric Orthopedics

J Oral Surg = Journal Oral Surgery

J Oral Surg Anesth & Hosp Dent Serv = Journal of Oral Surgery Anesthesia and Hospital Dental Service

J Oral Maxillofac Implants = Journal of Oral and Maxillofacial Implants

J Oral Maxillofac Surg = Journal of Oral and Maxillofacial Surgery

J Prosthet Dent = Journal of Prosthetic Dentistry

Lasers Surg Med = Lasers Surgery Medicine

New York S Dent J = New York State Dental Journal

Oral Surg = Oral Surgery

Oral Surg Oral Med Oral Pathol = Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology

RGO = Revista Gaúcha de Odontologia

Rev Bras Odont = Revista Brasileira de Odontologia

Rev Odont UNESP = Revista de Odontologia da UNESP

1.5. ABREVIATURAS E PALAVRAS EM LATIM

apud = emq

et al. = e outros (abreviatura de “et alli”)

FOP = Faculdade de Odontologia de Piracicaba

UNICAMP = Universidade Estadual de Campinas

RESUMO

2. RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar histologicamente, em mandíbulas de cães, o processo de reparação óssea de defeitos produzidos cirurgicamente com broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra recíprocante.

Foram utilizados onze cães e em cada um deles confeccionou-se, bilateralmente, defeitos ósseos de 5 mm de profundidade. Os animais foram divididos em três grupos e sacrificados nos períodos pós-operatórios de 10, 20 e 40 dias.

A análise dos espécimes sob microscopia óptica revelou neoformação óssea em todas as amostras dos três grupos, embora exibindo índices diferentes. O grupo broca tronco-cônica apresentou menor índice de reparação óssea quando comparado aos grupos serra oscilatória e serra recíprocante. Esta diferença foi mais expressiva nos períodos pós-operatórios de 10 e 20 dias.

Título em português: “Reparação óssea após osteotomias com broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra recíprocante. Estudo histológico em cães.”

Palavras Chave: Osteotomia, Reparação óssea, Broca, Serra.

INTRODUÇÃO

3. INTRODUÇÃO

A grande maioria dos procedimentos cirúrgicos realizados pelo cirurgião buco-maxilo-facial envolve o tecido ósseo, sendo de fundamental importância o conhecimento sobre o comportamento deste tecido após a cirurgia. Assim, tendo sido alcançado o objetivo inicial do ato cirúrgico, toda a atenção deve ser direcionada para a evolução do processo de reparação óssea (SCHRAM, 1929).

A reparação óssea tem sido discutida com frequência na literatura, tanto ao nível clínico (IVY & CURTIS, 1943; CONVERSE, 1943; CHRISTIE, 1981; ERIKSSON et al., 1984; ERIKSSON & ADELL, 1986), como ao nível experimental (MAZOROW, 1960; COSTICH et al., 1964; MOSS, 1964; AGREN & ARWILL, 1968; JACOBS & RAY, 1972; HORTON et al., 1975; SMALL et al., 1979; OKAMOTO et al., 1984; HAIDER et al., 1993; OKAMOTO et al., 1994).

Diferente dos outros tecidos, que frequentemente respondem ao trauma com a formação de uma cicatriz, o osso tem a capacidade de se autorreparar integralmente. Esta propriedade física é necessária, e permite que a estrutura óssea traumatizada recupere a resistência e a função que possuía antes do trauma (FEINBERG & LARSEN, 1991).

Uma analogia pode ser feita entre o processo de reparação, após o trauma, em tecido mole e em osso. Em ambos os casos, a reparação pode ocorrer por primeira e segunda intenção. A reparação por primeira intenção, geralmente, necessita de intervenção cirúrgica, mas os resultados são superiores. A reparação por segunda intenção de uma ferida de tecido mole está mais sujeita a complicações e os resultados são menos satisfatórios. O mesmo ocorre com a reparação óssea, onde a maioria das fraturas são reparadas por segunda intenção, com os fragmentos fraturados alinhados em uma posição razoável e imobilizados por bloqueios maxilo-mandibulares (REITZIK & SCHOORL, 1983).

Os estágios através dos quais este processo de reparação ocorre, envolvem uma sequência de passos bem definidos, e são: estágio inicial, formação de calo cartilaginoso, formação de calo ósseo e remodelação. Durante o estágio inicial, ocorre formação de hematoma juntamente com uma resposta inflamatória, o que resulta em uma nova vascularização e células mesenquimais que se diferenciam para formar o calo fibrocartilaginoso. Este é então ossificado, formando o calo ósseo, que subsequentemente sofrerá remodelação e adaptação funcional (FEINBERG & LARSEN, 1991).

Os ossos fraturados também podem reparar por primeira intenção. PERREN et al. (1969) demonstraram este tipo de reparação com o uso de

fixação interna rígida e excelente redução anatômica. Fraturas tratadas com placas de compressão exibem reparação óssea primária, sem qualquer sinal de tecido fibroso ou cartilagem. Nenhum calo externo é formado, e todos os estágios clássicos iniciais da reparação óssea são evitados. O estágio de remodelação ocorre imediatamente (**REITZIK & SCHOORL, 1983**).

O processo de reparação óssea pode ser influenciado por uma série de fatores, devendo-se estar atento para aqueles que podem influir favorável ou adversamente. **THOMPSON**, em 1958, já chamava atenção para a necessidade de mais conhecimento acerca dos efeitos causados pelos traumas mecânicos e térmicos durante as osteotomias.

REITZIK (1983) em estudo sobre reparação óssea após osteotomia mandibular, relatou que qualquer fator que retarda a união óssea no local da osteotomia contribui para a instabilidade entre os fragmentos ósseos.

A elevação da temperatura, durante procedimentos cirúrgicos envolvendo corte do tecido ósseo, pode produzir danos irreversíveis na matriz orgânica do osso (**MATTHEWS & HIRSCH, 1972; LAVELLE & WEDGWOOD, 1980; ERIKSSON et al., 1982; ERIKSSON & ALBREKTSSON, 1983**). Esse trauma térmico está em relação direta com o grau e tempo de exposição da temperatura aplicada (**RAFEL, 1962; KRAUSE et al., 1982**).

Resultados de alguns estudos têm sugerido que a temperatura limiar para provocar trauma térmico é de 56°C (ERIKSSON et al., 1982; WÄCHTER & STOLL, 1991). Entretanto, outros autores constataram retardo no processo de reparação óssea quando o osso foi submetido a uma temperatura de 44°C por um minuto (ERIKSSON & ALBREKTSSON, 1983; ERIKSSON & ALBREKTSSON, 1984).

REVISÃO DA LITERATURA

4. REVISÃO DE LITERATURA

Existem muitos fatores que estão envolvidos na preparação cirúrgica do tecido ósseo, tais como a velocidade de rotação, os tipos de instrumentos de corte empregados, a pressão exercida pelo cirurgião sobre esses instrumentos, a quantidade de tempo em que a pressão é exercida, o tipo de osso que está sendo preparado e a presença e natureza da solução de irrigação empregada (**HOBKIRK & RUSINIAK, 1977**).

A importância do controle adequado das condições clínicas de uso dos instrumentos de rotação tem sido reconhecida e enfatizada por alguns autores (**JESERICH, 1935; BODECKER, 1939**). Posteriormente, outros relatos foram apresentados, contribuindo com informações sobre o grau de aumento da temperatura durante a execução dos procedimentos sob várias condições (**HENCHEL, 1944**), bem como os métodos de controle das temperaturas desenvolvidas (**THOMAS, 1941; KILLILEA, 1945**).

4.1 Fatores que influenciam no processo de reparação óssea

4.1.1 Velocidade dos instrumentos de rotação

Desde a introdução das brocas diamantadas e “carbide” para o preparo de cavidades em dentes, tem havido um interesse crescente nos efeitos clínicos produzidos pelas altas velocidades rotacionais. A utilização destes instrumentos movidos sob altas velocidades, modificou uma série de conceitos. Todavia, ainda persiste o conceito fundamental de que a condição de operação ideal é aquela que oferece maior eficiência na remoção dos tecidos com menor desconforto para o paciente e, evidentemente, com menores reações fisiológicas (PEYTON, 1952).

Pouco se conhece sobre a conexão existente entre o aumento nas velocidades dos instrumentos de rotação e os muitos outros fatores que devem ser controlados durante o seu uso. Fatores como a eficiência e a expectativa de vida dos instrumentos de corte, a vibração desenvolvida, e a quantidade de calor produzido durante procedimentos cirúrgicos, necessitam ser pesquisados e correlacionados.

A quantidade de calor produzido durante a perfuração óssea em procedimentos cirúrgicos foi pesquisada por THOMPSON, em 1958. Para verificar a resposta histológica do tecido ósseo a diferentes velocidades e

medir as alterações térmicas produzidas, o autor realizou dois tipos de estudos. No primeiro estudo, mandíbulas de cães foram perfuradas, por pinos, nas velocidades de 125, 250, 500, 1.000 e 2.000 rpm, e a resposta do tecido ósseo analisada histologicamente. Na segunda parte do estudo, foi determinado o efeito das várias velocidades sobre a temperatura do pino, imediatamente após a perfuração, e sobre a temperatura das regiões ósseas adjacentes, durante a perfuração. As reações histológicas foram avaliadas através da degeneração de osteócitos e da fragmentação das margens ósseas dos orifícios dos pinos. O autor constatou que estas reações aumentaram com o aumento da velocidade. As alterações térmicas nas porções externa e interna dos pinos foram consideradas desprezíveis, já as alterações térmicas nas regiões ósseas adjacentes aumentaram com a velocidade, variando de 38,5°C a 65,5°C. Não foi utilizada irrigação e nenhuma temperatura pré-operatória foi registrada. A quantidade de calor gerado por esta técnica foi considerada excessiva.

KILPATRICK (1958) relatou resultados clinicamente favoráveis após a remoção de terceiros molares impactados com instrumentos de alta rotação (200.000 rpm). O autor constatou uma redução nas sequelas pós-operatórias, principalmente no que se refere a dor e edema.

Em 1959, **HALL** removeu 120 terceiros molares inferiores impactados usando velocidades de 200.000 a 350.000 rpm, sob irrigação

contínua. Ele verificou uma redução no tempo cirúrgico de 30 a 45%, e também uma redução no trauma e na dor pós-operatória em torno de 50%.

RAFEL, em 1962, procurou determinar as mudanças de temperatura geradas por instrumentos de alta rotação durante procedimentos cirúrgicos bucais, em tecido ósseo. Para a realização dos cortes ósseos, o autor utilizou uma broca cirúrgica de fissura “carbide” nº 703 e uma broca esférica nº 8 presas a uma ponta reta. Os cortes foram feitos na cortical óssea externa de mandíbulas de cadáveres com e sem irrigação, e sob pressão fixa e intermitente, a uma velocidade de 350.000 rpm. Ele registrou um aumento na temperatura de 0,6°C à uma distância de 3,0 mm do orifício de perfuração quando a broca nº 703 foi utilizado sob irrigação e pressão intermitente, e um aumento de 1,1°C durante o uso da broca esférica nº 8 sob as mesmas condições anteriores. O pequeno aumento na temperatura foi atribuído a uma redução significativa no tempo de perfuração óssea. O autor observou ainda que o calor produzido parece ser diretamente proporcional ao tempo de realização das osteotomias, ou seja, os traumas térmicos para o osso dependem do grau e tempo de exposição das temperaturas aplicadas. A realização de cortes ósseos em um tempo de 5 a 10 segundos, com uma pausa de 5 segundos, parece ser uma seqüência satisfatória, segundo o autor, para execução das osteotomias.

A introdução de instrumentos rotatórios de altas velocidades produziram muitas pesquisas com o objetivo de determinar seus efeitos sobre as estruturas dentais e tecido pulpar. Uma vez que tais instrumentos ganharam popularidade dentro da especialidade de cirurgia bucal, **MOSS (1964)** analisou, por meio de métodos histopatológicos, os efeitos de cortes cirúrgicos em mandíbulas de cães realizados com diferentes tipos de brocas, sob velocidades que variaram de 40.000 a 80.000 rpm, 100.000 a 150.000 rpm e de 250.000 a 300.000 rpm. As osteotomias foram feitas com e sem irrigação, e após avaliação microscópica, foi estabelecido um índice de viabilidade através da mensuração de uma zona acelular ou uma zona de necrose térmica ao redor do orifício de perfuração da broca. A extensão dessa zona de necrose variou com os diferentes tipos de brocas, com as várias velocidades empregadas, e também com a ausência ou presença do agente de irrigação. A análise estatística dos índices indicou que: (1) agentes de irrigação reduzem os traumas térmicos e (2) o uso de velocidades de 250.000 a 300.000 rpm produz menores traumas sobre o tecido ósseo. Os resultados deste trabalho parecem justificar o uso de altas velocidades de rotação como método de escolha na realização de osteotomias em cirurgia bucal, desde que associadas à irrigação adequada.

COSTICH et al. (1964), avaliaram do ponto de vista radiográfico e microscópico, a resposta do tecido ósseo a instrumentos de alta rotação

(210.000 rpm) comparando com instrumentos de rotação convencional (5.300 rpm). Dois cortes, com e sem irrigação, foram feitos em mandíbulas de cães com cada um dos instrumentos. No exame radiográfico, os cortes ósseos feitos com instrumentos de alta rotação, sob irrigação, mostraram um índice mais avançado de reparação do que os outros três tipos de cortes. Da mesma forma, microscopicamente, o efeito do calor foi menor e a reparação inicial mais forte e progressivamente mais rápida, nos cortes realizados com instrumentos de alta rotação, sob irrigação. O índice de reparação óssea, após oito semanas, foi basicamente o mesmo nos quatro cortes. O tempo foi outro fator considerado pelo autor. O instrumento de velocidade convencional foi aplicado por um tempo maior do que o instrumento de alta rotação para a realização de cortes de mesmo tamanho. Deste modo, pode ser presumido que quando a osteotomia é feita com instrumentos de alta rotação, com uma leve pressão e sob irrigação contínua, a quantidade de calor produzido deve ser mínima.

Dentro da mesma linha de pesquisa, **SPATZ** (1965) também comparou, histologicamente, reações a curto prazo em tecido ósseo, após a aplicação de instrumentos de rotação convencional e instrumentos de alta rotação. Para isto foram feitos perfurações na cortical óssea e no tecido esponjoso de nove cães com broca esférica "carbide" nº 6. Na confecção dos defeitos ósseos foram utilizadas velocidades de 12.000 e 300.000 rpm

sob irrigação contínua. Os animais foram sacrificados em intervalos de 24 horas, 48 horas e 1 semana pós-operatória. De uma maneira geral, o exame histológico revelou uma reação inflamatória menos intensa e uma reparação mais rápida nos defeitos cirúrgicos produzidos com instrumentos de alta rotação.

HALL (1965) realizou cortes longitudinais de aproximadamente 1 cm de comprimento, em fêmur de cobaias, usando uma broca nº 2. Neste estudo, as altas velocidades foram usadas sem irrigação, e os animais sacrificados em intervalos variando de 1 a 30 dias pós-operatórios. Os cortes ósseos feitos com este método, sem o uso de irrigação, não demonstraram nenhuma necrose óssea, sendo constatado um índice de reparação normal. Os autores concluíram que este instrumento, quando utilizado de maneira adequada, não causa necrose térmica e o osso adjacente cicatriza sem perturbações.

A maior parte das pesquisas, realizadas com o objetivo de verificar os efeitos do seccionamento cirúrgico do osso, apoiam o amplo uso de instrumentos de altas velocidades rotacionais. Entretanto, a avaliação das respostas histológicas do tecido ósseo tem sido limitada a áreas não usualmente envolvidas em procedimentos cirúrgicos de rotina. Desta forma, com o intuito de verificar de uma maneira mais realista os efeitos dos instrumentos de alta rotação, **BOYNE** (1966) analisou histologicamente, a

reparação de rebordos alveolares da mandíbula e da maxila de cães após a remoção de osso durante a extração de dentes com instrumentos de alta (200.000 rpm) e baixa rotações (5.000 rpm). A reparação das superfícies ósseas seccionadas, na cavidade bucal, foi comparada com defeitos produzidos pelo mesmo tipo de broca (esférica nº 4) em fêmur de cães. O autor constatou que, embora a tetraciclina, utilizada como indicador intravital, demonstrasse formação de osso novo em todos os defeitos preparados com alta e baixa rotação, os defeitos realizados com instrumentos de alta rotação exibiram uma maior reparação óssea, no décimo quarto dia pós-operatório. Nenhuma diferença foi encontrada no processo de reparação óssea nas amostras obtidas seis semanas após o procedimento cirúrgico.

AGREN & ARWILL (1968) relataram que, embora o tipo de instrumento e a velocidade do corte possam alterar a duração do procedimento cirúrgico, eles não afetam significativamente a reparação óssea.

Muitos procedimentos ortopédicos dependem de parafusos para a fixação de dispositivos implantados no osso. A compressão, de maneira particular, necessita de um alto grau de precisão no que se refere a posição e estabilidade dos parafusos fixados. Conseqüentemente, uma perda de osso no local do parafuso pode facilmente anular qualquer efeito benéfico deste

tipo de dispositivo. Uma explicação para essa falha, pode ser o aumento na reabsorção do osso ao redor dos parafusos, como consequência de necrose térmica causada durante a perfuração (MATTHEWS & HIRSCH, 1972).

Com o propósito de determinar as condições ideais de perfuração da cortical óssea humana, MATTHEWS & HIRSCH (1972), mediram temperaturas durante a perfuração de fêmur humano, em 22 cadáveres sob condições laboratoriais controladas. As temperaturas foram medidas a 0,5, 1,0, 2,0, e 3,0 mm do orifício de perfuração. Para examinar os efeitos das velocidades de rotação e da força de perfuração, 10 observações foram feitas a velocidades de 345, 885, e 2.900 rpm, sob pressões de 2, 6, e 12 kg, em todas as combinações possíveis. A temperatura máxima registrada foi de 93,1°C a uma velocidade de 2.900 rpm e a uma força de 2 kg. Em todos os casos, os autores verificaram que, aumentado a força de perfuração, havia uma redução tanto nas temperaturas máximas como nos períodos de elevação das temperaturas. As temperaturas foram frequentemente superiores a 100°C durante a perfuração da cortical quando nenhuma irrigação era utilizada. Os autores concluíram que a força aplicada sobre a broca parece ser muito mais importante, como fator determinante na elevação e duração das temperaturas elevadas, do que a velocidade de perfuração da cortical óssea. A irrigação foi efetiva em limitar as elevações de temperatura.

Em 1972, **JACOBS & RAY**, publicaram um trabalho comparando, histologicamente, a reparação de enxertos ósseos, em rádio de ratos. A reparação óssea foi notadamente reduzida no grupo de ratos, cujos defeitos para a colocação dos enxertos ósseos, foram realizados com broca nº 58, a uma velocidade de 2.500 rpm, sob irrigação. A união óssea foi rápida e firme nos outros enxertos usando a mesma exposição cirúrgica, porém onde o osso foi cortado somente com instrumentos manuais. O efeito histológico do calor foi manifestado neste experimento por um aumento em volume de osso desvitalizado nas extremidades do enxerto ósseo. Os cortes histológicos demonstraram a presença de uma ponte rádio-enxerto formada por tecido fibroso e fibrocartilaginoso sem nenhuma evidência de formação de osso novo. Em um terceiro grupo de animais, foram registradas mudanças na temperatura durante o corte ósseo, feito com e sem o uso de irrigação. As mensurações das temperaturas foram feitas em três pontos: 1 - à nível de tecido mole; 2 - com a extremidade da sonda tocando a cortical cerca de 2 mm do orifício de perfuração; e 3 - com a extremidade da sonda dentro do tecido ósseo. Foi constatado, nos três pontos de mensuração, que a irrigação reduzia, de maneira significativa, a elevação da temperatura.

CHRISTIE publicou um artigo, em 1981, em que descreveu necrose térmica do tecido ósseo em quatro pacientes após a inserção de pinos usando um motor elétrico. Uma infecção difícil se desenvolveu em

todos os pacientes, ocorrendo fratura no local do pino em dois pacientes. Foi necessária uma excisão em bloco da área afetada para erradicar a infecção em três dos quatro pacientes. Segundo este autor, qualquer broca ou outro instrumento de corte acoplados a motores de alta potência podem causar traumas térmicos ao osso. Danos celulares e capilares, dentro do sistema harvesiano, provavelmente ocorrem levando a uma necrose óssea. A extensão dessa necrose óssea vai variar de acordo com a gravidade do processo de aquecimento.

OKAMOTO et al. (1984) realizaram um trabalho com o objetivo de comparar, a nível histológico, os efeitos da osteotomia sobre a reparação óssea em 18 cães. Para tanto foram preparadas quatro cavidades ósseas em cada animal, assim identificadas: cavidade 1 - com alta rotação sem resfriamento; cavidade 2 - com alta rotação com resfriamento; cavidade 3 - com baixa rotação com resfriamento; cavidade 4 - com cinzel, com pressão a martelo. Os animais foram sacrificados 2 horas após o ato cirúrgico e, em 2, 10, 20 e 60 dias pós-operatórios. Dentro das condições experimentais deste trabalho, os autores constataram que na cavidade óssea preparada com baixa rotação com resfriamento, ocorreu atraso mais acentuado na reparação óssea; comparativamente, este reparo foi menos retardado na cavidade óssea preparada com broca sob alta rotação com resfriamento. Foi semelhante a

reparação das cavidades realizadas com broca sob alta rotação com resfriamento e com cinzel e martelo.

O tempo de perfuração do osso é obviamente um parâmetro muito importante para qualquer estudo sobre reparação óssea, e é de especial interesse quando a produção de calor é considerada. Vários trabalhos que mediram o tempo de perfuração atribuíram a redução na quantidade de calor gerado a um menor tempo de perfuração do osso (**THOMPSON, 1958; RAFEL, 1962; COSTICH et al., 1964**).

ABOUZGIA & JAMES (1995) pesquisaram o efeito da força sobre a velocidade da broca e mediram a energia consumida durante o processo de perfuração, em amostras de corticais ósseas de boi. Para fixar as pressões aplicadas, foram colocados pesos em uma plataforma construída sobre a broca, e os testes conduzidos para forças entre 1,5 e 9,0 newtons e velocidades variando de 20.000 a 100.000 rpm. As mensurações simultâneas de velocidade e pressão demonstraram que a média da velocidade mudava com a força aplicada: iniciando com velocidades baixas, a velocidade aumentava levemente com a força; iniciando com velocidades altas, a velocidade diminuía em mais de 50%. As medidas da energia elétrica revelaram que a energia total consumida reduz com o aumento da velocidade e da força, principalmente por causa da redução do tempo de perfuração. Os autores concluíram que, a redução na energia sugere que a

perfuração óssea em alta velocidade e com uma grande pressão pode ser desejável para reduzir a temperatura no osso.

Existe um consenso que o uso de brocas e serras cirúrgicas causam trauma térmico para o osso, e se a temperatura permanece elevada, por algum tempo, há um risco potencial de necrose óssea. Recentemente, **ABOUZGIA & SYMINGTON (1996)**, realizaram um trabalho com objetivo de estudar o efeito da velocidade sobre o aumento da temperatura e sobre a duração da elevação da temperatura, ou seja, sobre o tempo em que essa temperatura permaneceu elevada, durante a perfuração, em corticais ósseas de boi. Um motor cirúrgico (Stryker - 100K) foi fixado a um velocímetro para monitorar a velocidade de rotação durante a perfuração. Os testes foram realizados em 36 amostras sob velocidades variadas (20.000 - 100.000 rpm) e com diferentes forças (1,5 - 9,0 newtons). Os resultados revelaram que o aumento da temperatura e a duração da elevação da temperatura são reduzidos com o aumento da força e da velocidade.

4.1.2 Tipos de instrumentos utilizados

Os procedimentos cirúrgicos envolvendo tecido ósseo, bastante comuns em cirurgia buco-maxilo-facial, podem ser executados com uma série de instrumentos, desde a utilização de cinzéis, brocas de alta e baixa

rotação, diferentes tipos de serras, instrumentos ultra-sônicos, até o uso de laser. Várias pesquisas têm sido feitas comparando a eficiência destes instrumentos, bem como a influência do seu uso sobre o processo de reparação óssea. Essas pesquisas demonstraram que, não somente o controle da velocidade e da pressão são importantes durante a realização das osteotomias, mas também o tipo de instrumento utilizado é de grande significado.

SCHRAM (1929) comparou a reparação de feridas de extração dental, realizadas cirurgicamente com feridas de extração feitas com fórceps e observou que, embora a reparação tenha sido mais rápida nas feridas produzidas cirurgicamente, houve uma maior perda de osso. Verificou ainda que os fragmentos ósseos presentes entre o perióstio e o osso preparado cirurgicamente foram bem tolerados, e aqueles presentes no interior do coágulo agiram como centros de ossificação.

DEEBACH (1935) não encontrou nenhuma variação no tempo de epitelização após o uso de fórceps, elevadores, brocas ou cinzéis.

Em 1955, **THOMPSON & McCONNELL** constataram que na maioria dos procedimentos, de cirurgia oral menor, as brocas são superiores aos cinzéis, desde que os produtos de sua ação sejam adequadamente removidos.

MAZAROW (1960) analisou radiograficamente e histologicamente, três métodos de remoção de tecido ósseo em procedimentos cirúrgicos bucais quanto ao tempo necessário para a realização da osteotomia e a velocidade da reparação óssea no pós-operatório. Os instrumentos usados foram cinzéis, brocas de alta rotação (200.000 rpm), e instrumento ultra-sônico com uma frequência de vibração de 29.000 ciclos por segundo. Todos os cortes foram feitos sob irrigação com solução salina. Os cães foram sacrificados 2 dias, 2 e 8 semanas após o procedimento cirúrgico. Os resultados mostraram que as brocas de alta rotação foram mecanicamente superiores, em rapidez, na remoção do osso, e os cortes histológicos demonstraram que elas também foram superiores aos outros dois instrumentos no que diz respeito ao índice de reparação óssea. O instrumento ultra-sônico usado nesse estudo provou ser menos eficiente que os cinzéis e as brocas de alta rotação. O processo de reparação após seu uso foi definitivamente inibido, não havendo evidências de organização de osso na superfície do corte.

Em 1961, **SIMPSON** publicou um artigo comparando os efeitos de técnicas cirúrgicas sobre o processo de reparação óssea em macacos *rhesus*, após a remoção de 20 dentes. No primeiro e no segundo experimento, as extrações dos dentes foram facilitadas pelo uso de brocas e cinzéis, respectivamente. No terceiro, a crista alveolar foi reduzida em altura após as

extrações dos dentes com fórceps comum. Desta maneira, os efeitos dos diferentes instrumentos puderam ser estudados e comparados com extrações feitas à fórceps descritas em trabalhos anteriores. Os alvéolos foram examinados histologicamente, em intervalos de 3 dias a 8 semanas após as extrações. Os fragmentos ósseos presentes no interior dos alvéolos, produzidos pela ação das brocas, foram associados com intensa reação inflamatória nos primeiros dias. As feridas de extração, produzidas pela ação das brocas, repararam de maneira semelhante às feridas de extração à fórceps, embora a forma da crista alveolar tenha sido alterada pela remoção de osso durante o procedimento cirúrgico.

McFALL et al. (1961) realizaram um estudo comparativo, em tibia de ratos, sobre a reparação óssea após o uso de instrumento ultra-sônico e após o uso de brocas (4.000 rpm) com e sem irrigação. Radiografias das patas dos animais foram feitas 42 dias após a cirurgia. Os animais foram então sacrificados e o tecido ósseo removido para análise histológica. As observações radiográficas e histológicas do corte ósseo, feito com instrumento ultra-sônico, indicaram que o tecido ósseo apresentou o mesmo índice de reparação independente de se utilizar ou não irrigação. Quando submetidos a condições comparáveis isto é, com e sem irrigação, o corte ósseo feito com brocas sofreu um processo de reparação mais rápido do que a osteotomia realizada com instrumento ultra-sônico. Os autores verificaram

que em algumas situações pode ser vantajoso o uso de instrumento ultra-sônico em procedimentos cirúrgicos envolvendo tecido ósseo, desde que irrigação satisfatória seja usada para dissipar o calor gerado.

Algumas pesquisas comprovaram que os instrumentos ultra-sônicos são capazes de remover estruturas mineralizadas depositadas sobre as coroas e superfícies radiculares dos dentes (**MOSKOW & BRESSMAN**, 1964). Entretanto, poucos autores têm pesquisado sobre a realização de cortes do tecido ósseo com esses instrumentos. **HORTON et al.**, em 1975, publicaram um trabalho comparando a reparação óssea de defeitos produzidos com instrumento ultra-sônico, cinzel e brocas de baixa rotação (12.5000 rpm) em cães. Cada instrumento foi utilizado para produzir um defeito na cortical óssea vestibular, 3 mm apicalmente à crista alveolar. Os animais foram sacrificados imediatamente após a cirurgia e em 3, 7, 14, 28, 56, e 90 dias. A análise histológica das áreas revelaram que a broca produziu a superfície mais regular. No décimo quarto dia pós-operatório o índice de reparação pareceu ser histologicamente melhor com o uso dos cinzéis, seguido pelo uso do instrumento ultra-sônico. O índice de reparação nos períodos subsequentes foi semelhante em todos os defeitos.

Em um artigo publicado em 1985, sobre osteotomia subcondilar vertical, **NIEBERGALL & MERCURI**, comentaram que a serra oscilatória era o instrumento mais utilizado na realização desta osteotomia.

Atualmente o uso do laser está bem estabelecido dentro das especialidades médicas de otorrinolaringologia, neurocirurgia, urologia, e ortopedia. O laser de CO₂ tem sido bastante usado em procedimentos cirúrgicos em que se espera uma grande perda de sangue ou ainda em casos de doenças malignas, onde se deseja uma excisão em bloco do tumor, com a máxima preservação de tecido normal. Um número de estudos também têm demonstrado o uso e o efeito do laser de CO₂ na realização de osteotomias em animais. Trabalhos anteriores compararam osteotomias realizadas com laser de CO₂ com osteotomias feitas com serras e brocas de alta rotação. As análises radiográficas, histológicas e bioquímicas demonstraram um significativo atraso na reparação das osteotomias a laser quando comparada com as produzidas por instrumentos convencionais. A demora no processo de reparação das osteotomias a laser foi atribuída a presença de debris carbonizados no local cirúrgico, produzidos pelo efeito térmico do laser, estimulando uma reação de corpo estranho (SMALL et al., 1979).

NELSON et al., em 1989, realizaram um trabalho com o objetivo de verificar, à nível histológico, os efeitos da osteotomia a laser sobre a reparação óssea, e constataram que houve um retardo no processo de reparação óssea nas osteotomias realizadas com laser, quando comparadas com as osteotomias feitas com serra. Eles observaram ainda que, nas osteotomias produzidas com serra, as células formadoras de osso invadiam o

local cirúrgico provenientes tanto da superfície periosteal como da endosteal, levando a uma rápida reparação óssea. Ao contrário, nas osteotomias a laser, o processo de reparação era inteiramente confinado à superfície periosteal, sendo também lento e mostrando um defeito persistente entre o osso neoformado e o tecido ósseo preexistente, mesmo seis semanas após a cirurgia. Neste período as osteotomias realizadas com serra já demonstravam completa reparação óssea.

Em 1991, **JUNIPER & STAJCIC**, publicaram um artigo, descrevendo uma técnica de separação das placas pterigóides, usando uma serra oscilatória, em osteotomia do tipo Le Fort I. De acordo com os autores, a técnica é simples e rápida, oferecendo vantagens sobre os procedimentos padrões que fazem uso de cinzéis. Como a lâmina da serra é muito delicada, é pouco provável que ela cause tensão suficiente para produzir fratura da placas pterigóides.

Levando em conta que embora empregando o mesmo equipamento, uma variação no tipo de instrumento utilizado pode ocasionar lesões ósseas de diferentes intensidades, **OKAMOTO et al.** (1994), avaliaram através de cortes histológicos, os efeitos da osteotomia sobre a reparação óssea empregando dois tipos de broca com e sem resfriamento. Foram utilizados 12 cães, e em cada animal foram preparadas 4 cavidade ósseas. No lado direito as cavidades foram preparadas com broca diamantada e no lado

esquerdo com broca “carbide”. Em grupos de 4, os animais foram sacrificados aos 5, 20 e 60 dias após o ato cirúrgico. Os resultados obtidos mostraram que o aquecimento excessivo ocasionado durante a osteotomia sob alta rotação sem resfriamento, provocou profundas alterações no tecido ósseo retardando o processo de reparação; as lojas cirúrgicas preparadas com broca “carbide” mostraram um processo de reparação mais rápido e uniforme.

LANIGAN & LOEWY (1995) analisaram através de tomografias computadorizadas, um grupo de 16 pacientes que tinham sido submetidos a separação pterigomaxilar com micro serra oscilatória. Os autores constataram que separação ideal ou próxima do ideal ocorreu em 81% dos casos, enquanto que fraturas baixas ocorreram em 19%. Nenhuma fratura de nível alto, ou fraturas estendendo-se para a base do crânio ou órbita foram observadas.

4.1.3 Temperatura

A reparação óssea pode ser retardada, ou mesmo impedida, se as células ósseas são gravemente danificadas, pelo calor friccional produzido durante a preparação cirúrgica. Todavia, pouco é conhecido sobre a temperatura crítica que causa danos reversíveis ou irreversíveis ao tecido

ósseo. Acredita-se que esta temperatura seja em torno de 56°C, pois a fosfatase alcalina é desnaturada a este ponto (**ERIKSSON & ALBREKTSSON, 1983**).

Os índices de inativação térmica da fosfatase alcalina, de diferentes tecidos, foram pesquisados por **MOSS & KING**, em 1962. Eles verificaram que a fosfatase alcalina derivada do osso foi inativada parcialmente quando submetida a uma temperatura de 55°C durante 8 minutos; enquanto a enzima, proveniente do fígado, foi parcialmente inativada quando exposta a mesma temperatura, porém durante 18 minutos.

STERN & NANNEY (1965) citado por **JACOBS & RAY** (1972) relataram que poucas células podem sobreviver a temperaturas superiores a 40°C.

Em 1968, **BONFIELD & LI**, constataram que as propriedades mecânicas do tecido ósseo, que tinha sido exposto a uma temperatura de 50°C, foram irreversivelmente alteradas, e atribuíram estas alterações a uma reordenação das moléculas de colágeno associadas ao enfraquecimento das ligações entre colágeno e hidroxiapatita.

Como foi previamente relatado, as temperaturas acima de 56°C são deletérias ao tecido ósseo, uma vez que elas causam desnaturação das proteínas do tecido duro. Entretanto, este fato não implica necessariamente que temperaturas inferiores a 56°C são seguras. De forma que, os possíveis

riscos da elevação da temperatura abaixo do ponto de desnaturação, ainda são questionáveis. Baseados neste aspecto, **ERIKSSON et al. (1982)**, introduziram uma câmara térmica de titânio, para microscopia intravital, em tibia de coelho, com o objetivo de analisar de forma direta, os efeitos do calor sobre o fluxo sanguíneo e sobre o tecido ósseo, quando uma temperatura de 53°C era aplicada por um minuto. Durante o aquecimento para atingir a temperatura desejada, a velocidade do fluxo sanguíneo aumentou inicialmente. Ao atingir a temperatura de 53°C, o fluxo sanguíneo parou em alguns vasos e tornou-se lento em outros. Nas semanas seguintes à aplicação do calor, foi iniciado um processo de revascularização, e da quarta à quinta semana, este processo estava completo. Células adiposas, vistas antes do aquecimento, foram reabsorvidas, e a remodelação óssea iniciou três a cinco semanas após o trauma térmico. Os autores verificaram que a temperatura de 53°C, inferior ao ponto de desnaturação, aplicada durante 1 minuto, causou danos irreversíveis a matriz orgânica, ocorrendo em seguida uma reparação, a partir dos tecidos adjacentes.

KRAUSE et al. (1982) mediram a temperatura em cortical óssea de boi, através de sensores térmicos, durante a realização de osteotomias. Para a execução das osteotomias os autores utilizaram dois tipos de broca, uma esférica e outra alongada sob velocidades de 20.000 e 100.000 rpm e também dois tipos de serra recíprocante. Em uma das serras recíprocantes, o

ângulo de inclinação dos dentes da lâmina era de -30° , enquanto que a outra apresentava um ângulo de inclinação de -10° de um lado e de -30° do lado reverso. Com base em análise estatística os autores verificaram que a uma velocidade de 20.000 rpm não houve diferença significativa entre as duas brocas. Todavia, com velocidade de 100.000 rpm, a broca alongada gerou, significativamente, mais calor do que a broca esférica. Com relação aos dois tipos de serra, os resultados mostraram que a serra com ângulos de inclinação diferentes, nos dois lados da lâmina produziu 40% menos calor. Estes resultados parecem indicar que o desenho do instrumento influencia diretamente a quantidade de calor gerado.

Em 1983, **ERIKSSON & ALBREKTSSON**, realizaram um estudo semelhante ao de **ERIKSSON et al.** (1982), diferindo somente na temperatura aplicada e no tempo de exposição. Neste trabalho foram utilizados 15 coelhos, divididos em 3 grupos. No grupo "A", os animais foram submetidos a uma temperatura de 50°C por 1 minuto, enquanto no grupo "B" o tecido ósseo foi aquecido a 47°C durante 5 minutos e no grupo "C" a 47°C por 1 minuto. Os autores observaram que, o tecido ósseo aquecido a 50°C por 1 minuto ou a 47°C durante 5 minutos, era gradualmente reabsorvido e substituído por células adiposas. Já no grupo "C", o índice de reabsorção foi muito menor, demonstrando que provavelmente a temperatura de 47°C , com um tempo de exposição de 1

minuto, é a temperatura limiar para que ocorra danos morfológicamente evidentes no tecido ósseo.

Novamente, **ERIKSSON & ALBREKTSSON** (1984) avaliaram os efeitos do aumento da temperatura sobre a osteogênese inicial por meio de uma câmara de crescimento ósseo. A câmara é um implante, na forma de um cilindro, e foi designada câmara de crescimento porque após a sua implantação no osso permite crescimento ósseo através de canais transversais. Ela possibilita calcular o índice de crescimento ósseo e realizar uma quantificação numérica da osteogênese inicial. O aquecimento dos implantes a 47°C ou 50°C, por um minuto, causaram significativa redução na formação de osso, enquanto efeitos significativos não foram observados após aquecimento de 44°C, durante 1 minuto. Os resultados deste trabalho refletem a importância de se controlar o calor produzido durante a cirurgia com o intuito de evitar prejuízos à regeneração óssea.

A maioria dos trabalhos sobre as mudanças de temperatura durante a osteotomia tem sido realizado em amostras de osso “in vivo” ou em animais. Somente uns poucos trabalhos foram feitos em humanos, sob condições clínicas. **ERIKSSON & ADELL** (1986) publicaram um trabalho descrevendo as temperaturas resultantes da perfuração óssea, de acordo com a técnica da osseointegração, em mandíbulas de 5 pacientes edêntulos. As brocas foram utilizadas sob pressão intermitente, com velocidades que

variaram de 1.500 a 2.000 rpm. As mudanças de temperatura foram registradas por um termopar conectado a um termômetro, cuja extremidade estava situada a 0,8 mm da crista marginal e 0,5 mm do local de fixação do implante. Oito mensurações mostraram uma temperatura média inicial de 29,2°C antes da perfuração óssea e uma temperatura média máxima de 30,8°C durante a perfuração. A temperatura máxima registrada foi de 33,8°C. A duração das temperaturas máximas nunca excederam a 5 segundos e, portanto, todas as temperaturas registradas estavam abaixo do nível que interfere na regeneração óssea. Os autores concluíram que a perfuração óssea, segundo a técnica de osseointegração, não causa qualquer redução no processo de regeneração óssea pela produção de calor excessivo. Neste trabalho, os autores chamam atenção para a importância de uma técnica cirúrgica atraumática, com o intuito de minimizar o aumento da temperatura, pois o trauma térmico pode resultar na formação de osso necrótico e, também, no encapsulamento do implante por tecido mole.

As medidas das temperaturas são geralmente feitas fixando-se termopares na superfície óssea, ou através do uso indireto de termografia, ou ainda, calculando matematicamente. Todavia, estas técnicas não dão informações sobre as temperaturas na profundidade do corte ósseo. Em 1991, **WÄCHTER & STOLL** publicaram um artigo sobre o aumento da temperatura durante osteotomia com serra oscilatória. Sensores térmicos

foram fixados diretamente sobre a lâmina da serra, permitindo que as temperaturas tanto no osso quanto na serra fossem registradas. Os cortes ósseos foram feitos variando a pressão aplicada sobre a serra (contínua e intermitente) e a irrigação (presente e ausente). Altas temperaturas foram observadas quando pressão contínua foi aplicada, apesar da irrigação (mínima: 110°C; máxima: 150°C). Por outro lado, quando a irrigação foi associada a pressão intermitente, os autores encontraram uma temperatura média inferior a 47°C. Conseqüentemente, a irrigação pode reduzir a elevação da temperatura, mas somente pressão intermitente combinada com irrigação diminui a elevação da temperatura de forma adequada.

4.1.4 Irrigação

A remoção do osso cortical e medular, em cirurgia buco-maxilo-facial, é geralmente realizada com instrumentos rotatórios. O uso destes instrumentos produz um calor friccional que traz uma série de conseqüências como hiperemia, necrose óssea, fibrose, degeneração de osteócitos e aumento das atividades osteoclástica e osteoblástica. Várias técnicas têm sido aplicadas com o propósito de reduzir ou limitar a produção desse calor friccional, incluindo o uso de baixas velocidades rotacionais, pressão

intermitente, instrumentos com o corte afiado e irrigação (COSTICH, 1964; MOSS, 1964; BOYNE, 1966).

Em 1980, **FISTER & GROSS**, realizaram um trabalho com o propósito de pesquisar, histologicamente, a associação entre o grau de necrose óssea e reações inflamatórias, bem como determinar o índice de reparação de cortes feitos em mandíbulas de cães com e sem o uso de irrigação. Trinta e seis cortes verticais de 1 cm de comprimento, foram feitos na borda lateral da mandíbula com broca “carbide” nº 8, sob uma velocidade de 14.000 rpm. Os cortes feitos sem irrigação demonstraram um retardo na formação do coágulo e uma retração do mesmo, quando comparados com cortes feitos sob irrigação. Nestes, o coágulo apresentou-se firmemente aderido às paredes ósseas e melhor organizado. O aparecimento de osso imaturo e a formação de osso maduro foi atrasada nos cortes realizados sem irrigação.

Um dos principais fatores que contribuem para a produção de calor friccional durante o preparo de cavidades ósseas é a obstrução promovida por fragmentos ósseos na superfície de corte da broca. Em um artigo, **LAVELLE & WEDGWOOD** (1980) compararam a eficácia da irrigação externa com a da irrigação interna, utilizando solução salina durante a preparação de cavidades ósseas sob baixas velocidades rotacionais (350 rpm). As cavidades foram feitas com dois tipos de broca, uma esférica e

outra semi-elíptica, cada uma contendo um canal central, para permitir a passagem da solução de irrigação em direção ao centro da broca. Elas foram preparadas a 5, 10, 20, e 30 mm de profundidade. Este estudo confirmou que, a irrigação externa produz uma redução, significativa, no calor friccional gerado, quando comparado com a ausência de irrigação. Todavia, a irrigação interna foi muito mais eficiente na manutenção de temperaturas baixas no osso adjacente, principalmente nas cavidades experimentais realizadas a mais de 5 mm de profundidade.

Existe um consenso na literatura que o uso de um agente de irrigação é essencial durante a realização de osteotomias com instrumentos rotatórios. Porém, não existem muitos trabalhos enfatizando os tipos de agente de irrigação e os diferentes efeitos que eles podem causar sobre a reparação do tecido ósseo, após procedimentos cirúrgicos.

LURIE et al. em 1984, estudaram os efeitos de soluções de irrigação isotônica e hipotônica sobre a reparação do tecido ósseo. Defeitos ósseos em mandíbulas de macacos foram preparados bilateralmente com brocas a uma velocidade de 12.000 rpm. De um lado, a broca foi irrigada com 20 ml de água estéril, e do outro com a mesma quantidade de solução salina. Um terceiro corte foi feito sem irrigação. Os resultados mostraram que aos 56 dias após a cirurgia não foram evidenciadas diferenças histológicas na reparação óssea, independente da osteotomia ter sido

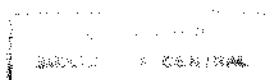
realizada com ou sem irrigação. Outro fator observado foi que a reparação óssea não foi influenciada pela natureza da irrigação empregada.

Da mesma forma que **LAVELLE & WEDGWOOD** (1980), **HAIDER et al.** (1993), compararam os efeitos das irrigações externa e interna sobre a reparação óssea ao redor de implantes IMZ, em osso compacto e esponjoso. Baseados na porcentagem de osso formado, os autores verificaram que, à níveis superficiais, a irrigação externa foi superior; entretanto, em níveis mais profundos a irrigação interna foi melhor.

WATANABE et al., em 1992, observaram a distribuição de calor para o osso e mediram a temperatura máxima desenvolvida durante o corte ósseo com brocas de diferentes sistemas de implantes. A produção de calor que se difundiu na presença ou ausência de irrigação, durante a perfuração óssea com brocas dos sistemas de implantes IMZ, Branemark e ITI, foi observada através de termografia. Sem irrigação, a propagação do calor variou de acordo com a configuração de cada broca e com o lugar da perfuração. Quando qualquer uma das brocas dos diferentes sistemas de implantes foi utilizada sob irrigação, houve uma redução significativa na temperatura.

Em 1994, **CARVALHO et al.** avaliaram através de estudo histológico, a importância da irrigação externa, durante a utilização das brocas do sistema TF (Tissue Functional), no preparo de lojas cirúrgicas de

implantes. Os autores concluíram que a irrigação externa evita a osteonecrose, promovendo superfície regular e isenta de esquirolas.



PROPOSIÇÃO

5. PROPOSIÇÃO

A broca tronco-cônica, assim como as serras oscilatória e recíprocante são amplamente utilizadas em cirurgia buco-maxilo-facial, principalmente na execução de osteotomias em técnicas de cirurgia ortognática. Essas técnicas têm evoluído consideravelmente nos últimos anos, e acredita-se que parte desta evolução se deva ao maior conhecimento dos princípios biológicos que regem o processo de reparação óssea. Em função destes aspectos, foi objetivo deste trabalho analisar histologicamente, em mandíbulas de cães, a reparação óssea de defeitos cirúrgicos produzidos com broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra recíprocante.

MATERIAL E MÉTODOS

6. MATERIAL E MÉTODOS

6.1 ANIMAIS E ANESTESIA

No presente estudo foram utilizados 11 cães adultos, cinco fêmeas e seis machos, sem distinção de raça, pesando entre 8 e 12 kg, mantidos durante o período experimental com dieta a base de ração sólida¹ e água a vontade.

Os animais foram anestesiados por via endovenosa. A solução anestésica utilizada foi o pentobarbital sódico² à 3%, na dosagem de 30 mg por kg de peso corporal, conforme recomendações do fabricante.

6.2 CIRURGIA EXPERIMENTAL

Após a anestesia, foi realizada a tricotomia, seguida de anti-sepsia da região submandibular com solução alcoólica de iodo³ a 10%. A assepsia foi mantida por aposição de campos estéreis.

¹ Purina Nutrimentos Ltda

² Hypnol 3%. Fontoveter. Divisão Veterinária da Cristália

³ Povidine Tintura. Microshield-Johnson & Johnson

Em ambos os lados da mandíbula, com cabo de bisturi número 3, montado com lâmina intercambiável número 15⁴, foi realizada uma incisão extrabucal, na pele, paralela à porção basilar da mandíbula, de aproximadamente 5 cm de comprimento. Por meio de dissecação roma dos tecidos moles, o periósteo foi atingido e em seguida incisado e descolado expondo a região submandibular.

Dando continuidade ao procedimento cirúrgico, foram confeccionados, bilateralmente, três defeitos ósseos de 5 mm de profundidade, com no mínimo 10 mm de distância entre os mesmos. A preparação dos defeitos ósseos foi efetuada com broca tronco-cônica 703⁵, cujo diâmetro da ponta ativa é de 2,1 mm (A), serra oscilatória⁶ com espessura de 0,38 mm (B), e serra recíprocante⁷ com espessura de 0,22 mm (C), nesta ordem de anterior para posterior, conforme esquema 1. A broca tronco-cônica 703 (A₁) foi movida a uma velocidade de 100.000 rpm e as serras oscilatória (B₁) e recíprocante (C₁) a uma velocidade de 19.500 e 17.000 cpm, respectivamente (Esquema 2). Todas as oteotomias foram

⁴ Beckton-Dickinson. Industrias Cirúrgicas Ltda

⁵ Stryker Instruments 296 - 100 - 221

⁶ Stryker Instruments 296 - 31 - 34

⁷ Stryker Instruments 296 - 37 - 133

feitas sob intensa irrigação com solução fisiológica de cloreto de sódio⁹ a 0,9%, evitando-se, dessa forma, o superaquecimento ósseo. Em seguida, os defeitos ósseos foram novamente irrigados e inspecionados com objetivo de remover fragmentos ósseos produzidos pela ação da broca e das serras. Os tecidos moles foram reposicionados e suturados por planos com fio de algodão 3-0¹⁰.

6.3 SACRIFÍCIOS DOS ANIMAIS E OBTENÇÃO DAS PEÇAS

Os animais foram distribuídos em grupos de 3, 4 e 4, foram novamente anestesiados com pentobarbital sódico a 3%, e sacrificados por injeção endovenosa de éter sulfúrico¹¹, em intervalos de 10, 20 e 40 dias após o procedimento cirúrgico.

Para obtenção das peças foi feita uma outra incisão na região submandibular e osteotomia da basilar da mandíbula com serra manual¹², distando cerca de 5 mm de cada lado da área operada, obtendo-se um

⁹ Solução de Cloreto de Sódio a 0.9%. Baxter

¹⁰ Fio de algodão. Ethicon - Johnson-Johnson

¹¹ Chemco - Indústria Comercio Ltda

¹² Estarrete

fragmento ósseo retangular (Esquema 1. D) de aproximadamente 30 mm de comprimento por 15 mm de altura.

6.4 PROCESSAMENTO LABORATORIAL

As peças, assim obtidas, foram fixadas em solução de formol¹³ a 4%, durante 24 horas, em temperatura ambiente, e lavados em água corrente. Posteriormente, foram descalcificados em solução de citrato de sódio¹⁴ a 20% e ácido fórmico¹⁵ a 50% em partes iguais (MORSE, 1945), durante um período de quatro meses. Depois da descalcificação, os defeitos ósseos, realizados com broca tronco-cônica 703, serra oscilatória e serra reciprocante, foram separados entre si resultando em peças ósseas individuais (Esquema 1.E). Em cada uma dessas peças foi removida uma das corticais ósseas externas, de modo a fornecer cortes transversais da região osteotomizada. Após a individualização de cada defeito ósseo, as peças foram lavadas em água corrente, desidratadas em solução crescente de álcool etílico¹⁶, diafanizadas em xilol¹⁷ e incluídas em parafina¹⁸. Cortes

¹³ Formol a 4% Synth. LABSYNTH - Produtos Laboratoriais Ltda

¹⁴ Synth. LABSYNTH - Produtos Laboratoriais Ltda

¹⁵ Chemco - Industria e Comércio Ltda

¹⁶ Santa Cruz - Comercial de Álcool Santa Cruz Ltda

¹⁷ Chemco - Industria e Comércio Ltda

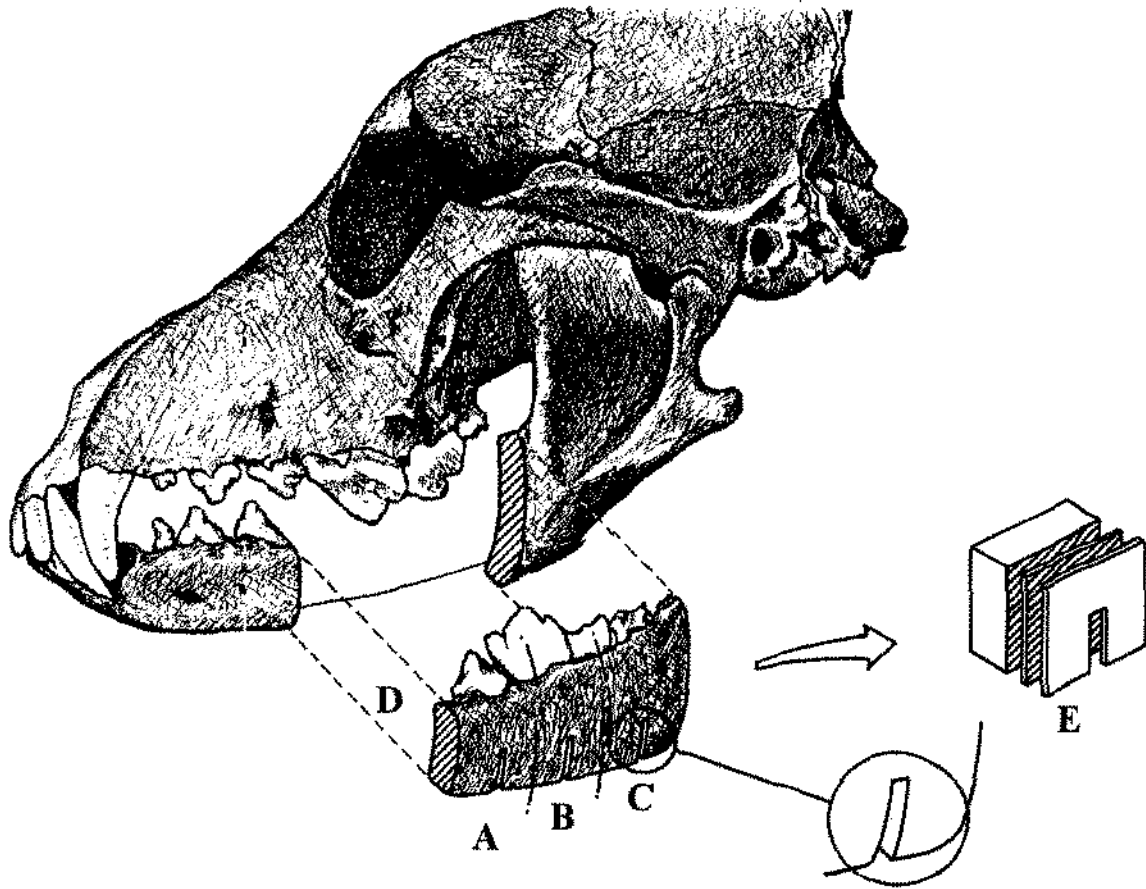
¹⁸ Reagen. Químibrás - Industrias Químicas S.A.

semi-seriados, com 6 µm de espessura, foram feitos transversalmente à região dos defeitos ósseos e, em seguida, corados com hematoxilina¹⁹ e eosina²⁰ para análise em microscopia óptica

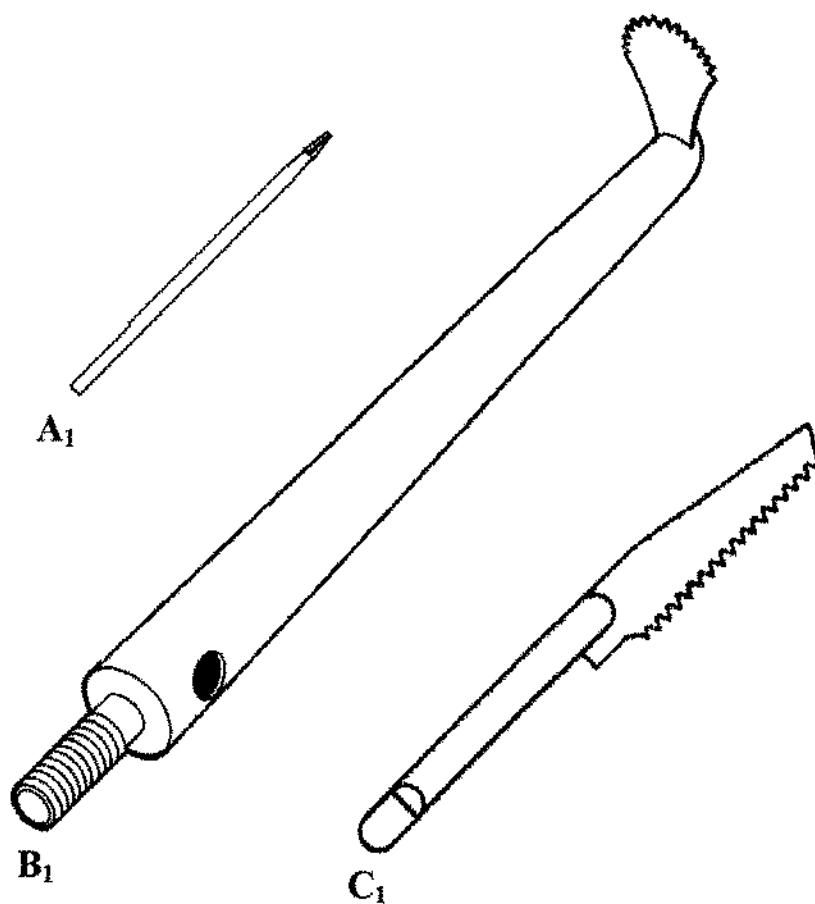
Na análise dos cortes histológicos foi avaliado o grau de intensidade da reação inflamatória, que foi classificada em ausente, quando não era observado a presença do infiltrado inflamatório; discreta, quando o infiltrado inflamatório se mostrava menos intenso que as células teciduais; moderada, quando o infiltrado inflamatório e as células teciduais se mostravam em equilíbrio; e severa, quando as células inflamatórias preenchiam quase que totalmente as regiões analisadas (LURIE et al., 1984). Analisou-se também a sequência de eventos que envolveram a reparação óssea, tais como necrose, hemorragia, áreas de reabsorção, presença de tecido conjuntivo e aposição de tecido ósseo neoformado.

¹⁹ Hematoxilina Cristal. Quimis. CAQ - Casa da Química Sociedade Ltda

²⁰ Eosina. Reagenzie Merck



Esquema 1. Defeitos ósseos confeccionados com Broca Tronco-Cônica (A), Serra Oscilatória (B) e Serra Reciprocante (C); Fragmento ósseo (D); Peça óssea (E).



Esquema 2. Instrumentos utilizados para realização das osteotomias
A₁ - Broca Tronco-Cônica;
B₁ - Serra Oscilatória;
C₁ - Serra Reciprocante.

Fonte: Stryker Instruments. Cutting Accessories Guide

RESULTADOS

7. RESULTADOS

7.1 Broca Tronco-Cônica - 10 Dias

Nos cortes dos animais deste grupo, observou-se uma pequena quantidade de tecido conjuntivo, exibindo poucos sinais de organização, e presença de um tecido semelhante a coágulo sanguíneo. Constatou-se, também uma quantidade bastante discreta de trabéculas ósseas, delgadas e imaturas, restritas ao assoalho do defeito ósseo, originando-se exclusivamente do final do corte (fig. 1). A presença de focos hemorrágicos e fragmentos ósseos necrosados foi comum nos três animais. Na maioria das vezes não foram identificadas áreas de reabsorção, e o infiltrado inflamatório foi classificado como discreto ou moderado (fig. 2). Foram evidenciadas áreas de necrose óssea caracterizadas pelo aumento da basofilia ao longo das margens dos defeitos cirúrgicos (fig. 1).

7.2 Broca Tronco-Cônica - 20 Dias

Os defeitos ósseos preparados com a broca tronco-cônica mostraram-se totalmente preenchidos por tecido conjuntivo fibroso, mais denso e organizado do que o observado no período pós-operatório anterior. Em algumas amostras deste grupo, observou-se formação de tecido conjuntivo denso, sem diferenciação óssea, fora da área do defeito. Também foi observado presença de maior quantidade de trabéculas ósseas, partindo tanto das margens como do final do defeito exibindo sinais de maturação, porém ainda restritas ao terço inferior (fig. 3). Na maioria dos cortes foram detectadas poucas células inflamatórias, sendo o infiltrado inflamatório classificado como discreto, e presença de alguns focos hemorrágicos (fig. 4). Algumas pequenas áreas de reabsorção foram evidenciadas nas margens dos defeitos ósseos (fig. 5). Fragmentos ósseos necróticos não foram encontrados. As áreas de necrose óssea, presentes nas margens dos defeitos, mostraram-se um pouco mais reduzidas, uma vez que começaram a ser substituídas pelo trabeculado ósseo (fig. 3).

7.3 Broca Tronco-Cônica - 40 Dias

Neste grupo, o processo de reparação encontra-se em estágio mais avançado em relação aos períodos pós-operatórios de 10 e 20 dias. Observou-se presença de tecido ósseo neoformado com maior grau de maturação ocupando quase que totalmente a área do defeito, sendo o restante preenchido por tecido conjuntivo rico em fibras colágenas. Constatou-se neoformação óssea proveniente tanto das margens como do assoalho do defeito cirúrgico. Em alguns cortes histológicos verificou-se formação de osso novo originando-se também da superfície periosteal e infiltrando-se dentro da área do defeito (fig. 6). Foi difícil visualizar com nitidez, em algumas áreas, o limite entre osso novo e osso preexistente (fig. 7). Não foram detectadas áreas de reabsorção, presença de fragmentos ósseos necrosados e nem de focos hemorrágicos. O infiltrado inflamatório foi classificado como ausente. As áreas de osteonecrose apresentaram-se ainda mais reduzidas neste período pela maior aposição de osso neoformado nas margens do defeito ósseo (fig. 7).

7.4 Serra Oscilatória - 10 Dias

Nos animais deste grupo, verificou-se a presença de tecido conjuntivo organizado com um grande número de fibras colágenas, preenchendo toda a extensão do defeito ósseo. Em alguns cortes histológicos, notou-se formação de tecido conjuntivo, sem diferenciação óssea, fora da área do defeito (fig. 8). Evidenciou-se também, sinais de atividade osteoblástica, confirmada pela presença de pequena quantidade de trabéculas ósseas no final do defeito cirúrgico (fig. 9). Normalmente foram encontradas poucas células inflamatórias e nenhuma área de reabsorção. Foram observados alguns fragmentos ósseos deslocados, provavelmente resultantes da ação da serra, e áreas hemorrágicas. Áreas de necrose óssea foram evidenciadas pela presença de uma faixa escura junto às margens dos defeitos ósseos (fig. 10).

7.5 Serra Oscilatória - 20 Dias

Em todos os animais deste grupo, foi possível identificar presença de trabeculado ósseo em grande parte do defeito cirúrgico. Essas trabéculas ósseas apresentaram-se mais espessas e definidas em relação ao período anterior. Observou-se ainda tecido conjuntivo permeando o tecido ósseo neoformado, porém em menor quantidade do que no período pós-operatório de 10 dias (fig. 11). Junto às bordas laterais e ao assoalho do defeito ósseo verificou-se atividade osteoblástica com algumas trabéculas fundidas ao tecido ósseo adjacente, embora seja nítida a região limite entre o tecido ósseo preexistente e o osso neoformado (fig. 12). Verificou-se também, em alguns cortes histológicos, formação de tecido ósseo neoformado, proveniente da superfície periosteal infiltrando-se dentro do defeito cirúrgico (fig. 13). Foram constatadas algumas áreas de reabsorção nas margens dos defeitos (fig. 14). Não foram observados fragmentos ósseos e o infiltrado inflamatório foi classificado como ausente. Algumas regiões exibiram discretos focos hemorrágicos. As áreas de necrose óssea, caracterizadas pela pigmentação escura nas margens do defeito cirúrgico, apresentaram-se em menor quantidade em função da aposição de osso neoformado (fig. 11).

7.6 Serra Oscilatória - 40 Dias

Neste período pós-operatório, os defeitos ósseos produzidos pela serra oscilatória, foram totalmente preenchidos por tecido ósseo neoformado proveniente tanto das margens e assoalho, como do periósteo (fig. 15). Este tecido exibiu um estado mais avançado de reparação óssea, com espaços inter-trabeculares bastante reduzidos, sendo difícil identificar, em algumas áreas das margens dos defeitos cirúrgicos, o limite entre osso maturo e osso novo (fig. 16). Foi constatado presença de um “calo ósseo” fora da área do defeito (fig. 17). O infiltrado inflamatório foi classificado como ausente e não foram observadas áreas de reabsorção óssea. Também não foram identificados focos hemorrágicos e nem fragmentos ósseos necrosados. As áreas de osteonecrose estão bastante reduzidas, praticamente inexistentes, devido a aposição de maior quantidade de osso neste período (fig. 16).

7.7 Serra Reciprocante - 10 Dias

Os defeitos cirúrgicos, preparados com serra reciprocante, foram preenchidos por tecido conjuntivo fibroso. Neste grupo, constatou-se atividade osteogênica evidenciada pela presença de pequena quantidade de trabéculas ósseas no final do defeito (fig. 18). Algumas áreas demonstraram sinais de hemorragia e presença de células inflamatória, sendo o infiltrado classificado como discreto (fig. 19). Não foi evidenciado presença de fragmentos ósseos nem de áreas de reabsorção. As áreas de necrose ficaram limitadas às margens do defeito ósseo caracterizadas pelo aumento da pigmentação (fig. 18).

7.8 Serra Reciprocante - 20 Dias

Na grande maioria dos cortes, verificou-se presença de osso neoformado em quase toda a extensão do defeito cirúrgico. Esse tecido ósseo, além de estar em maior quantidade quando comparado com o período pós-operatório de 10 dias, demonstrou maior grau de maturação com trabéculas ósseas mais espessas (fig. 20). Evidenciou-se formação de tecido ósseo partindo tanto das laterais como do assoalho do defeito cirúrgico, e em alguns cortes histológicos, proveniente da superfície periosteal (fig. 21). O limite entre o osso preexistente e o tecido ósseo neoformado é facilmente identificado, sendo o osso maturo caracterizado pela regularidade de suas lamelas e pela forma como suas matrizes se coram uniformemente. Já o tecido ósseo neoformado apresenta proporcionalmente maior número de células e uma grande quantidade de lacunas e trabéculas. Apesar da intensa atividade osteogênica, ainda foi possível verificar presença de tecido conjuntivo fibroso permeando o osso neoformado, porém livre de células inflamatórias. Na maioria dos cortes não foi identificado fragmentos ósseos necróticos e algumas áreas exibiram sinais de hemorragia (fig. 22). Foram observadas pequenas áreas de reabsorção nas margens dos defeitos (fig. 23). As áreas de necrose encontram-se mais reduzidas neste período devido a maior aposição de tecido ósseo neoformado (fig. 20).

7.9 Serra Reciprocante - 40 Dias

Em todas as amostras deste grupo, foi possível observar presença de tecido ósseo neoformado, preenchendo completamente a área do defeito cirúrgico. Esse tecido exibiu um índice mais avançado de reparação óssea, mostrando-se mais compacto quando comparado com os períodos anteriores. Constatou-se neoformação óssea junto as bordas laterais e assoalho do defeito cirúrgico. Verificou-se ainda, formação de osso novo originando-se da superfície periosteal evidenciado pela presença de um “calo ósseo” fora da área do defeito (fig. 24). Neste tecido constatou-se indícios de remodelação comprovado pela intensa atividade osteoclástica (fig. 25). No período pós-operatório de 40 dias, tomou-se mais difícil a individualização do limite entre osso preexistente e osso novo (fig. 26). Não foi verificado presença de fragmentos ósseos necróticos, células inflamatórias e focos hemorrágicos. As áreas de necrose óssea apresentaram-se extremamente reduzidas em função da aposição de tecido ósseo neoformado (fig. 24).

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

8. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Mandíbulas de cães foram selecionadas para este estudo por possuírem espessura e comprimento comparáveis à mandíbula humana. A densidade óssea é semelhante oferecendo, basicamente, a mesma resistência à realização das osteotomias, e o comprimento do corpo mandibular proporciona amplo espaço para a execução do procedimento cirúrgico. (THOMPSON, 1958). Além disso, o processo de reparo evolui de maneira análoga à reparação óssea em humanos.

O tamanho do defeito ósseo, os períodos de sacrifício, o modelo experimental, bem como o tipo de análise histológica utilizada, foram baseados em trabalhos, na área de reparação óssea (THOMPSON, 1958; MAZAROW, 1960; McFALL et al., 1961; COSTICH et al., 1964; SPATZ, 1965; HALL, 1965; AGREN & ARWILL, 1968; FISTER & GROSS, 1980; OKAMOTO et al., 1984; LURIE et al., 1984; NELSON et al., 1989; OKAMOTO et al., 1994; CARVALHO et al., 1994).

Neste experimento, observou-se nos três grupos, broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra recíprocante, evolução no processo de reparação óssea dentro das condições de normalidade. A princípio verificou-se a existência de tecido conjuntivo, infiltrado inflamatório, áreas hemorrágicas e áreas de necrose óssea, que foram gradativamente sendo substituídas por

tecido ósseo neoformado (**HORTON et al.**,1975; **LURIE et al.**, 1984). Porém, foram constatadas nos períodos pós-operatórios de 10, 20 e 40 dias, diferenças entre os três grupos no que se refere ao índice de reparação óssea dos defeitos cirúrgicos.

A produção excessiva do calor, durante a realização das osteotomias, pode provocar um superaquecimento, resultando em necrose e atraso no processo de reparação óssea (**LURIE et al.**, 1984; **WATANABE et al.**, 1992).

ERIKSSON & ALBREKTSSON (1983) determinaram que uma temperatura igual ou superior a 47°C produzida durante a perfuração pode inibir a reparação óssea.

Esses mesmos autores, em 1984, num estudo histológico usando câmara de crescimento ósseo em tíbias de coelhos, mostraram claramente os efeitos deletérios do calor sobre a regeneração óssea. Eles verificaram que a capacidade de regeneração óssea foi quase completamente extinta quando câmaras de crescimento (implantes teste) foram expostas a uma temperatura de 50°C, por um minuto. Esses implantes continham somente coágulo sanguíneo em seus canais, enquanto que os canais dos implantes controle, não submetidos a aquecimento, estavam totalmente preenchidos por osso lamelar. Reduzindo o aquecimento para 47°C e usando o mesmo tempo de exposição, os efeitos adversos sobre o processo regenerativo também

diminuíram, de forma que o tecido ósseo em crescimento, presente nos implantes teste, não podia ser diferenciado qualitativamente do tecido ósseo presente nos implantes controle. Após aquecimento de 44°C, por um minuto, os implantes teste exibiram tecido ósseo, que em todas as amostras, não podia ser distinguido histologicamente do osso presente nos implantes controle.

Esse estudo mostra que, mesmo um moderado aumento na temperatura pode ser desastroso para o processo de reparação. A reação do osso ao calor é um importante problema em função da inevitável elevação da temperatura durante a perfuração ou corte do tecido ósseo (ERIKSSON & ALBREKTSSON, 1984).

ERIKSSON et al., em 1984, registraram temperaturas, *in vivo*, durante a perfuração de córtex femural de coelho, cão e homem. No estudo clínico as temperaturas foram medidas em cinco pacientes adultos que tiveram fraturas estabilizadas, por meio de fixação interna. Com uma velocidade em torno de 20.000 rpm e irrigação com solução salina, temperaturas de 40°C em coelho, 56°C em cães e 89°C nos pacientes foram registradas à uma distância de 0,5 mm do orifício de perfuração da broca. A diferença entre as temperaturas observadas nos animais e no estudo clínico foi, principalmente, atribuída à variação na espessura da cortical óssea, entre as espécies. Os resultados, do presente estudo, indicam que as temperaturas

registradas em experimentos animais não são aplicáveis a situações clínicas, onde altas temperaturas podem ocorrer mesmo quando a irrigação é utilizada.

Muitos trabalhos têm pesquisado sobre os efeitos térmicos causados pela perfuração do tecido ósseo. Nestes trabalhos, ou o aumento da temperatura óssea foi medido através de termossensores, ou a reparação óssea foi analisada histologicamente, de forma que em cada caso o efeito do trauma térmico foi relacionado à velocidade de perfuração (**THOMPSON**, 1958; **RAFEL**, 1962; **MOSS**, 1964; **COSTICH et al.**, 1964; **BOYNE**, 1966; **ERIKSSON & ADELL**, 1986).

Alguns trabalhos recomendam velocidades acima de 200.000 rpm para evitar danos ao tecido ósseo (**RAFEL**, 1962; **COSTICH ET AL.**, 1964; **BOYNE**, 1966), enquanto outros indicam velocidades inferiores a 2.000 rpm (**THOMPSON**, 1958; **ERIKSSON & ADELL**, 1986).

ABOUZGIA & JAMES (1995) e **ABOUZGIA & SYMINGTON** (1996) constataram, sob condições laboratoriais controladas, redução na elevação da temperatura com o aumento da velocidade e da pressão.

Ao contrario dos relatos prévios, que veicularam o aumento da velocidade de rotação ao aumento da produção de calor, **MATTHEWS & HIRSCH** (1972) demonstraram que existe pouca relação entre a velocidade

de perfuração do osso e a elevação das temperaturas, não tendo a velocidade da broca influência significativa sobre a produção de calor.

Existe um consenso de que a osteonecrose ocorre na superfície de qualquer estrutura óssea que tenha sido submetida a um seccionamento. Todavia, não há unanimidade de opinião dentro da literatura no que diz respeito a equivalência entre zona de pigmentação basófila, presente nas margens dos defeitos, e necrose óssea.

MAZOROW (1960) em trabalho no qual avaliou o índice de reparação óssea após o uso de cinzéis, brocas de alta rotação e instrumento ultra-sônico, explicou a intensificação da pigmentação basófila ao longo das margens dos defeitos ósseos, como sendo resultado do aumento da área de superfície em função das irregularidades da mesma. Ele verificou que a superfície basófila variava em profundidade de acordo com o instrumento utilizado, obtendo menor pigmentação na superfície de corte produzida pela broca, uma vez que esta superfície apresentou-se mais polida.

SPATZ (1965) não observou relação direta entre a intensidade da pigmentação basófila e o “efeito do calor”. Ele explicou que a linha de pigmentação basófila, presente nas margens dos defeitos ósseos, foi causada pelo acúmulo de corante, resultante da afinidade criada na interface pela alteração na matriz orgânica do osso. Segundo este autor, esta alteração

pode ocorrer com trauma de qualquer natureza, não representando necessariamente o “efeito do calor”.

COSTICH et al., em 1964, avaliaram o trauma térmico ocasionado durante a confecção de defeitos ósseos em mandíbulas de cães sob velocidades de 5.300 rpm e 210.000 rpm. Os autores analisaram os efeitos do calor tendo como base as alterações histológicas caracterizadas pelo aumento da coloração basófila nas margens dos defeitos ósseos. Eles constataram que o grau de pigmentação basófila era diretamente proporcional ao calor produzido no momento das osteotomias. As margens dos defeitos ósseos produzidos com as duas velocidades, porém sem irrigação, exibiram uma intensa pigmentação. Os cortes ósseos feitos com velocidade de 5.300 rpm associada a irrigação, mostraram menor trauma térmico quando comparado com os cortes feitos sem irrigação. Os instrumentos de alta rotação sob irrigação produziram efeitos térmicos desprezíveis com mínima pigmentação nas margens dos defeitos.

OKAMOTO et al. (1984) analisando os efeitos de diferentes tipos de osteotomia sobre a reparação óssea, observaram trauma térmico bastante severo nas cavidades preparadas com baixa rotação, caracterizado nos cortes corados com hematoxilina e eosina, pela presença de uma espessa faixa escura ao longo de toda a borda da loja cirúrgica. Entre as lojas preparadas com broca sob alta rotação, as cavidades realizadas sem

resfriamento com água, mostraram alterações mais significativas, notadamente, quanto à superfície mais escura, ocasionada pelo aquecimento excessivo. Por último, as lojas cirúrgicas preparadas com cinzel e martelo exibiram superfícies bastante irregulares não se notando, entretanto, presença da faixa escura observada nos outros grupos. Esta última característica reforça o ponto de vista de que esta alteração foi provocada pelo aquecimento, durante os atritos da broca com o tecido ósseo.

Em 1984, **LURIE et al.** analisaram os efeitos de soluções de irrigação sobre a reparação óssea, e verificaram que a zona de pigmentação basófila estava ausente em todas as amostras do período pós-operatório de 28 dias preparadas sob irrigação. Todavia, uma pequena porcentagem das amostras deste período preparadas sem irrigação, exibiram evidências de pigmentação basófila nas margens dos defeitos.

OKAMOTO et al. (1994) e **CARVALHO et al.** (1994) analisando a importância do uso de irrigação durante a preparação cirúrgica do tecido ósseo, verificaram nos cortes histológicos do grupo que não recebeu irrigação, a presença de uma pigmentação mais escura na superfície óssea.

Baseados nos trabalhos de **COSTICH et al.** (1964), **OKAMOTO et al.** (1984), **OKAMOTO et al.** (1994) e **CARVALHO et al.** (1994), as áreas de necrose óssea foram analisadas tendo como parâmetro a presença de pigmentação basófila nas margens dos defeitos cirúrgicos. Verificou-se a

existência de uma faixa escura nas margens de todos os defeitos ósseos produzidos com broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra recíprocante. Entretanto, todas as amostras dos referidos grupos mostraram, com a evolução do processo de reparação óssea, uma redução gradual nestas áreas de osteonecrose, em função da aposição de tecido ósseo neoformado nas margens dos defeitos, de tal forma que em algumas áreas do defeito cirúrgico, era difícil identificar a linha cimentante, que separa o osso preexistente do tecido ósseo neoformado. Este aspecto de fusão do osso neoformado com as margens do tecido ósseo preexistente, foi observado principalmente nas amostras dos grupos serra oscilatória e serra recíprocante no período pós-operatório de 40 dias, semelhantes aos resultados encontrados por **NELSON et al.**, 1989.

Um fenômeno muito mencionado na literatura, referente à zona de pigmentação basófila, é a resistência a reabsorção e aposição óssea. **COSTICH et al.** (1964), relataram que a necrose óssea provoca alterações químicas na matriz do osso, e que tais alterações são responsáveis pelo atraso nas fases iniciais de reabsorção e aposição óssea. Por outro lado, **BOYNE** (1966) e **LURIE et al.** (1984) constataram que a presença ou ausência de zonas acelulares e a existência da zona basófila nas margens dos defeitos ósseos parecem ter pouco efeito sobre a evolução do processo de regeneração óssea, pois a capacidade de deposição de tecido ósseo

neoformado sobre as superfícies preparadas cirurgicamente não está relacionada com o grau acelularidade.

Atividades osteoclásticas foram observadas em amostras dos grupos broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra recíprocante no período pós-operatório de 20 dias. Ao mesmo tempo em que os osteoclastos estavam presentes promovendo reabsorção óssea nas margens dos defeitos, observou-se atividade osteoblástica evidenciada pela aposição de tecido ósseo neoformado. As observações histológicas, deste experimento, estão de acordo com os resultados encontrados por **HORTON et al. (1975)** que verificaram atividades de reabsorção e aposição de osso novo sobre superfícies ósseas vitais e não vitais.

Dessa forma, embora tenha sido encontrado índices diferentes de reparação óssea entre os três grupos, não constatou-se “resistência” a reabsorção e aposição de tecido ósseo neoformado em nenhuma das amostras.

O calor gerado durante as osteotomias ocorre em função da fricção e da fragmentação de partículas ósseas. Estes fragmentos ósseos obstruem a ponta ativa do instrumento levando a um aumento de torque e conseqüentemente promovendo elevação da temperatura (**MATTHEWS & HIRSCH, 1972; LAVALLE & WEDGWOOD, 1980**).

Em 1958, **THOMPSON** verificou que um dos efeitos mecânicos das osteotomias foi a produção de fragmentos. Ele observou também que esta fragmentação foi mais pronunciada com velocidades inferiores a 500 rpm.

SIMPSON (1961) chama atenção para o fato de que os fragmentos ósseos produzidos pelas brocas não são facilmente removidos e que frequentemente estão associados a processos infecciosos, provocando atraso na reparação óssea.

FISTER & GROSS, em 1980, observaram uma quantidade significativa de fragmentos ósseos incorporados ao coágulo sanguíneo, em defeitos cirúrgicos preparados sem irrigação, apesar da realização de irrigação após o procedimento.

Por isso, como regra geral as osteotomias devem ser sempre acompanhadas de irrigação contínua e abundante, evitando dessa forma o aquecimento excessivo e ao mesmo tempo propiciando remoção dos fragmentos ósseos (**McFALL et al.**, 1961; **CARVALHO et al.**, 1983; **OKAMOTO et al.**, 1984; **HAIDER et al.**, 1993; **WÄCHTER & STOLL**, 1991; **WATANABE et al.**, 1992; **CARVALHO et al.**, 1994).

Foi comum, neste experimento, a presença de fragmentos ósseos na maioria das amostras dos grupos broca tronco-cônica e serra oscilatória no período pós-operatório de 10 dias (**AGREN & ARWILL**, 1968). Todavia, não constatou-se diferenças na intensidade de fragmentação óssea entre os

mesmos. Nos períodos pós-operatórios subsequentes, de 20 e 40 dias, não foram encontrados fragmentos ósseos em nenhuma das amostras dos três grupos, estes provavelmente foram reabsorvidos por osteoclastos ou esfoliados (SIMPSON, 1961). Também não foi observado a presença de fragmentos ósseos nas amostras do grupo serra recíprocante, em nenhum dos períodos pós-operatórios. A ausência de fragmentos ósseos nos cortes histológicos do grupo serra recíprocante pode estar relacionada ao desenho deste instrumento (LAVELLE & WEDGWOOD, 1980).

As células osteogênicas, pré-requisito necessário para que ocorra reparação óssea, dispõem-se nas superfícies ósseas como constituintes de duas membranas, (1) como a camada mais profunda do periosteio, que reveste a superfície externa de qualquer osso, e (2) o endosteio, que reveste as superfícies internas de todas as cavidades ósseas. Essas cavidades incluem a medular, os canais haversianos do osso compacto, e todos os espaços do osso esponjoso (HAM & CORMACK, 1983).

Alguns trabalhos foram feitos com o objetivo de determinar quais dos elementos celulares do osso, tais como medula, osso esponjoso, osso compacto ou periosteio, desempenha a função mais importante na formação óssea, e se qualquer um deles poderia ser definitivamente excluído do processo de reparação (SCHRAM, 1929).

BOYNE (1966) observou que o endóstio desempenhou o principal papel na reparação óssea de defeitos alveolares em mandíbulas de cães, ao contrário de defeitos ósseos produzidos na superfície inferolateral, que demonstraram uma notável reparação óssea subperiosteal. As observações deste estudo parecem indicar que variações nas características anatômicas dos locais dos defeitos cirúrgicos influenciam na natureza morfológica da resposta tecidual.

AGREN & ARWILL (1968) confeccionaram cavidades experimentais em tíbias de coelho sob velocidades de 8.000 rpm e 48.000 rpm. As reações teciduais foram analisadas histologicamente e com base em microrradiografias, imediatamente após o procedimento cirúrgico e nos períodos 3, 5, 7, 10, 15, 20, 30 e 40 dias pós-operatórios. Os autores não constataram nenhuma diferença essencial entre as duas séries experimentais e observaram formação óssea proveniente tanto da superfície endosteal como da periosteal, embora nos estágios iniciais, a reparação óssea tenha se originado a partir da superfície endosteal.

SMALL et al. (1979) analisaram histologicamente a reparação óssea de osteotomias feitas com broca (20.000 rpm) e laser (contínuo e pulsátil) em tibia de coelho. As osteotomias feitas com broca foram associadas à mínima quantidade de osteonecrose, com neoformação óssea proveniente das superfícies periosteal e endosteal, evidente duas semanas após o

procedimento cirúrgico. Os cortes ósseos feitos com as duas modalidades de laser também exibiram formação óssea, com participação das duas superfícies, embora com atraso considerável quando comparado com o mesmo período pós-operatório da broca.

Em 1966, **BOYNE** simulou osteotomia vertical de ramo em macacos *rhesus* com o objetivo de verificar a necessidade de decorticação e avaliar o período de fixação maxilo-mandibular necessário para que ocorresse união óssea. Após a realização da osteotomia vertical, o fragmento proximal foi fixado sobre a face lateral do fragmento distal com fio intra-ósseo. Na análise histológica, **BOYNE** constatou formação de calo ósseo interno (endosteal) e calo ósseo externo (periosteal), no período de quatro semanas após a cirurgia. Ele não conseguiu identificar qual tipo de calo ósseo contribuiu de maneira mais intensa no processo de reparação.

Em 1983, **REITZIK** realizou osteotomias na região de ângulo mandibular, de quatro macacos, com uma serra recíprocante. O autor analisou histologicamente a reparação óssea quando duas superfícies corticais eram colocadas em contato. O fragmento seccionado era invertido e posicionado sobre a face lateral da mandíbula para produzir um contato do tipo córtex com córtex. No primeiro animal o fragmento foi fixado com dois parafusos de 5 mm. No segundo macaco a mesma técnica foi utilizada, exceto que foi mantido um espaço de 1 mm entre os fragmentos ósseos. No

terceiro e no quarto animal, além do espaço de 1 mm, foram realizadas perfurações nos fragmentos para expor o endósteo no local da reparação. Na análise histológica o autor constatou, nos três tipos de fratura, que a reparação óssea originava-se principalmente do endósteo.

Quando os grupos broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra recíprocante foram analisados no período pós-operatório de 10 dias, verificou-se atividade osteoblástica exclusivamente no final dos defeitos cirúrgicos, evidenciando-se formação de osso proveniente apenas do endósteo, semelhante aos resultados encontrados por **AGREN & ARWILL**, 1968 e **LURIE et al.**, 1984.

No período pós-operatório de 20 dias, constatou-se a presença de tecido ósseo neoformado junto às bordas laterais e assoalho dos defeitos nas amostras dos três grupos. Porém, osso neoformado proveniente da superfície periosteal foi observado somente nas amostras dos grupos serra oscilatória e serra recíprocante. Isto provavelmente pode ser explicado pelo fato de que neste estágio os defeitos cirúrgicos produzidos pela serras oscilatória e recíprocante estavam quase totalmente preenchidos por osso neoformado, ao contrário das amostras do grupo broca tronco-cônica, em cujos defeitos o tecido conjuntivo encontrava-se em maior quantidade, estando o osso neoformado restrito a o terço inferior. Corroboramos, portanto, os resultados encontrados por **LURIE et al.** (1984), que verificaram proliferação óssea

originado-se do periosteio somente quando a área do defeito estava preenchida por osso neoformado. No experimento realizado por esses autores, não foi observado, em nenhuma das amostras do período pós-operatório de 28 dias, osso neoformado partindo do periosteio e penetrando no defeito sem a fundamentação do calo endosteio agindo como plataforma, através da qual ele pudesse proliferar.

Já no período pós-operatório de 40 dias, os defeitos cirúrgicos produzidos pela broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra recíproca, exibiram formação óssea proveniente tanto da superfície endosteal como da periosteal (SMALL et al., 1979; NELSON et al., 1989). A formação de osso originado-se do periosteio foi evidenciada pela presença de calo ósseo externo em alguns cortes histológicos. Esse calo ósseo é obtido pela ativa proliferação de osteoblastos da camada profunda do periosteio, e por essa razão depende da presença do periosteio no local da fratura ou da osteotomia (REITZIK & SCHOORL, 1983).

O menor índice de reparação óssea observado nos cortes histológicos do grupo broca tronco-cônica, caracterizado pela quantidade inferior de osso neoformado, quando comparado com os outros dois grupos, possivelmente está relacionado às próprias características da broca, que por sua forma pode ocasionar maior aquecimento durante o atrito com o tecido ósseo, uma vez que o calor friccional gerado durante as osteotomias depende em parte

da forma do instrumento (**LAVELLE & WEDGWOOD, 1980; KRAUSE et al., 1982**), além do que a broca produz defeitos ósseos de diâmetro superior aos das serras oscilatória e reciprocante, necessitando, portanto, de um período de tempo maior para que ocorra a reparação óssea de forma completa.

Por outro lado, os defeitos ósseos produzidos pelas serras oscilatória e reciprocante mostraram uma reparação óssea mais intensa e progressivamente mais rápida, provavelmente por possuírem uma forma mais eficiente, causando menor traumatismo mecânico e térmico, uma vez que a quantidade de calor gerado durante a osteotomia depende da força de fricção e da capacidade de corte do instrumental. Portanto, o calor produzido está relacionado também com o número de revoluções necessárias para a confecção do defeito ósseo. Deste modo, reduzindo-se o contato entre o tecido ósseo e o instrumento de corte, reduz-se também a força friccional e a produção de calor (**MATTHEWS & HIRSCH, 1972; KRAUSE et al., 1982**).²

CONCLUSÕES

9. CONCLUSÕES

Dentro das condições experimentais deste trabalho, com base nos resultados obtidos, pôde-se concluir que:

1. Todos os defeitos ósseos confeccionados com broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra recíprocante mostraram evolução adequada no processo de reparação óssea.
2. As amostras do grupo broca tronco-cônica exibiram menor índice de reparação óssea quando comparado com as amostras dos outros dois grupos. Esta diferença foi mais expressiva nos períodos pós-operatórios de 10 e 20 dias.
3. As amostras dos grupos serra oscilatória e serra recíprocante exibiram índices semelhantes de reparação óssea em todos os períodos pós-operatórios.

ANEXO



Fig.1. Visão panorâmica do defeito ósseo. Observar presença de tecido conjuntivo (C), coágulo sanguíneo (CS), áreas de necrose nas margens (setas) e discretas trabéculas ósseas originando-se do final do defeito (T). Grupo Broca Tronco-Cônica, 10 dias. H.E. 2,5x.

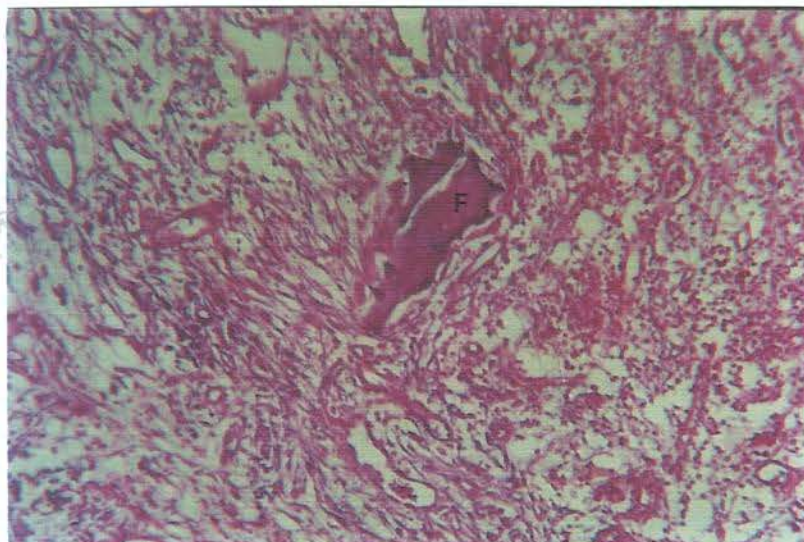


Fig.2. Fragmento ósseo (F) rodeado por células inflamatórias e focos hemorrágicos. Grupo Broca Tronco-Cônica, 10 dias. H.E. 10x.

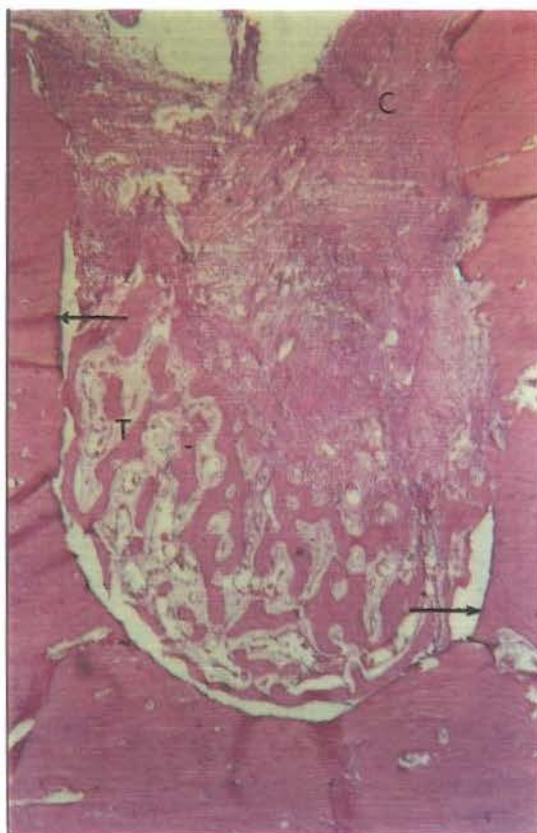


Fig.3. Visão panorâmica do defeito ósseo. Notar presença de tecido conjuntivo dentro e fora da área do corte (C), trabéculas ósseas partindo das margens e assoalho (T) restritas ao 1/3 inferior e áreas de necrose nas margens do defeito (setas). Grupo Broca Tronco-Cônica, 20 dias. H.E. 2,5x

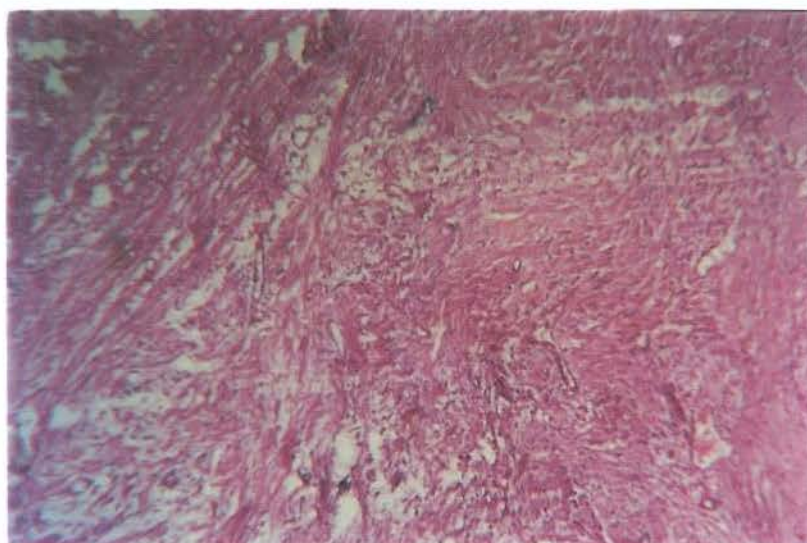


Fig.4. Observar presença de discreto infiltrado inflamatório e focos hemorrágicos. Grupo Broca Tronco-Cônica, 20 dias. H.E. 10x.



Fig.5. Notar áreas de reabsorção (R) na margem do defeito com presença de osteoclastos (OC). Grupo Broca Tronco-Cônica, 20 dias. H.E. 40x.

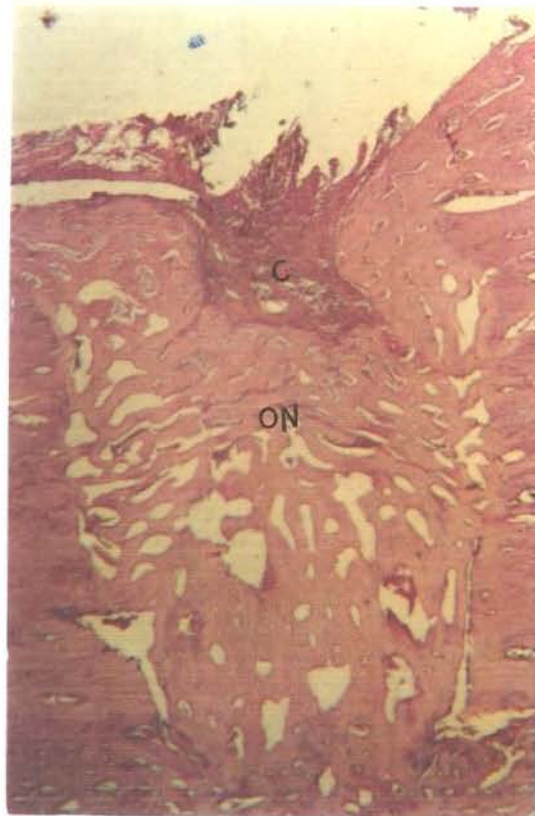


Fig.6. Visão panorâmica do defeito ósseo. Notar presença de tecido conjuntivo denso (C) e de osso neoformado (ON) proveniente das margens, assoalho e periósteo ocupando quase toda a área do defeito. Grupo Broca Tronco-Cônica, 40 dias. H.E. 2,5x .

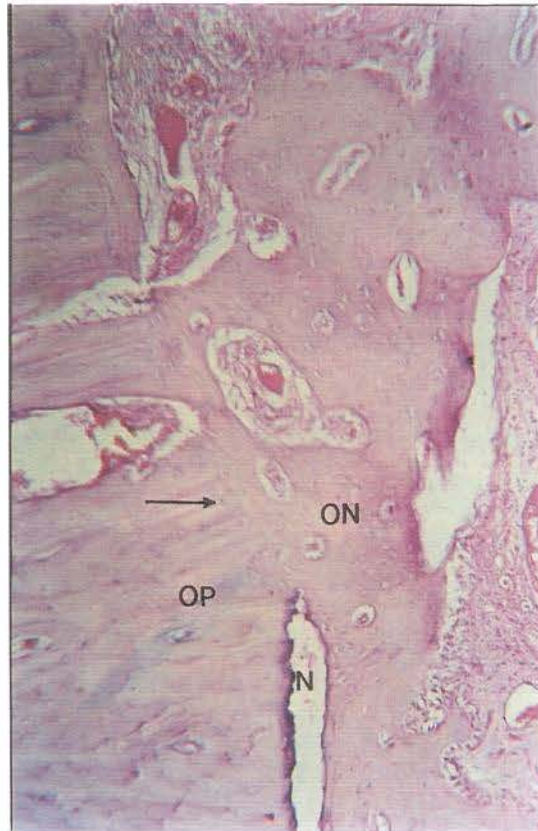


Fig.7. Observar neoformação óssea (ON), o limite (seta) entre osso neoformado e osso preexistente (OP) e área de necrose (N). Grupo Broca Tronco-Cônica, 40 dias. H.E. 10x .

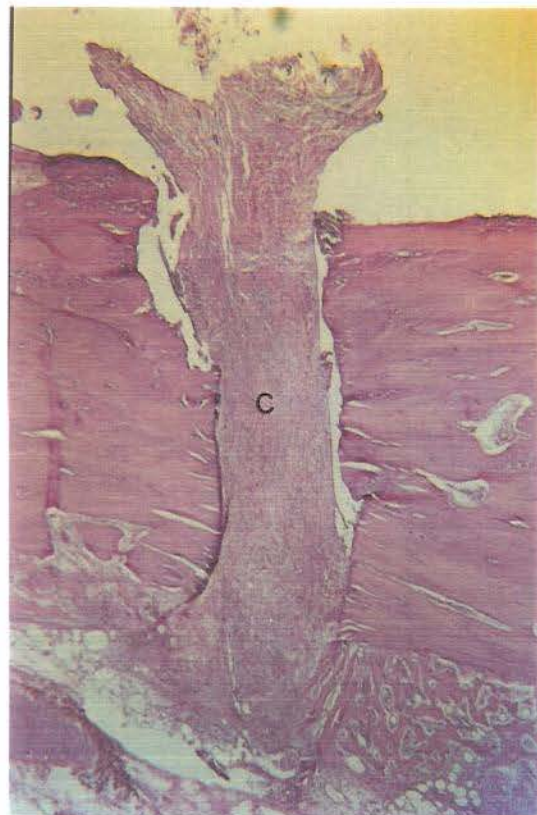


Fig.8. Visão panorâmica do defeito. Notar presença de tecido conjuntivo (C) ocupando toda a extensão do defeito inclusive fora da área do corte. Grupo Serra Oscilatória, 10 dias. H.E. 2,5x.

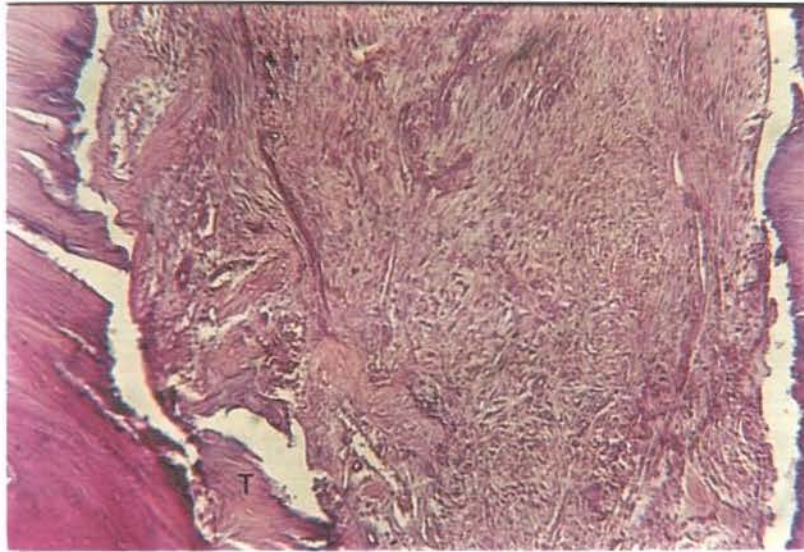


Fig.9. Observar presença de discretas trabéculas ósseas (T) no final do defeito. Grupo Serra Oscilatória, 10 dias H.E. 10x.

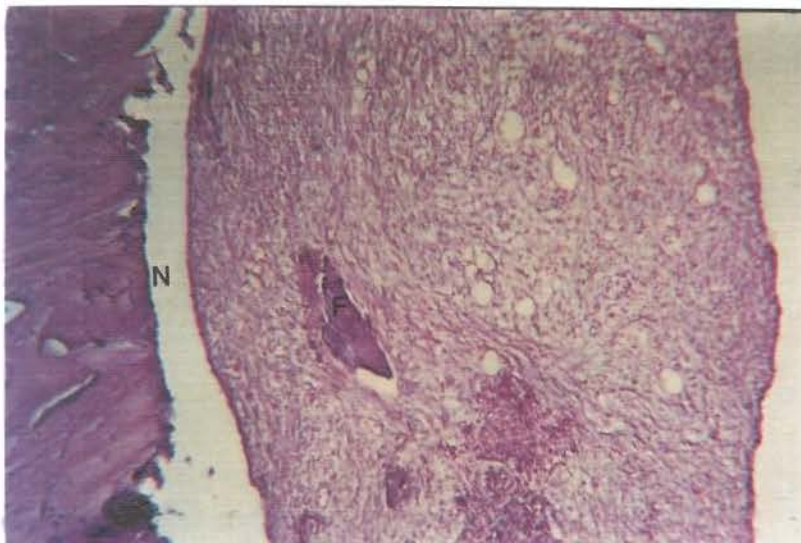


fig.10. Notar presença de fragmento ósseo (F) rodeado por células inflamatórias e focos hemorrágicos e áreas de necrose (N) na margem do defeito. Grupo Serra Oscilatória, 10 dias H.E. 10x.

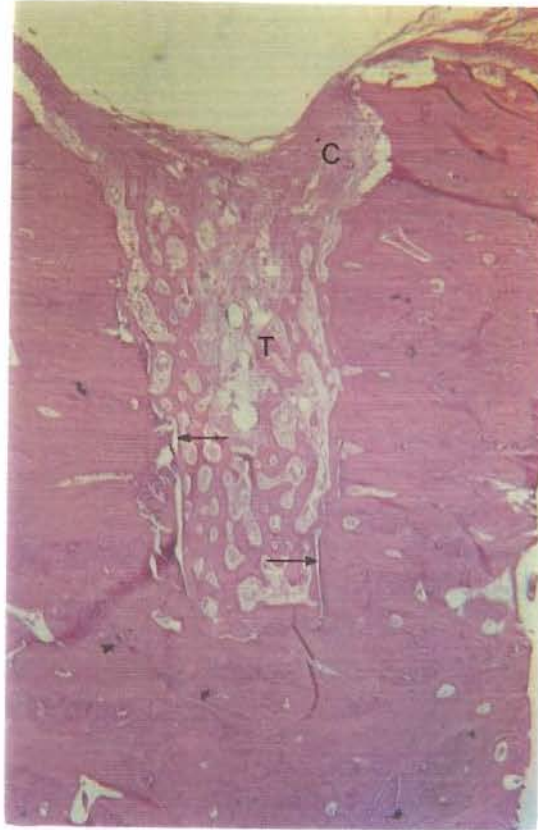


fig.11. Visão panorâmica do defeito. Observar presença de trabeculado ósseo (T) permeado por tecido conjuntivo (C) preenchendo boa parte do defeito e áreas de necrose nas margens (setas). Grupo Serra Oscilatória, 20 dias. H.E. 2,5x.

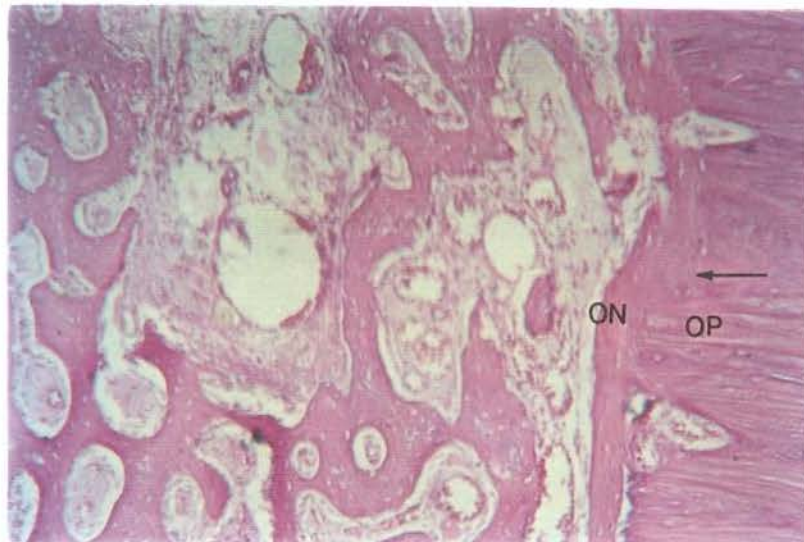


Fig.12. Observar a região limite (seta) entre o osso neoformado (ON) e o osso preexistente (OP) e discretos focos hemorrágicos. Grupo Serra Oscilatória, 20 dias H.E. 10x.



Fig.13. Visão panorâmica do defeito. Notar osso neoformado (ON) originando-se do perióstio e infiltrando-se no defeito. Grupo Serra Oscilatória, 20 dias H.E. 2,5x.

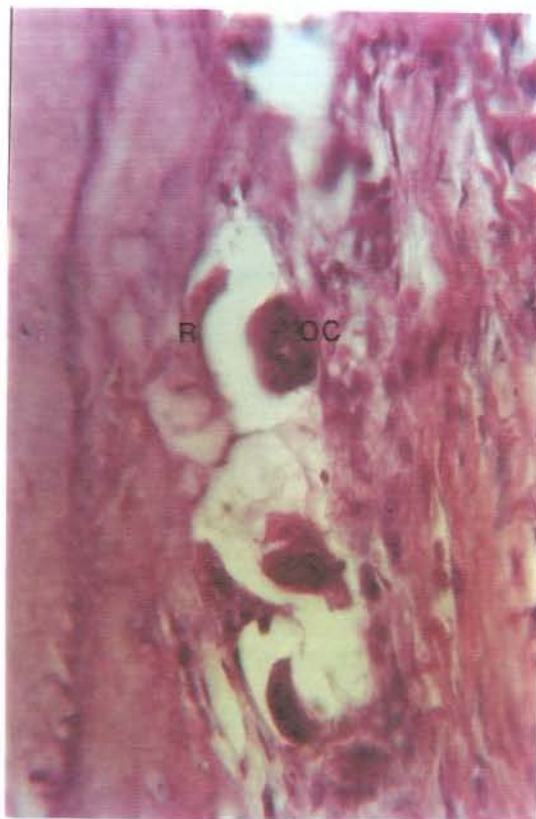


Fig.14. Observar áreas de reabsorção (R) na margem do defeito com presença de osteoclastos (OC). Grupo Serra Oscilatória, 20 dias H.E. 40x.

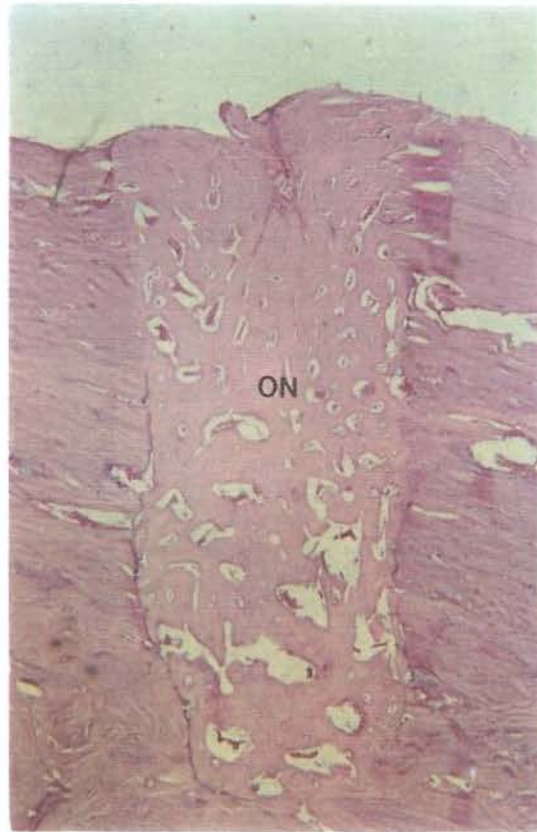


Fig.15. Visão panorâmica do defeito. Observar osso neoformado (ON) preenchendo todo o defeito, originando-se tanto das margens e assoalho, como do periosteio. Grupo Serra Oscilatória, 40 dias H.E. 2,5x.

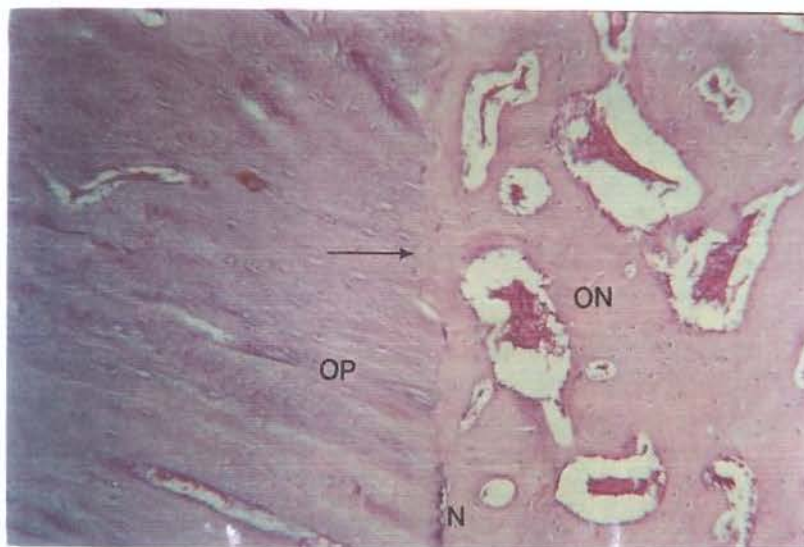


Fig.16. Observar neoformação óssea, região limite (seta) entre osso neoformado (ON) e osso preexistente (OP) e discreta área de necrose (N). Grupo Serra Oscilatória, 40 dias H.E. 10x.

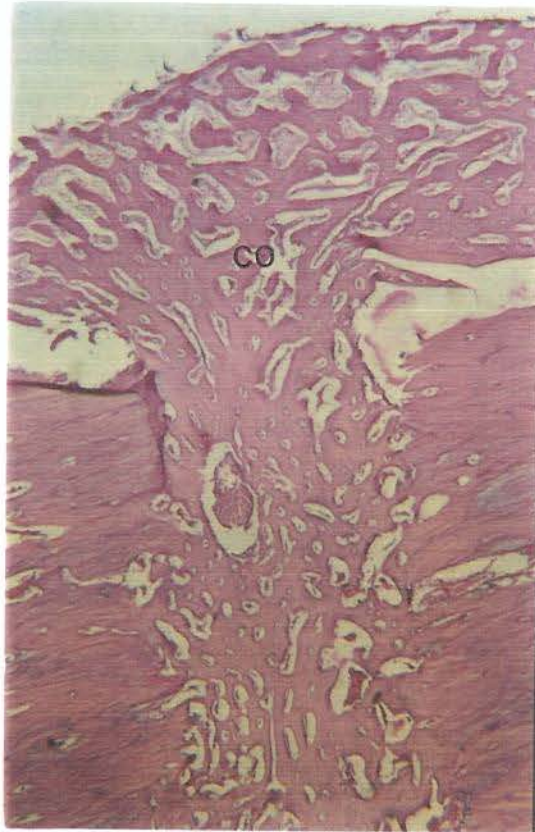


Fig.17. Observar presença de calo ósseo (CO) fora da área do defeito. Grupo Serra Oscilatória, 40 dias H.E. 2,5x.



Fig.18. Visão panorâmica do defeito. Notar presença de tecido conjuntivo (C), discretas trabéculas (T) e áreas de necrose nas margens do defeito (setas). Grupo Serra Reciprocante, 10 dias H.E. 2,5x.

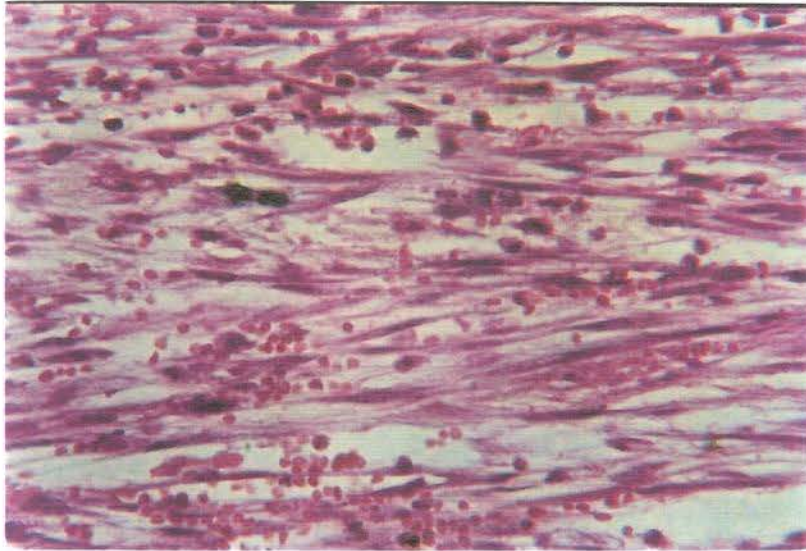


Fig.19. Notar presença de focos hemorrágicos e células inflamatórias. Grupo Serra Reciprocante, 10 dias H.E. 40x.

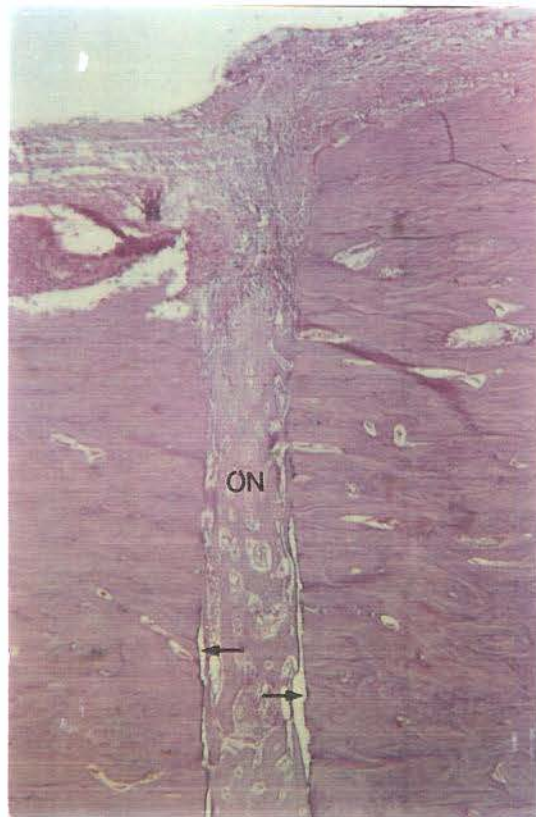


Fig.20. Visão panorâmica do defeito. Notar presença do osso neoformado (ON) preenchendo quase todo o defeito e áreas de necrose nas margens (setas). Grupo Serra Reciprocante, 20 dias H.E. 2,5x.

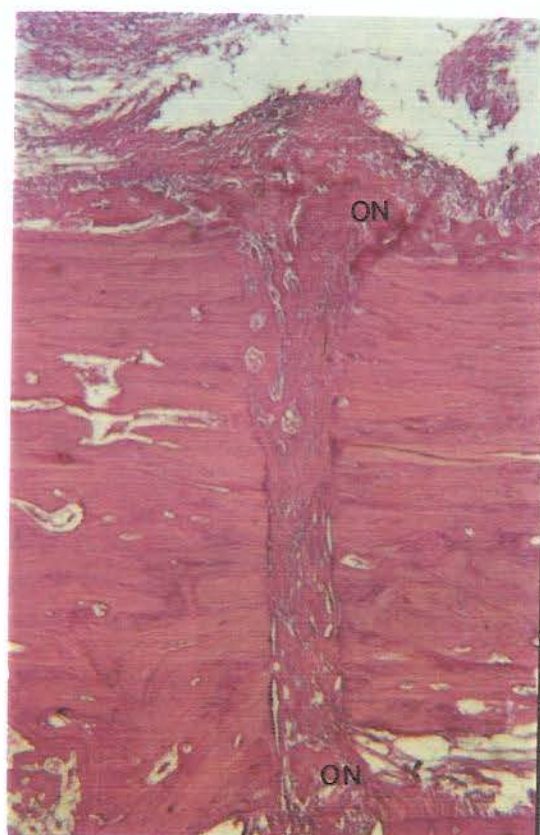


Fig.21. Visão panorâmica do defeito. Observar formação de osso novo (ON) partindo das margens, assoalho e periosteio. Grupo Serra Reciprocante, 20 dias H.E. 2,5x.

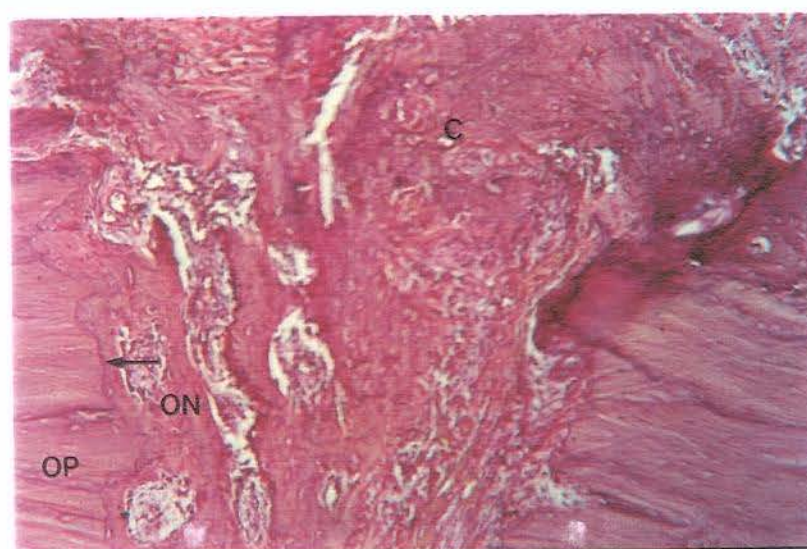


Fig.22. Observar limite (seta) entre osso neoformado (ON) e osso preexistente (OP), presença de tecido conjuntivo (C) e focos hemorrágicos. Grupo Serra Reciprocante, 20 dias. H.E. 10x.

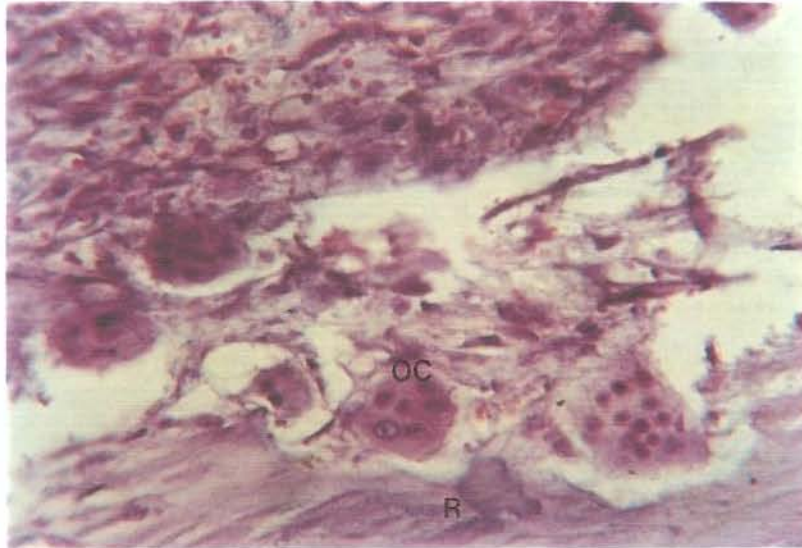


Fig.23. Observar áreas de reabsorção (R) com presença de osteoclastos (OC). Grupo Serra Reciprocante, 20 dias H.E. 40x.

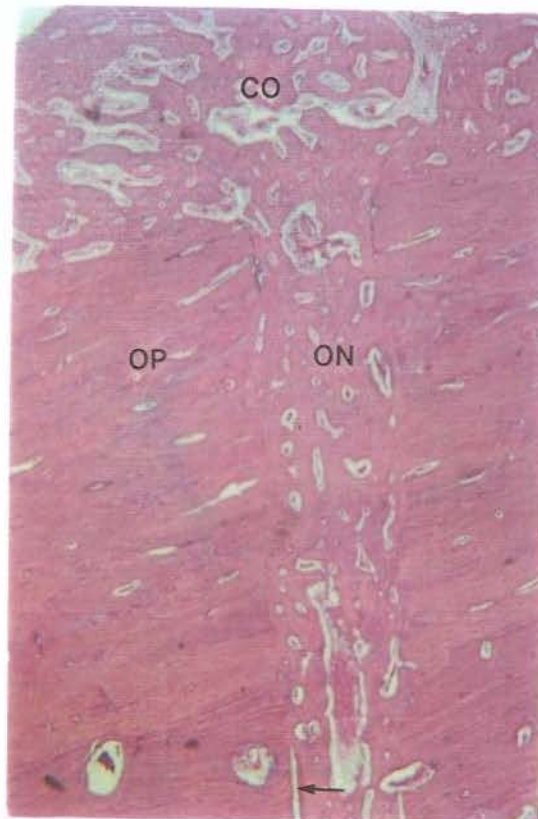


Fig.24. Visão panorâmica do defeito. Notar presença de osso neoformado (ON) originando-se da bordas laterais, assoalho e periosteio preenchendo todo o defeito. Observar ainda presença de calo ósseo (CO) fora do corte e pequena área de necrose (seta). Grupo Serra Reciprocante, 40 dias H.E. 2,5x.

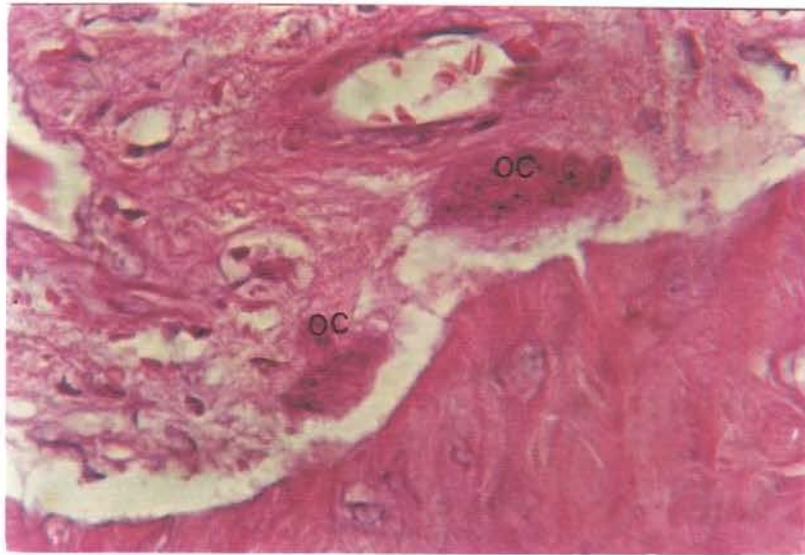


Fig.25. Observar atividade de remodelação no calo ósseo comprovada pela presença de osteoclastos (OC). Grupo Serra Reciprocante, 40 dias H.E. 40x.



Fig.26. Notar limite (seta) entre osso neoformado (ON) e osso preexistente (OP). Grupo Serra Reciprocante, 40 dias H.E. 40x.

SUMMARY

11. SUMMARY

The aim of this study was to analyse histologically, in mandibles of dogs, the bone healing process defects surgicall defects made with cross-cut fissure bur, oscillating saw and reciprocating saw.

Eleven dogs were used and in each one was done, bilateraly, bone defects with 15 mm in depth. The animals were divided in three groups and killed at post-operative periods of 10, 20 e 40 days.

The optic microscopy analysis showed new bone formation in all samples, although they different rate. The cross-cut fissure bur group showed lower rate bone healing when compared with the oscillating saw and the reciprocating saw groups. This difference was more expressive in post-operative periods of 10 and 20 days.

Título em Inglês: “Bone healing after osteotomy with cross-cut fissure bur, oscillating saw and reciprocating saw. Histological study in dogs.

Key Words: Osteotomy, Bone Healing, Bur, Saw

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

12. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. Abouzgia MB, James DF: Mensuraments of shaft speed while drilling through bone. *J Oral Maxillofac Surg* 53:1308-1315, 1995
2. Abouzgia MB, Symington JM: Effect of drill speed on bone temperature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 25:394-399, 1996
3. Agren E, Arwill T: High-speed or conventional dental equipment for the removal of bone in oral surgery. A histologic and microradiographic study on bone repair in the rabbit. *Acta Odontol Scand* 26:233-246, 1968
4. Bodecker CF: Demonstration of possible ill effects of heat on the pulp caused by rapid operative technic. *J A D A* 26:527-532, 1939
5. Bonfield W, Li CH: The temperature dependence of the deformation of bone. *J Biomech* 1:323-329, 1968
6. Boyne PJ: Histologic response of bone to sectioning by high-speed rotary instruments. *J Dent Res* 45:270-276, 1966
7. Boyne PJ: Osseous healing after oblique osteotomy of the mandibular ramus. *J Oral Surg* 25:125, 1966

* De acordo com as normas de publicação do *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1997

8. Carvalho PSP, Okamoto T, Carvalho ACP: Processo de reparo de feridas de extração denta. Influência da irrigação e da curetagem e irrigação. Estudo histológico em ratos. RGO 31:19-22, 1983
9. Carvalho PSP, Junior RR, Sanches MG, Jaef SB: Ação das brocas para implantes com e sem irrigação externa. Estudo histológico em coelhos. RGO 42:171-173, 1994
10. Christie J: Surgical heat injury of bone. Injury 13:188-190, 1981
11. Converse JM: External skeletal fixation of fractured mandibles. J Oral Surg 1:210-214, 1943
12. Costich ER, Youngblood PJ, Walden JM: A study of the effects of high-speed rotaty instruments on bone repair in dogs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 17:563-571, 1964
13. Deebach RF: Healing process following the removal of teeth where injury greater than that sustained in simple extraction is involved. Northwestern Univ D Res Grad Quar Bul 35:4, 1935. *Apud* Simpson HE: Healing of surgical extraction wounds in macacus rhesus monkeys: The effect of burs. J Oral Surg Anesth & Hosp DS 19:3-9, 1961
14. Eriksson AR, Adell R: Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. J Oral Maxillofac Surg 44:4-7, 1986

15. Eriksson AR, Albrektsson T: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury. A vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 50:101-107, 1983
16. Eriksson AR, Albrektsson T: The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg* 42:705-711, 1984
17. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B: Heat caused by drilling cortical bone. *Acta Orthop Scand* 55:629-631, 1984
18. Eriksson AR, Albrektsson T, Grane B, Mcqueen D: Thermal injury to bone. A vital microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg* 11:115-121, 1982
19. Feinberg SE, Larsen PE: Healing of traumatic injuries, in Fonseca RJ, Walker RV (ed 1): *Oral and Maxillofacial Trauma*. Philadelphia, PA, Saunders, 1991, 1:13-57
20. Fister J, Gross BD: A histologic evaluation of bone response to bur cutting with and without water coolant. *Oral Surg* 49:105-111, 1980
21. Haider R, Watzek G, Plenck H: Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *J Oral Maxillofac Implants* 8:83-90, 1993
22. Hall RM: Surgical removal of impacted teeth using air turbine unit. *J Oral Surg Anesth & Hosp Dent Serv* 17:3-7, 1959

23. Hall RM: The effect of high-speed bone cutting without the use of water collant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 20:151-153, 1965
24. Ham AW, Cormack DH: *Histologia* (ed 8). Rio de Janeiro, RJ, Guanabara Koogan, 1983, p 366-367
25. Henschel JC: The friction of revolving steel burs. *J A D A* 31:895-902, 1944
26. Hobkirk JA, Rusiniak K: Investigation of variable factors in drilling bone. *J Oral Surg* 35:968-973, 1977
27. Horton JE, Tarpley TM, Wood LD: The healing of surgical defects in alveolar bone produced with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surg* 39:536-546, 1975
28. Ivy RH, Curtis L: Recent experiences with skeletal fixation in fractures of the mandible. *J Oral Surg* 1:296-308, 1943
29. Jacobs RL, Ray RD: The effect of heat on bone healing: A disadvantage in the use of power tools. *Arch Surg* 104:687-691, 1972
30. Jeserich PH: Factors necessary to minimize thermal changes in tooth structures from operative procedures *New York J Dent* 5:275, 1935
31. Juniper RP, Stajcic Z: Pterygoid plate separation using na oscillating saw in Le Fort I osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg* 19:153-154, 1991
32. Killilea JF: Air-conditioned handpiece. *J A D A* 32:966-974, 1945

33. Kilpatrick HC: Removal of impacted third molars utilizing speeds up to 200.000 rpm. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 11:365-369, 1958
34. Krause WR, Bradbury DW, Kelly JE, Lunceford EM: Temperature elevations in orthopaedic cutting operations. *J Biomech* 15:267-275, 1982
35. Lanigan DT, Loewy J: Postoperative computed tomography scan study of the pterygomaxillary separation during the Le Fort I osteotomy using a micro-oscillating saw. *J Oral Maxillofac Surg* 53:1161-1166, 1995
36. Lavelle C, Wedgwood D: Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg* 38:499-503, 1980
37. Lurie R, Cleaton-Jones P, Vieira E, Sam C, Austin J: Effects of water and saline irrigation during bone cutting on bone healing. *Int J Oral Surg* 13:437-444, 1984
38. Matthews LS, Hirsch C: Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Jt Surg* 54-A:297-308, 1972
39. Mazorow HB: Bone repair after experimentally produced defects. *J Oral Surg Anesth & Hosp Dent Serv* 18:107-115, 1960
40. McFall TA, Yamane GM, Burnett GW: Comparison of the cutting effect on bone of an ultrasonic cutting device and rotary burs. *J Oral Surg* 19:200-209, 1961

41. Morse A: Formic acid-sodium citrate decalcification and butyl alcohol dehydration of teeth and bones for sectioning in paraffin. *J Dent Res* 24:143-153, 1945
42. Moskow BS, Bressman E: Cemental response to ultrasonic and hand instrumentation. *J A D A* 68:698-703, 1964
43. Moss DW, King EJ: Properties of alkaline-phosphatase fractions separated by starch-gel electrophoresis. *Biochem J* 84:192-195, 1962
44. Moss RW: Histopathologic reaction of bone to surgical cutting. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 17:405-414, 1964
45. Nelson JS, Orenstein A, Liaw LL, Berns MW: Mid-infrared erbium: YAG laser ablation of bone: The effect of laser osteotomy on bone healing. *Lasers Surg Med* 9:362-374, 1989
46. Niebergall CF, Mercuri LG: Intraoral vertical subcondilar osteotomy: A national survey. *J Oral Maxillofac Surg* 43:450-452, 1985
47. Okamoto T, Carvalho ACP, Saad-Neto M, Carvalho PSP: Efeitos de diferentes tipos de osteotomias sobre a reparação óssea. Estudo histológico em cães. *Rev Odont UNESP* 13:71-78, 1984

48. Okamoto T, Yamamoto ME, Sonoda CK: Processo de reparação óssea após osteotomia com instrumentos rotatórios de alta rotação. Estudo histológico em cães após emprego de dois tipos de brocas com e sem resfriamento. *Rev Bras Odont* 4:21-25, 1994
49. Perren SM, Huggler A, Russenberger M, et al: The reaction of cortical bone to compression. *Acta Orthop Scand (Suppl 125)*, 1969b
50. Peyton FA: Temperature rise and cutting efficiency of rotating instruments. *New York State D J* 18:439-450, 1952
51. Rafel SS: Temperature changes during high-speed drilling on bone. *J Oral Surg Anesth Hosp DS* 20:475-477, 1962
52. Reitzik M: Cortex-to-cortex healing after mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 41:658-663, 1983
53. Reitzik M, Schoorl W: Bone repair in the mandible: A histologic and biometric comparison between rigid and semirigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 41:215-218, 1983
54. Schram WR: A histologic study of repair in the maxillary bones following surgery. *J A D A* 16:1987-1997, 1929
55. Simpson HE: Healing of surgical extraction wounds in macacus rhesus monkeys: The effect of burs. *J Oral Surg Anesth & Hosp Dent Serv* 19:3-9, 1961

56. Small IA, Osborn TP, Fuller T, Hussain M, Kobernick S: Observations of carbon dioxide laser and bur in the osteotomy of the rabbit tibia. *J Oral Surg* 37:159-166, 1979
57. Spatz S: Early reaction in bone following the use of burs rotating at conventional and ultra speeds. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 19:808-816, 1965
58. Stern H, Nanney DL: *The Biology of Cells*. New York, John Wiley & Sons Inc, 1965, p 497. *Apud* Jacobs RL, Ray RD: The effect of heat on bone healing: A disadvantage in the use of power tools. *Arch Surg* 104:687-691, 1972
59. Thomas BOA: Effectiveness of chilled burs in eliminating pain. *J D Rest* 20:361-367, 1941
60. Thompson A, McConnell W S: Minor oral surgery. *Brit D J* 99:295, 1955. *Apud* Simpson HE: Healing of surgical extraction wounds in macacus rhesus monkeys: The effect of burs. *J Oral Surg Anesth & Hosp Dent Serv* 19:3-9, 1961
61. Thompson HC: Effect of drilling into bone. *J Oral Surg* 16:23-31, 1958
62. Wächter R, Stoll P: Increase of temperature during osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 20:245-249, 1991

63. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y: Heat distribution in bone during preparation of implant sites: Heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Surg* 7:212-219, 1992