

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**CARLOS EDUARDO GOMES DO COUTO FILHO
CIRURGIÃO DENTISTA**

**EFEITO DE BROCAS PARA IMPLANTES
SOBRE O TECIDO ÓSSEO.
ESTUDO HISTOLÓGICO EM CÃES.**

*Este exemplar foi
devidamente corrigido,
conforme resolução CPG
036/83
Piracicaba SP, 06 ABR 98
GP*

*Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
grau de Mestre em Clínica Odontológica,
Área de concentração em Cirurgia Buco-
Maxilo-Facial*

**PIRACICABA
1998**

C837e

33911/BC

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**CARLOS EDUARDO GOMES DO COUTO FILHO
CIRURGIÃO DENTISTA**

**EFEITO DE BROCAS PARA IMPLANTES
SOBRE O TECIDO ÓSSEO.
ESTUDO HISTOLÓGICO EM CÃES.**

*Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
grau de Mestre em Clínica Odontológica,
Área de concentração em Cirurgia Buco-
Maxilo-Facial*

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Passeri

**PIRACICABA
1998**

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	Unicamp
	0837e
V.	52
TOMBO S.	33911
PROC.	395/98
C	☐
D	☒
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	20/05/98
N.º CPD	

CM-00111271-4

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

0837e
~~6633e~~

couth
Gomes Filho, Carlos Eduardo ~~de Couto~~.
Efeito de brocas para implantes sobre o tecido ósseo. Estudo histológico em cães / Carlos Eduardo Gomes do Couto Filho. - Piracicaba, SP : [s.n.], 1998.
74f. : il.

Orientador : Luis Augusto Passeri.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantações dentárias. 2. Instrumentos e aparelhos dentários. 3. Ossos - Regeneração I. Passeri, Luis Augusto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Índices para o Catálogo Sistemático

1. Implantações dentárias
2. Instrumentos e aparelhos dentários
3. Ossos - Regeneração



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Mestrado**, em sessão pública realizada em 12/03/98, considerou o candidato aprovado.

1. Luis Augusto Passeri

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

2. Ronaldo Célio Mariano

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Ronaldo Célio Mariano", written over a horizontal line.

3. Renato Mazzonetto

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

*A Débora Mônica e Alexandre, razão de tudo.
Obrigado por entender.*

Ao **Professor Doutor Luis Augusto Passeri**, antes de orientador deste trabalho, exemplo profissional e pessoal, que continue podendo colaborar com o meu desenvolvimento profissional.

Ao **Professor Doutor José Ricardo de Albergaria Barbosa**, pela amizade, convivência e serenidade durante todo percurso desta etapa.

Ao **Professor Doutor Renato Mazzonetto**, exemplo de disponibilidade e colaboração, amizade e profissionalismo.

Ao **Professor Márcio de Moraes**, companheiro sempre simpático e atencioso, pela colaboração e ensinamentos.

Ao **Professor Roger William Fernandes Moreira**, amigo que, em muitos momentos, ajudou a prosseguir na caminhada até este patamar.

Ao **Amigo José Flávio Ribeiro Torezan**, profissional competente e pessoa abençoada, pelas conversas, discussões e orientações.

À **Amiga Maria Cândida de Almeida Lopes**, companheira nas pesquisas, no dia a dia e sempre que surgisse qualquer problema.

À **Sra. Sueli Cristina Scarassati Teixeira da Cruz**, pelo toque feminino no Centro cirúrgico, pela competência e paciência no andamento de nosso trabalho.

À **Alda Maria Rosa Trigo**, pela organização do ambiente cirúrgico e pelos conselhos sempre disponíveis.

Ao **Sr. Luis Guedes**, pela colaboração e dedicação no trato com os animais utilizados neste trabalho.

À **Sra. Heloisa Cecotti**, pela paciência e eficiência nos "achados" bibliográficos.

Ao *Amigo Prof. Dr. Ronaldo Célio Mariano*, companheiro de longa data, mestre em cordialidade e competência.

À *Prof.^a Maria Ângela Rodrigues*, pelo impagável auxílio no processamento histológico das peças e confecção das lâminas deste trabalho.

À *Técnica Andréa Aparecida dos Santos*, pela boa vontade e paciência durante os procedimentos laboratoriais.

Aos *Profs. Tomaz Henrique Araújo e Beno Kuehne*, pela disponibilidade e presteza na realização das fotos das lâminas.

A *Maria José Cezário*, exemplo de vida, pela coragem e alegria, pelo amor e incentivo, pela presença.

A *José Pedro Filho*, ponto de referência, pelas conversas e pelo silêncio, pelo incentivo e paciência, pela presença.

A *Maria Vitória Gomes*, porto seguro, pelo colo e a mão na cabeça, pela torcida e euforia, pela presença.

A *DEUS*, por permitir tudo isto.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

01. Listas	03
01.1. Lista de Abreviaturas	04
01.1.1. Abreviaturas	04
01.1.2. Abreviaturas e Palavras em latim	05
01.1.3. Abreviaturas dos periódicos	05
01.2. Lista de Figuras	06
02. Resumo	09
03. Introdução	11
04. Revisão da Literatura	15
05. Proposição	31
06. Material e Métodos	33
06.1. Procedimento Cirúrgico	34
06.2. Confecção das Cavidades	35
06.3. Seqüência de Brocas	38
06.4. Processamento Laboratorial	42
06.4.1. Identificação dos Fragmentos	42
06.4.2. Descalcificação	44
06.4.3. Desidratação	44
06.4.4. Diafanização	44
06.4.5. Inclusão	45
06.4.6. Microtomia	45
06.4.7. Coloração	45
07. Resultados	46
08. Discussão	60
09. Conclusões	65
10. Summary	67
11. Referências Bibliográficas	69

01. LISTAS

01.1. LISTA DE ABREVIATURAS

01.1.1. ABREVIATURAS

Unicamp - Universidade Estadual de Campinas

rpm - rotações por minuto

cpm - ciclos por minuto

N - Newton

° - grau

°C - grau Celsius

mm - milímetro

cm - centímetro

µm - micrómetro

mg - miligrama

kg - quilograma

h - hora

n° - número

S.A. - Sociedade Anônima

Ltda - Limitada

% - por cento

PMN - polimorfonucleados

PVPI - polivinilpirrolidona iodo

IMZ - Intramobile Zylinder

ITI - Internationales Team für orale implantologie

TF - Tissue Functional

NB - Nobel Biocare

Ip - Implamed

3i - Implants innovations, inc

HE - hematoxilina e eosina

01.1.2. ABREVIATURAS E PALAVRAS EM LATIM

et al. - e outros (abreviatura de *et alli*)

in vivo - em tecido vivo

in vitro - em laboratório

01.1.3. ABREVIATURAS DOS PERIÓDICOS

Arch Surg - Archives of Surgery

Acta Odontol Scand - Acta Odontológica Scandinavica

Acta Orthop Scand - Acta Orthopedica Scandinavica

Int J Oral Maxillofac Implants - International Journal of Oral and
Maxillofacial Implants

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

Int J Oral Surg - International Journal of Oral Surgery

JADA - Journal of the American Dental Association

J Biomech - Journal of Biomechanic

J Bone Jt Surg - Journal of Bone Joint Surgery

J Dent Res - Journal of Dental Research

J Oral Anesth - Journal of Oral Anesthesia

J Oral Implantology - Journal of Oral Implantology

J Oral Maxillofac Surg - Journal of Oral and Maxillofacial Surgery

J Oral Surg - Journal of Oral Surgery

J Oral Surg Anesth & Hosp D Service - Journal of Oral Surgery
Anesthesia and Hospital Dental Service

J Prosthet Dent - Journal of Prosthetic Dentistry

Minerva Stomatol - Minerva Stomatology

NY Dent J - New York Dental Journal

Oral Surg - Oral Surgery

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

Quintessence Int - Quintessence International

Rev Bras de Odontol - Revista Brasileira de Odontologia

Rev Odontol UNESP - Revista Odontologica da Universidade Estadual de São Paulo

RGO - Revista Gaúcha de Odontologia

01.2. LISTA DE FIGURAS

Fig. 01.- Motor BLM 100 – Driller

Fig. 02.- Contra ângulo INTRAmatic 29A com cabeça INTRA 67CN

Redutor 2:1 – Kavo

Fig. 03.- Contra ângulo INTRAmatic 29A – Kavo

Fig. 04.- Cabeça INTRA 67CN Redutor 2:1 – Kavo

Fig. 05.- Seqüência de Brocas – Sistema Nobel Biocare (NB)

Broca guia esférica (A); Broca de 2 mm (B);

Broca de transferência de 2 para 3 mm (C);

Broca de 3 mm (D)

Fig. 06.- Seqüência de Brocas – Sistema Implamed (Ip)

Broca guia esférica (A); Broca de 2 mm (B);

Broca de transferência de 2 para 3 mm (C);

Broca de 3 mm (D)

Fig. 07.- Sequência de Brocas – Sistema 3i

Broca guia esférica (A); Broca de 2 mm (B);

Broca de transferência de 2 para 3 mm (C);

Broca de 3 mm (D)

Fig. 08.- Observar regularidade de corte, com tecido ósseo (A) e área de hemorragia (B). NB HE 10X

Fig. 09.- Aspecto panorâmico do corte, evidenciando a presença de hemorragia (A) em toda extensão do corte. Ip HE 2,5X

Fig. 10.- Área limite entre cortical vestibular (A) e medular (B).

Observar área sugestiva de fratura na margem interna da cortical vestibular (C). Ip HE 10X

Fig. 11.- Área de fratura da face interna da cortical vestibular. Ip HE 20X

Fig. 12.- Área de corte evidenciando parede bastante regular (A), hemorragia (B) e esquirolas ósseas (C). NB HE 10X

Fig 13.- Áreas de hemorragia (A) e irregularidade no ângulo interno da cortical vestibular (B). Ip HE 10X

Fig. 14.- Observar áreas hemorrágicas (A) e vasos congestos (B). 3i HE 20X

Fig. 15.- Aspecto de erosão em parede interna do corte (A), porém sem áreas de necrose. Ip HE 2,5X

Fig. 16.- Aspecto panorâmico evidenciando regularidade de corte (A), hemorragia (B), esquirolas ósseas, cortical vestibular (V) e medular (M). NB HE 2,5X

Fig. 17.- Aspecto panorâmico evidenciando a presença de hemorragia (A), esquirolas ósseas (B), cortical vestibular (V) e medular (M). Ip HE 2,5X

Fig. 18.- Observar presença de esquirolas ósseas (A) e vasos congestos (B). 3i HE 2,5X

Fig. 19.- Área de término de perfuração, com presença de concavidade na parede interna do corte (A). 3i HE 10X

Fig. 20.- Área sugestiva de necrose ou de maior coloração pela hematoxilina devido às irregularidades da parede (A).
3i HE 20X

Fig. 21.- Presença de área hemorrágica em região de ângulo interno da cortical vestibular (A). 3i HE 20X

Fig. 22.- Área hemorrágica com vários neutrófilos polimorfonucleados.
NB HE 40X

Esquema nº 1.- Desenho esquemático do procedimento de remoção dos fragmentos ósseos.

Quadro nº 1.- Identificação dos fragmentos

02. RESUMO

O sucesso do tratamento, através da colocação de implantes, exige leitos receptores adequados, para que ocorra uma osseointegração ideal.

O equipamento utilizado para a confecção destas cavidades deve ser o mais preciso possível, devendo promover cortes com paredes bastante regulares e sem áreas de necrose.

Com o objetivo de avaliar histologicamente, o efeito das brocas para implantes sobre o tecido ósseo utilizou-se sete cães, confeccionando-se, na mandíbula de cada um deles, orifícios para colocação de implantes, seguindo a seqüência de brocas sugerida pelos fabricantes dos sistemas Nobel Biocare, Implamed e 3i.

Após a confecção das cavidades, removeu-se o fragmento ósseo, e executou-se cortes semi-seriados de 6 μ m, no sentido do longo eixo dos cortes, e coloração com hematoxilina e eosina.

A avaliação microscópica mostrou cortes regulares com poucas áreas de necrose e esquirolas ósseas, evidenciando que a técnica utilizada foi adequada, atestando a qualidade das brocas.

Título em português: Efeito de brocas para implantes sobre o tecido ósseo. Estudo histológico em cães.

Unitermos: Implantes Dentários, Instrumentos Dentários, Regeneração Óssea

03. INTRODUÇÃO

O avanço tecnológico tem propiciado o desenvolvimento de novos equipamentos e materiais. Os sistemas de implante dental têm apresentado, a cada dia, novos tipos de instrumentos, motores e brocas inclusive para o preparo das cavidades que receberão os implantes. Sistemas com os mais variados tipos de brocas, com irrigação interna ou externa, uni ou multilaminares, graduadas ou não, estão no mercado, visando propiciar ao cirurgião dentista, capacitado para a colocação destes implantes, melhores resultados durante os períodos trans e o pós operatório, garantindo, assim, um maior sucesso do tratamento.

O conhecimento do processo de reparo ósseo vem demonstrar a necessidade de se obter técnicas, de inserção de implantes, que causem o mínimo traumatismo, garantido pelo desenvolvimento de processos inflamatórios reduzidos e controlados. **JUNQUEIRA & CARNEIRO²⁶ (1982)** já demonstraram que uma somatória de reações teciduais ocorrem durante a reparação óssea após traumatismos geradores de fraturas. Ocorre uma hemorragia local, pelo rompimento dos vasos localizados na região afetada, e destruição de matriz óssea com morte celular junto à área lesada. Segue-se, assim, um processo inflamatório que, inicialmente, visa a remoção do coágulo e restos celulares através de processos fagocitários. No local, há proliferação fibroblástica com posterior formação de tecido ósseo imaturo, constituindo, então, o calo ósseo.

O mesmo processo de reparação óssea se dá ao nível do alvéolo dental após traumatismos gerados pela extração dentária, com algumas particularidades (**PERRI DE CARVALHO & OKAMOTO³⁹, 1987**). Ocorre uma proliferação celular, angioblástica e fibroblástica, com posterior formação de tecido conjuntivo, ocupando toda a cavidade inicialmente preenchida por coágulo sangüíneo. Segue-se a maturação do

tecido conjuntivo, com posterior formação de uma matriz óssea e mineralização desta matriz.

Com a volta do osso à função, às custas de novos estímulos mastigatórios, ou com o restabelecimento da porção óssea fraturada, ocorre um processo de remodelação das estruturas reparadas através de uma constante atividade osteoclástica e osteoblástica, muitas vezes percebida desde os estágios iniciais do processo. Vários tipos de brocas têm sido descritas, exaltando vantagens de determinados tipos sobre outros (KRAUSE et al.²⁹, 1982), sobre o desenho de determinada broca (KAY et al.²⁷, 1991), ou sobre diferentes tipos de brocas de diferentes sistemas de implantes (WATANABE et al.⁵⁰, 1992), ou, ainda, sobre o tipo de material utilizado na confecção das brocas (OKAMOTO et al.³⁸, 1994).

A utilização de agentes de irrigação tem sua importância embasada em inúmeros trabalhos comprovando sua eficácia, independente do agente utilizado, tais como os trabalhos de COSTICH et al.¹² (1964), LAVELLE & WEDGWOOD³⁰ (1980), OKAMOTO et al.³⁷ (1984), FAGNONI et al.¹⁸ (1991) e CARVALHO et al.¹⁰ (1994).

Assim, a adaptação de implantes, pelos sistemas de osseointegração, deve propiciar uma formação óssea adequada, em íntima relação com o material implantado.

A nível de microscopia ótica, “a osseointegração implica em uma firme, direta e definitiva conexão entre o osso vivo e o implante, sem interposição tecidual entre implante e osso, e com uma adequada distribuição de forças quando em função (ADELL et al.⁴, 1981).” Para isso, torna-se fundamental o bom conhecimento científico das estruturas anatômicas envolvidas com o implante, associado ao adequado

instrumental apropriado para a realização de técnicas, o menos traumáticas possíveis.

04. REVISÃO DA LITERATURA

As agressões ao tecido ósseo, decorrentes de procedimentos cirúrgicos, têm sido motivo de preocupação desde os mais remotos períodos da história. O desenvolvimento das técnicas cirúrgicas propiciam menores traumas aos tecidos com conseqüente melhoria dos períodos pós-operatórios. Para a realização de osteotomias têm sido utilizados os mais variados tipos de instrumentos, tais como cinzéis à pressão manual (MAZOROW³³, 1960, OKAMOTO et al.³⁷, 1984) cinzel e martelo (OKAMOTO et al.³⁷, 1984), serras (KRAUSE et al.²⁹, 1982) e instrumentos rotatórios montados com brocas (COSTICH et al.¹², 1964; ERIKSSON & ALBREKTSSON¹⁵, 1984; OKAMOTO et al.³⁷, 1984; ERIKSSON & ADELL¹³, 1986; FAGNONI et al.¹⁸, 1991; SISK et al.⁴⁴ 1992; HAIDER et al.²⁰, 1993; BOYNE & HERFORD⁸, 1994; CARVALHO et al.¹⁰, 1994; OKAMOTO et al.³⁸, 1994;).

Considerando-se os instrumentos rotatórios, as agressões ao tecido ósseo podem variar, segundo alguns fatores que determinam respostas locais, capazes de definir o sucesso ou insucesso pós-operatório. Tais fatores relacionam-se com velocidade de rotação (FAGNONI et al.¹⁸, 1991; THOMPSON⁴⁷, 1958), tipo ou ausência de irrigação provocando variações de temperatura (HENSCHER²², 1944; PEYTON⁴⁰, 1951; McFALL et al.³⁴, 1961; RAFEL⁴², 1962; MOSS³⁶, 1964; LURIE et al.³¹, 1984), tipos de brocas (MATHEWS & HIRSCH³², 1972; LAVELLE & WEDGWOOD³⁰, 1980) e habilidade do operador (HOBKIRK & RUSINIAK²³, 1977; ERIKSSON et al.¹⁶, 1984)

Considerando o uso de brocas de aço sem irrigação, HENSCHER²² (1944) utilizou brocas a 2.000 rpm sob irrigação e afirmou que a utilização de um "controle térmico" se aplicava, não

somente na preparação de cavidades de dentina mas, também, em cirurgias com envolvimento do tecido ósseo.

Algumas pesquisas, com instrumentos rotatórios, utilizavam como parâmetros os efeitos causados pelo aumento de temperatura no elemento dentário durante o corte de esmalte e dentina, com velocidades superiores a 11.300 rpm. **VAUGHN & PEYTON⁴⁸ (1951)** concluíram que a máxima temperatura é desenvolvida em torno de 10 segundos após o início da operação, que o tamanho do instrumento utilizado influencia na geração de calor, sendo que brocas de menor tamanho provocam menores temperaturas, que brocas de tungstênio produzem menores variações de temperatura que brocas de aço, quando utilizadas sob as mesmas condições e que, tanto o aumento da pressão quanto o aumento da velocidade, influenciam diretamente na geração de calor.

Avaliando, histologicamente, a resposta óssea a várias velocidades de corte, **THOMPSON⁴⁷ (1958)** verificou que a velocidade de 500 rpm era a que provocava as melhores respostas histológicas e menor variação térmica imediatamente após o corte. Porém não excluía a possibilidade de necrose asséptica e sugeria que novos estudos, com diferentes intervalos de tempo e velocidades, poderiam ajudar a determinar a melhor forma de prevenir a necrose térmica.

Diante do problema de remoção de tecido ósseo ao redor de terceiros molares impactados, **KILPATRICK²⁸ (1958)** afirmou que as técnicas cirúrgicas com utilização de alta rotação, acima de 200.000 rpm, representavam um significativo avanço na cirurgia bucal.

Considerando-se a necessidade de diminuição dos efeitos do aumento de temperatura, **PEYTON⁴⁰ (1951)** concluiu que a utilização do jato de água ou do jato de água e ar apresentavam-se bastante eficazes, quando utilizados com altas velocidades (entre 30.000 e 170.000 rpm) e

que a escolha dependia do profissional levando-se em conta a conveniência, melhor visão ou qualquer outra qualidade.

O instrumento de alta rotação apresenta todas as qualificações para remoção de osso, sendo delicado e extremamente preciso. Foi o que concluiu **MAZOROW³³ (1960)** quando comparou, radiografica e histologicamente, o reparo ósseo após a produção de defeitos ósseos, experimentais, em mandíbulas de cães através da utilização de alta rotação, em torno de 200.000 rpm, ultra-som com 29.000 cpm e cinzéis, todos sob refrigeração.

Também, comparando equipamentos de ultra-som com instrumentos rotatórios, sob os pontos de vista radiográfico e histológico, **McFALL et al.³⁴ (1961)** verificaram que as reações mais severas, tais como reparo irregular e calcificação incompleta ou ausente das feridas, ocorreram, para ambos instrumentos, quando não se utilizou irrigação. Por outro lado as reações foram mais discretas, tanto com irrigação, quanto sem, quando se utilizou brocas com 4.000 rpm.

Analisando as feridas produzidas pela remoção cirúrgica de dentes, utilizando-se instrumentos rotatórios, quando comparadas às feridas produzidas pela extração com fórceps, **SIMPSON⁴³ (1961)** concluiu que a forma do processo alveolar é alterada pela remoção óssea durante a cirurgia e que este osso não é repostado durante o processo de reparo. Além disto os inúmeros fragmentos ósseos produzidos pela ação da broca estão associados a consideráveis infiltrados inflamatórios, o que seria responsável por um atraso na epitelização destas feridas, fato este que poderia ser controlado através de irrigação com solução salina.

RAFEL⁴² (1962) demonstrou que o uso do alta rotação, com irrigação de água, reduzia o tempo operatório e as complicações pós operatórias, além de ser muito bem tolerado pelo paciente.

Os agentes de irrigação reduzem o dano ao osso, o aumento ao dano ósseo não é produzido por cortes em alta rotação ao redor de 200.000 a 300.000 rpm e os efeitos no osso são similares ou ainda menores que aqueles observados em velocidades ao redor de 40.000 a 80.000 rpm com irrigação adequada (MOSS³⁶,1964).

Avaliando, radiográfica e microscopicamente, a resposta do osso aos instrumentos rotatórios de alta velocidade, quando comparados com instrumentos rotatórios convencionais, **COSTICH et al.¹² (1964)** verificaram que, radiograficamente, os cortes feitos com alta velocidade e irrigação mostraram menor grau de comprometimento que outros tipos de corte e o efeito do calor era menor, e, microscopicamente, a reparação inicial era mais rápida, bem como a evolução nos cortes produzidos por estes instrumentos.

Realizando cortes longitudinais em fêmur de porco e analisando histologicamente as peças obtidas em intervalos entre 1 e 30 dias, **HALL²¹ (1965)** afirmou que a reação a cortes realizados sem utilização de refrigeração por água não demonstrou necrose óssea e que a taxa de reparo foi normal, a reação inflamatória foi mínima e confinada à área do trauma sem que fosse observado, em nenhum momento, necrose ou seqüestro ósseo.

A presença da formação, ao longo da margem de corte do osso, de uma linha basofílica, provavelmente em função de alterações na matriz orgânica, foi observada por **SPATZ⁴⁵ (1965)**, porém o autor não relacionou este fato ao efeito térmico produzido pelo corte.

Trabalhando em sítios ósseos diferentes, processo alveolar mandibular e fêmur de cães e utilizando instrumentos rotatórios em diferentes rotações, 200.000 rpm e 5.000 rpm, **BOYNE⁷ (1966)** verificou que o preparo cirúrgico foi causador de defeitos não complicados.

Segundo o autor, histologicamente, ocorreram algumas diferenças morfológicas nas respostas de reparo sem que estas diferenças indicassem efeitos vantajosos de um ou outro procedimento cirúrgico. Afirmar, também, que estes resultados, quando comparados com vantagens, previamente demonstradas, do uso de alta rotação, serve como suporte para o seu uso em procedimentos cirúrgicos bucais.

Mudanças na circulação são resultado do trauma que interfere na saúde óssea. **ÅGREEN & ARWILL⁰⁵ (1968)** concluíram, através de radiografias, que a taxa de formação do tecido ósseo lesado era comparável com as secções histológicas, quando se estabelecia uma relação entre tecido mole e a formação do novo osso.

Trabalhando em rádio de ratos, **JACOBS & RAY²⁵ (1972)** verificaram que uma elevação de temperatura em torno de 5°C ocorria tanto no leito receptor de um enxerto quanto no osso, quando uma broca dental era utilizada e que este aumento limitava-se a 3°C quando utilizava-se irrigação.

Medidas da elevação de temperatura e da duração desta elevação foram feitas em corticais de fêmur humano, utilizando-se força acima de 118 N, enquanto perfurava em várias velocidades e analisando os efeitos das brocas guias, da irrigação, do preparo prévio com brocas de menor diâmetro e da colocação do parafuso obturador. Distâncias específicas da broca, assim como taxas específicas de rotação e níveis de pressão aplicados às brocas, foram avaliados por **MATTHEWS & HIRSCH³² (1972)**. Eles concluíram que as condições das brocas são extremamente importantes, que brocas com maior tempo de uso provocam um acréscimo nas taxas de elevação de temperatura, que a irrigação manual é muito efetiva na limitação do aumento da temperatura, que a irrigação guiada deve ser iniciada assim que o corte se inicie, que o

preparo se inicie com brocas de menor calibre, que a pressão faz com que o corte seja mais rápido, diminuindo, assim, o tempo de perfuração e, conseqüentemente, obtendo médias de temperatura menores, e que a somatória destes fatores funciona como método de limitação da elevação excessiva da temperatura.

HORTON et al.²⁴ (1975) realizaram uma comparação histológica dos efeitos causados por ultra-som, baixa rotação e cinzel sob irrigação, na reparação do osso alveolar de cães e verificaram que, imediatamente após a cirurgia, a broca com uma velocidade de 12500 rpm, produziu um corte com uma superfície extremamente lisa sem separação de lamelas ósseas.

Em um trabalho comparativo, entre seis tipos de brocas, montadas em instrumentos de alta e baixa rotação, com vinte diferentes operadores trabalhando, *in vitro*, em cortical mandibular bovina, **HOBKIRK & RUSINIAK²³ (1977)** concluíram não haver grandes diferenças de comportamento entre os vários tipos de brocas utilizados e que o operador, devido a características próprias, seria um fator determinante do resultado obtido, uma vez que foram encontradas diferenças entre as forças aplicadas que variaram entre 6 e 24 N, afirmaram que o instrumento mais adequado para determinado procedimento seria o que mais se adaptasse às conveniências e habilidades de cada profissional.

A comparação entre irrigação e não irrigação durante o preparo de cavidades utilizando-se instrumentos rotatórios tem sido constantemente avaliada, como no trabalho desenvolvido por **LAVELLE & WEDGWOOD³⁰ (1980)** no qual utilizaram dois modelos de brocas sob baixa rotação e com irrigação interna, externa e sem irrigação, *in vitro*, em cortical de fêmur humano e concluíram que o calor friccional gerado durante o corte do osso é reduzido pela irrigação interna quando

comparada com a irrigação externa ou com a não irrigação. Seguindo esta linha, **FISTER & GROSS¹⁹ (1980)**, após realizarem vários cortes, em face lateral de mandíbula de 36 cães, utilizando irrigação e não irrigação, observaram, histologicamente, uma marcante retração do coágulo nas paredes dos cortes realizados sem irrigação, enquanto os cortes com irrigação demonstraram coágulos mais firmemente aderidos e mais bem organizados; a formação do osso é menos madura nos cortes feitos sem irrigação comparando-se um mesmo período. A inflamação e necrose ósseas foram mínimas ou ausentes em todos os cortes produzidos sob irrigação, e os defeitos produzidos sem irrigação exibiram cicatrização mais tardia.

A possibilidade de lesões celulares e capilares, bem como ao sistema harvesiano, por métodos utilizados para implantação de pinos para redução de fraturas, foi discutida por **CHRISTIE¹¹ (1981)** através da publicação de uma série de quatro casos de fraturas, três femurais e uma tibial, em pacientes nos quais ocorreram necrose após a inserção destes pinos.

Em um estudo, *in vivo*, utilizando implantes de titânio, **ERIKSSON et al.¹⁷ (1981)** analisaram, microscopicamente, o tecido ósseo durante o preparo. Através de medidas de temperatura feitas simultaneamente aos preparos, fizeram uma descrição dos efeitos do calor e as injúrias térmicas ao osso. As reações teciduais a determinadas temperaturas foram acompanhadas e registradas através de filmes e diapositivos. Eles observaram que a velocidade do fluxo sanguíneo, durante o aquecimento, até uma temperatura de 53°C, inicialmente aumentou, a 53°C o fluxo sanguíneo cessou em alguns vasos e tornou-se lento em outros. Dois dias após o aquecimento, o fluxo sanguíneo cessou nos vasos pré-existentes. Gradualmente todos os vasos originais foram

substituídos, sem o desenvolvimento de novos caminhos vasculares. A temperatura de 53°C, abaixo do ponto de desnaturação da fosfatase alcalina, causou uma injúria óssea irreversível, após o que a cura ocorrerá a partir dos tecidos vizinhos.

Trabalhando com confecção de osteotomias, em cortical de osso bovino, *in vitro*, utilizando brocas a 20.000 e 100.000 rpm e serras reciprocantes a 200.000 cpm, **KRAUSE et al.²⁹ (1982)** afirmaram que as elevações de temperatura causadas durante os procedimentos realizados é suficiente para causar necrose térmica no tecido ósseo. Os autores concluíram, ainda, que a velocidade de rotação apresentou diferentes resultados conforme o modelo de broca utilizado, sendo que para a broca esférica não houve diferença significativa entre as diversas rotações, enquanto que para a broca "alongada", tipo pera, menores rotações produziram menores variações de temperatura. Da mesma forma, os autores relatam que as serras apresentam diferenças na geração de calor, quando apresentam diferentes ângulos de inclinação dos dentes da serra.

ERIKSSON & ALBREKTSSON¹⁴ (1983) analisaram as mudanças no tecido ósseo após aumento de temperatura em uma média de 47° a 50°C e confirmaram a importância do controle do trauma cirúrgico como um fator direto na saúde óssea. Os autores lembraram que o controle do trauma cirúrgico era somente um fator importante entre tantos que gerariam sucesso de um procedimento de implante.

Avaliando os efeitos de diferentes tipos de osteotomia sobre a reparação óssea em mandíbula de cães, **OKAMOTO et al.³⁷ (1984)** utilizaram instrumentos de alta rotação, com e sem resfriamento, baixa rotação, com resfriamento, e cinzel a pressão de martelo e observaram que as cavidades ósseas produzidas por instrumentos rotatórios sob baixa rotação foram as que sofreram alterações mais profundas, com

considerável atraso do processo de reparo e que as cavidades produzidas por broca sob alta rotação, sem resfriamento, produziram menos retardo no processo de reparo. As cavidades preparadas sob alta rotação com resfriamento e com cinzel e martelo tiveram processos de reparo semelhantes, apesar da diferença de regularidade das superfícies sendo a preparada com broca sob alta rotação muito mais regular.

Apesar de não encontrarem diferenças no reparo, após 56 dias, de defeitos ósseos preparados em mandíbulas de macacos, **LURIE et al.³¹ (1984)** recomendaram a utilização de irrigação durante cirurgias ósseas, porque esta promovia uma maior eficiência de corte das brocas, reduzia os efeitos do calor no osso e minimizava a chance de deslocamento do coágulo sanguíneo. Afirmaram, ainda, que a saúde do tecido ósseo não é influenciada pelo tipo de agente de irrigação utilizado, sugerindo que a escolha do mesmo dependia da preferência do operador.

Os efeitos deletérios do calor na regeneração óssea foram demonstrados por **ERIKSSON & ALBREKTSSON¹⁵ (1984)** que utilizando implantes de titânio, com um elemento indutor de aumento de temperatura e um termômetro acoplados a ele, verificaram as alterações ocorridas a uma distância de 0,5 mm da periferia do implante e por um período de 1 minuto. Concluíram que o osso é mais sensível ao calor do que se acreditava, a temperatura limite para prejudicar a reparação óssea situou-se na faixa de 44° C a 47° C, com um período de exposição de 1 minuto, e que as técnicas convencionais de preparo ósseo poderiam provocar severos distúrbios à capacidade de reparação do tecido ósseo. A exposição do tecido à temperatura de 50°C, por 1 minuto, extinguiu completamente a capacidade regenerativa do osso, já reduzindo-se a temperatura a 47°C, por 1 minuto, ocorreu uma redução dos efeitos adversos no processo de reparo e o aquecimento a 44°C, por 1 minuto,

não causou, na regeneração tecidual, distúrbios observáveis, estatisticamente significantes.

Medidas de temperatura, sob condições clínicas, *in vivo*, foram feitas por **ERIKSSON et al.¹⁶ (1984)**. Os autores executaram perfurações na cortical da diáfise femural, de coelhos, compararam o aumento de temperatura quando da perfuração da cortical femural medial e lateral de cães, e mediram a variação de temperatura quando da inserção de parafusos para a fixação de placas para redução de fraturas de fêmur, em humanos. Os autores concluíram que as variações de temperaturas entre as diferentes espécies ocorreram em função da diferença de espessura entre as corticais ósseas. Outro fator que pode fazer variar a temperatura é a pressão utilizada pelo operador, além da dificuldade de irrigação, dependendo da posição de realização das perfurações, por exemplo na cortical óssea medial do fêmur de cães. Sugeriram que, em teoria, a utilização de irrigação interna contornaria este problema, entretanto alegaram que existe uma tendência de obliteração do orifício de irrigação pelos fragmentos produzidos no corte. Os limites de temperatura, atingidos em cães e humanos, excederam claramente os limites causadores de injúrias ósseas. Os autores afirmaram que os resultados obtidos, experimentalmente, em animais, não podem ser aplicados a situações clínicas, onde temperaturas muito altas são observadas mesmo quando irrigação com solução salina é utilizada.

A temperatura provocada durante cortes com brocas, de acordo com as técnicas de osseointegração, em mandíbulas humanas edêntulas, foi medida por **ERIKSSON & ADELL¹³ (1986)**, que concluíram que a perfuração não causa nenhum prejuízo à reparação óssea devido à produção de calor. As medidas foram feitas por um aparelho cuja extremidade situava-se a 0,5 mm da superfície da broca e separada desta

por uma parede cortical, quando da utilização da broca de transferência de 2 para 3 mm com baixa pressão e velocidade entre 1500 e 2000 rpm.

Temperaturas foram medidas diretamente, enquanto a confecção de cortes ósseos era realizada *in vivo* e *in vitro* variando a taxa de oscilação de serras e a irrigação. Foram observados picos de temperatura em torno de 130° C quando não se utilizava irrigação e que a irrigação associada à pressão constante era menos eficiente porque a solução não chegava ao local do corte. Somente irrigação com pressão intermitente diminuía a temperatura a valores menores que 47° C. Estes foram os resultados obtidos por **WÄCHTER & STOLL⁴⁹ (1991)**

A efetividade da solução mais comum para irrigação, soro fisiológico, associada à uma redução de velocidade de 100:1, trabalhando com velocidade de 60 rpm, foi avaliada por **FAGNONI et al.¹⁸ (1991)**, que concluíram que não existiram grandes variações térmicas no tecido ósseo, sendo a utilização de baixa velocidade mais simples e confortável para o paciente.

Observando que muita atenção tem sido dada aos implantes propriamente ditos e às próteses sobre implantes e que pouca ou nenhuma atenção tem sido dada aos equipamentos para o preparo dos leitos receptores dos implantes e, principalmente, às brocas utilizadas, **KAY et al.²⁷ (1991)** avaliaram o desenho de um determinado tipo de broca, "tri-spade drill", e afirmaram ser a única broca desenhada para este tipo de preparo, por trabalhar igualmente bem em todos os tipos de osso, independente da habilidade do operador.

A geração de calor no tecido ósseo ocorre independente do tipo de broca e do sistema utilizado. **WATANABE et al.⁵⁰ (1992)** compararam, na presença ou ausência de irrigação, os efeitos causados no tecido ósseo pelas brocas dos sistemas IMZ, Brånemark e ITI e concluíram que, sem

irrigação, a condição de dissipação de calor, em cada broca, varia de acordo com o corte feito pela broca ou com o sítio perfurado. O calor gerado persiste no osso depois que a broca é removida e a temperatura original retorna em torno de 60 segundos. A broca do tipo espiral requer maior tempo para gerar calor, com um aumento gradual de temperatura, broca do tipo esférica e tipo "cannon" executam o corte em menor tempo e com rápida geração de calor. A temperatura sem irrigação foi maior para qualquer broca do sistema IMZ, com irrigação, entretanto, nenhum calor foi gerado. Utilizando brocas do sistema ITI, observaram diferenças entre as brocas tipo espirais e "trephine" com ou sem irrigação, com inibição de calor pela irrigação. Utilizando brocas do sistema Brånemark, encontraram significativa diferença entre irrigação e não irrigação, indicando o efeito benéfico da irrigação.

Em um estudo *in vitro* utilizando irrigação interna ou externa, com diferentes velocidades e diferentes temperaturas do agente de irrigação, **SUTTER et al.⁴⁶ (1992)** concluíram que instrumentos de rotação contínua e com velocidade adequada são pré requisitos para uma boa qualidade de corte, e que a introdução da irrigação promove uma manutenção da vitalidade óssea, durante o procedimento cirúrgico.

Comparando a osseointegração de seis tipos de implantes, sob a luz das microscopias ótica e eletrônica, colocados em cães por um período de 5 meses, **SISK et al.⁴⁴ (1992)** afirmaram que a osseointegração inicial é semelhante a todos os tipos de implantes utilizados indicando que o tipo de material ou desenho e a condição de submersão do implante não são essenciais para que ocorra a osseointegração primária e, que a manutenção da osseointegração, a longo prazo, se deve à seleção de um material biocompatível, concomitante com a colocação do implante utilizando-se técnicas cirúrgicas o mais atraumáticas possível.

Alternando o uso de irrigação interna com irrigação externa e utilizando implantes IMZ em osso compacto e osso esponjoso, de tíbias de macacos, **HAIDER et al.²⁰ (1993)**, após alguns períodos que variaram em até 16 semanas sem função dos implantes, concluíram que a irrigação externa foi mais benéfica que a interna principalmente em osso compacto, que o osso esponjoso tolera melhor os aumentos de temperatura e reage com maior e mais precoce formação óssea, além disto o conjunto de brocas do sistema IMZ não garante orifícios congruentes e que o plasma de titânio pode sofrer abrasão mecânica.

OKAMOTO et al.³⁸ (1994) avaliaram, histologicamente, os efeitos da osteotomia sobre a reparação óssea, empregando dois tipos de brocas, com e sem resfriamento. Concluíram, dentro das condições experimentais, que o aquecimento excessivo ocasionado durante a osteotomia com brocas sob alta rotação, diamantada ou carbide, sem resfriamento, provoca alterações locais importantes, retardando profundamente o processo de reparo da loja cirúrgica. Observaram, ainda, que nas lojas cirúrgicas preparadas, com ou sem resfriamento, com broca "carbide" o processo de reparação óssea foi mais rápido e uniforme.

Utilizando um sistema específico, TF (Tissue Functional), **CARVALHO et al.¹⁰ (1994)** avaliaram, através de estudo histológico, a ação da irrigação externa na utilização das brocas a uma velocidade de 1800 rpm e concluíram que as mesmas apresentam alto poder de corte, que a velocidade é adequada e que a irrigação externa evita a osseonecrose promovendo superfícies mais regulares e livres de esquirolas ósseas.

O efeito da configuração das brocas cirúrgicas, na osseointegração de implantes dentais, foi discutida, através de um estudo piloto realizado por **BOYNE & HERFORD⁸ (1994)**. Os autores concluíram que, através

de avaliação histológica e histomorfométrica, não houveram diferenças, qualitativas ou quantitativas, quanto ao tipo específico do desenho das brocas.

A geração de calor em função da velocidade utilizada volta a ser discutida no trabalho de **ABOUZGIA & JAMES¹ (1995)**, que defendem a utilização de altas velocidades com aplicação de força o que diminuiria a geração de calor, uma vez que o tempo de perfuração seria menor. Defendem, ainda, a utilização de instrumentos de velocidade controlada uma vez que a velocidade operacional, com aplicação de forças elevadas, chega a ser 50% menor que a velocidade de rotação livre. **ALBREKTSSON⁶ (1995)**, discutindo este trabalho, recomenda que, em vista do atual estágio de conhecimento, seja utilizada baixa velocidade, que resultará em suficiente perfuração com um mínimo aumento de temperatura.

A velocidade rotacional e a pressão exercida no procedimento cirúrgico foram acompanhadas por **ABOUZGIA & SYMINGTON³ (1996)**. A velocidade foi monitorada por um velocímetro acoplado ao motor cirúrgico e variou entre 20.000 e 100.000 rpm e a força aplicada variou entre 1,5 e 9,0 N. Os autores verificaram que o aumento da temperatura e a duração deste aumento reduziram-se com velocidade e força e sugeriram, em vista disto, que o corte em alta velocidade e com grande pressão é bastante favorável por diminuir o tempo operatório.

Trabalhando em cortical de osso bovino, **ABOUZGIA & JAMES² (1997)**, relataram que as médias de temperatura aumentam até determinada intensidade de força e, então, decrescem com forças maiores. Concluíram que a duração da aplicação de força é o fator determinante das variações de temperatura. Afirmaram, ainda, que as relações

encontradas entre aumento de temperatura e força, distância e direção poderiam ser aplicadas também às situações clínicas.

05. PROPOSIÇÃO

É propósito deste trabalho a realização de uma análise histológica, dos efeitos imediatos gerados pelas brocas de três sistemas de implantes dentários osseointegrados, sobre o tecido ósseo em mandíbula de cães, durante o preparo de cavidades.

06. MATERIAL E MÉTODOS

Utilizou-se, para a realização deste trabalho, sete cães adultos, sem raça definida e de ambos os sexos, com peso variando entre 8 e 12 kg. Os animais foram mantidos em observação com alimentação controlada, à base de ração animal (Ração Sítios e Quintais - Purina Nutrimentos Ltda) e água à vontade, durante uma semana no período pré-operatório procurando-se evitar quaisquer alterações que pudessem vir a interferir nos resultados. Os animais foram mantidos em jaulas isoladas sem contato com outros animais.

06.1. PROCEDIMENTO CIRÚRGICO

Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados mantendo-se a mesma seqüência para todos os animais.

Os animais foram anestesiados através de injeção endovenosa, na dose de 30 mg/kg de peso, de Pentobarbital sódico (Hypnol 3%, Fontoveter Divisão Veterinária Cristália). Após realização de tricotomia da região submandibular, procedeu-se à antissepsia da mesma com solução alcoólica de PVPI (Povidine tintura - Microshield - Johnson & Johnson). Colocados os campos cirúrgicos, foi realizada uma incisão linear de 5 cm sobre a borda inferior da mandíbula utilizando-se cabo de bisturi nº 3 montado com lâmina nº 15 (lâmina de aço inox esterilizada a cobalto 60 - Becton-Dickinson Indústrias Cirúrgicas Ltda), em seguida, realizou-se divulsão com tesoura romba até exposição da cortical óssea com amplo descolamento de periósteo. Após abundante irrigação, com solução salina fisiológica (Solução isotônica de cloreto de sódio a 0,9% - Aster produtos médicos Ltda), iniciou-se a confecção das cavidades para colocação de implantes osseointegrados.

06.2. CONFECÇÃO DAS CAVIDADES

A seqüência utilizada para a confecção das cavidades foi, de posterior para anterior, dos sistemas Nobel Biocare (NB), Sterngold Implamed (Ip) e Implants innovation, inc (3i). As brocas utilizadas foram adquiridas diretamente do fornecedor, sem que se houvesse escolha das mesmas.

Utilizou-se um motor BLM 100 (VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda) (fig. 01) com um contra-ângulo INTRAmatic 29A e cabeça INTRA 67 CN, redutor de 2:1 (Kavo do Brasil) (figs. 02, 03 e 04).

Todos os procedimentos foram realizados sob intensa irrigação com solução salina fisiológica (Solução isotônica de cloreto de sódio a 0,9% - Aster produtos médicos Ltda) e seguindo-se a seqüência de brocas sugeridas pelo fabricante, para a confecção de cavidades com 3 mm de diâmetro. A velocidade utilizada foi de 1250 rpm, sendo que a velocidade programada do motor foi de 2500 rpm com uma redução de 2:1.



Fig. 01.- Motor BLM 100 - Driller



**Fig. 02.- Contra-ângulo INTRAmatic 29A com cabeça INTRA 67CN
Redutor 2:1 - Kavo**



Fig. 03.- Contra ângulo INTRAmatic 29A - Kavo



Fig. 04.- Cabeça INTRA 67CN - Redutor 2:1 - Kavo

06.3. SEQUÊNCIA DE BROCAS

Sistema Nobel Biocare (NB) (fig. 05)

Kit SDIB 004 de aço carbide composto de:

- broca guia esférica DIA 001;
- broca de 2 mm DIB 091 (twist drill);
- broca piloto DIB 004 de transferência de 2 para 3 mm.

Broca de 3 mm SDIB 081 (twist drill)



Fig. 05.- Sequência de brocas - Sistema Nobel Biocare

Broca guia esférica (A); Broca de 2mm (B);

Broca de transferência de 2 para 3 mm (C);

Broca de 3mm (D)

Sistema Implamed (Ip) (fig. 06)

Broca guia esférica RMB

Broca 2 mm ECD2.0 (externally cooled drill, 2.0 mm)

Broca piloto 2 para 3 mm PD2 (pilot drill)

Broca 3 mm ECD3.0 (externally cooled drill, 3.0 mm)

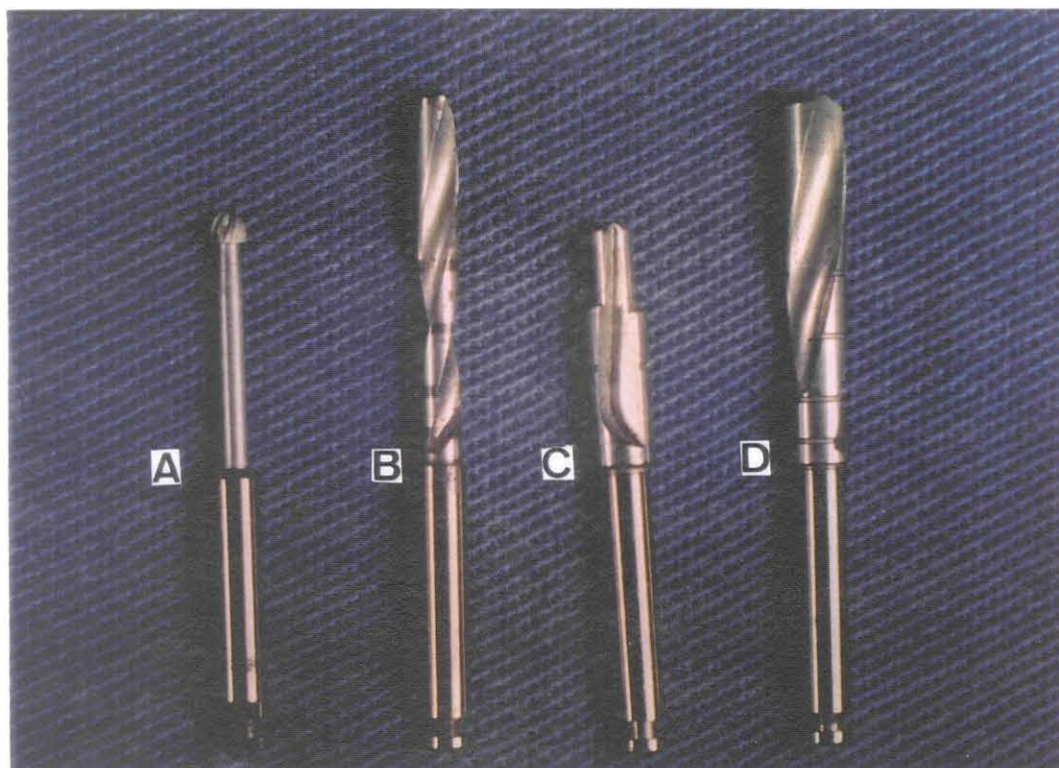


Fig. 06.- Sequência de brocas - Sistema Implamed

Broca guia esférica (A); Broca de 2mm (B);

Broca de transferência de 2 para 3 mm (C);

Broca de 3mm (D)

Sistema 3i (fig. 07)

Broca guia esférica RD100 (rounded drill)

Broca 2 mm TD 215 (2 mm twist drill)

Broca piloto 2 para 3 mm PD 100 (pilot drill)

Broca 3 mm TD 315 (3 mm twist drill)

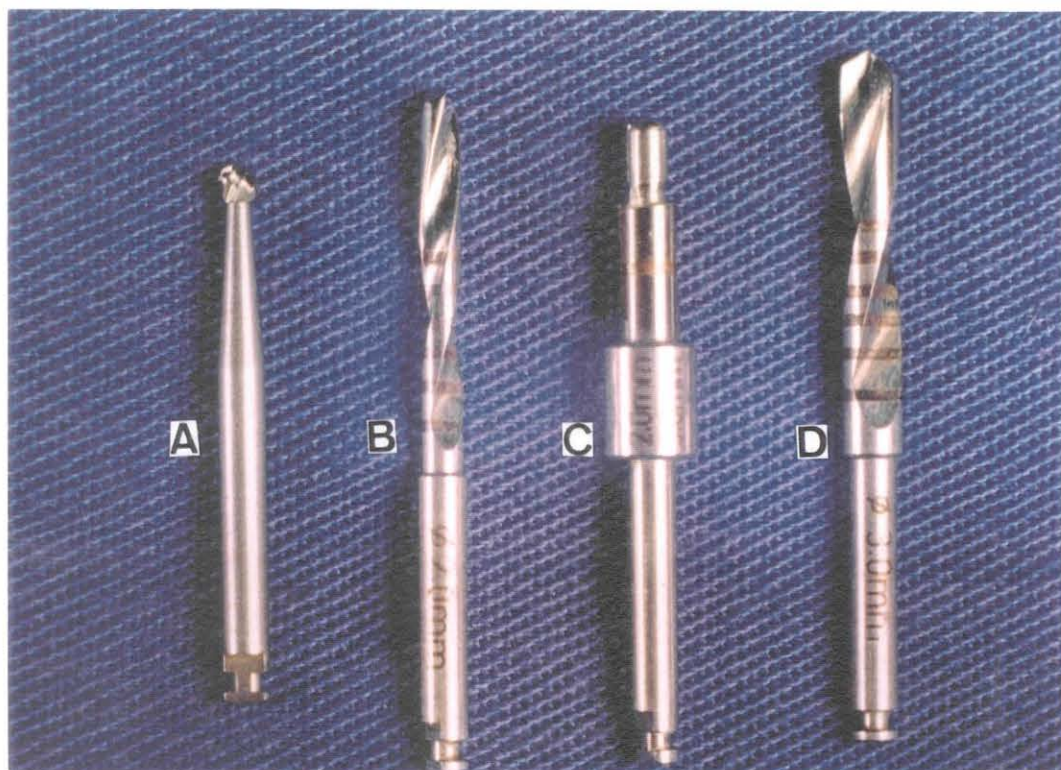
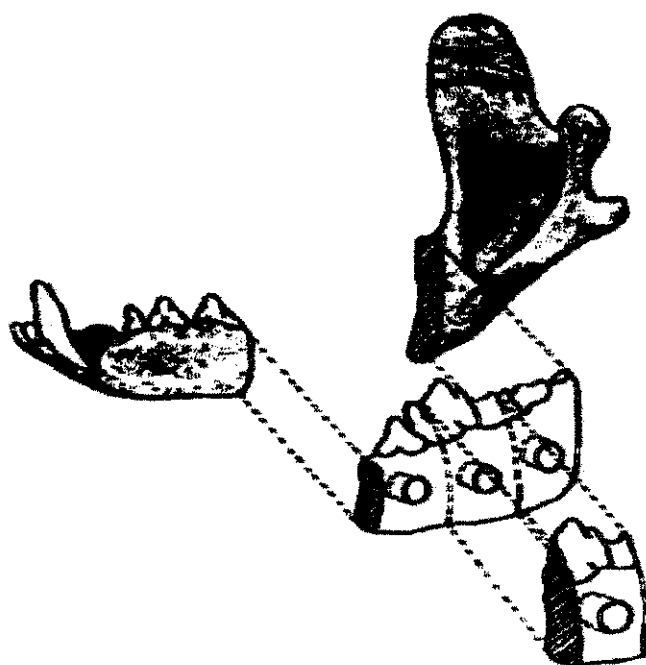


Fig. 07.- Sequência de brocas - Sistema 3i
Broca guia esférica (A); Broca de 2mm (B);
Broca de transferência de 2 para 3 mm (C);
Broca de 3mm (D)

As cavidades ficaram distantes entre si em 1 cm e, imediatamente após sua confecção, foram removidos blocos ósseos com 1 cm de margem de segurança antes da primeira, 1 cm depois da última e 1 cm acima delas. Os cães foram sacrificados.



Esquema nº 1. Desenho esquemático do procedimento de remoção dos fragmentos ósseos

06.4. PROCESSAMENTO LABORATORIAL

06.4.1. Identificação dos Fragmentos

Os blocos ósseos foram então marcados, com vistas a identificar a porção anterior e posterior, para execução dos cortes, tiveram suas cavidades separadas através de cortes com disco de carborundum e identificadas de acordo com o Quadro nº 1.

Identificação dos fragmentos

Fragmento Nº	Sistema	Cão
01	NB	01
02	Ip	01
03	3i	01
04	NB	02
05	Ip	02
06	3i	02
07	NB	03
08	Ip	03
09	3i	03
10	NB	04
11	Ip	04
12	3i	04
13	NB	05
14	Ip	05
15	3i	05
16	NB	06
17	Ip	06
18	3i	06
19	NB	07
20	Ip	07
21	3i	07

Quadro nº 1.

06.4.2. Descalcificação

Os fragmentos ósseos foram fixados em solução de formalina a 10% (Miyako do Brasil Ind. e Com. Ltda). Após 24h, foram lavadas em água corrente e, em seguida, levadas para descalcificação em solução de ácido fórmico a 50% e citrato de sódio a 20% em partes iguais (Solução descalcificadora de Morse (**MORSE³⁵, 1945**)). As trocas da solução foram feitas em dias alternados por um período de 90 dias, sempre verificando-se, através de testes com agulhas hipodérmicas, a dureza das peças.

06.4.3. Desidratação

Após a descalcificação das peças, as mesmas passaram por uma desidratação em uma série de álcoois a 70°, 80°, 90°, 95° e álcool absoluto I, II e III trocados em intervalos regulares de 1h (álcool - Merck S.A. Indústrias Químicas).

05.4.4. Diafanização

Imediatamente após a desidratação as peças passaram por uma série de álcool absoluto e xilol, e xilol I, II e III (Xilol PA - Grupo Química Industrial Ltda), com intervalos regulares de 1h.

06.4.5. Inclusão

As peças foram incluídas em parafina (Merck S.A. Indústrias Químicas) e levadas à estufa a 40°C por 2h para evaporação do xilol e impregnação da parafina nos fragmentos ósseos. As peças foram, então, posicionadas e incluídas em parafina de maior pureza. Os excessos de parafina foram removidos e os blocos foram fixados em base de madeira para a realização da microtomia.

06.4.6. Microtomia

Montados nos suportes de madeira, os blocos foram levados ao micrótomo para a realização dos cortes semi-seriados de 6µm.

06.4.7. Coloração

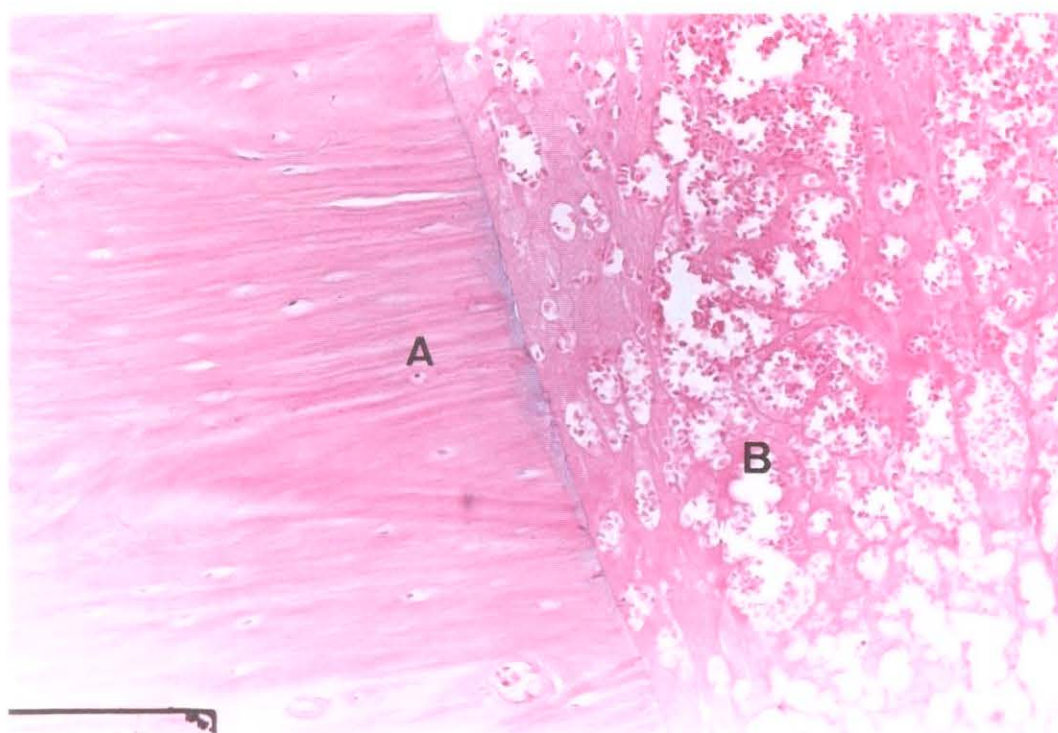
Preparadas as lâminas, as mesmas foram coradas com hematoxilina e eosina (Merck S.A. Industrias Químicas).

6.5. Avaliação histológica

As lâminas obtidas foram observadas sob a luz da microscopia ótica com aumentos de 2,5; 10; 20 e 40x

07. RESULTADOS

Na avaliação histológica dos cortes executados, observamos que, em alguns fragmentos foram envolvidas as duas corticais e em outros somente a cortical vestibular foi perfurada. As superfícies ósseas apresentaram-se de forma regular (fig. 08), com células de tecido ósseo (fig. 12) e sangüíneas em áreas de hemorragia com vasos congestionados (fig. 14) e neutrófilos polimorfonucleados (PMN) (fig. 22). Não se observaram áreas extensas de necrose.



**Fig. 08.- Observar regularidade de corte, com tecido ósseo sadio (A)
e área de hemorragia (B). NB HE 10X**

Tanto nos cortes onde as duas corticais foram perfuradas, quanto naqueles em que somente a cortical vestibular foi ultrapassada, as áreas hemorrágicas foram constantes em toda extensão do corte (fig. 09).

Em um grande número de cortes observou-se, na porção mais interna da cortical vestibular, no limite com a cortical medular, a presença de uma projeção de tecido ósseo sugestivo de fratura (figs. 10, 11, 13).

Poucas esquírolas ósseas foram encontradas nos cortes examinados (fig. 12).

Em alguns espécimes foram encontradas, nas paredes laterais dos cortes, áreas com concavidade voltada para a face interna do orifício (figs 19 e 20).

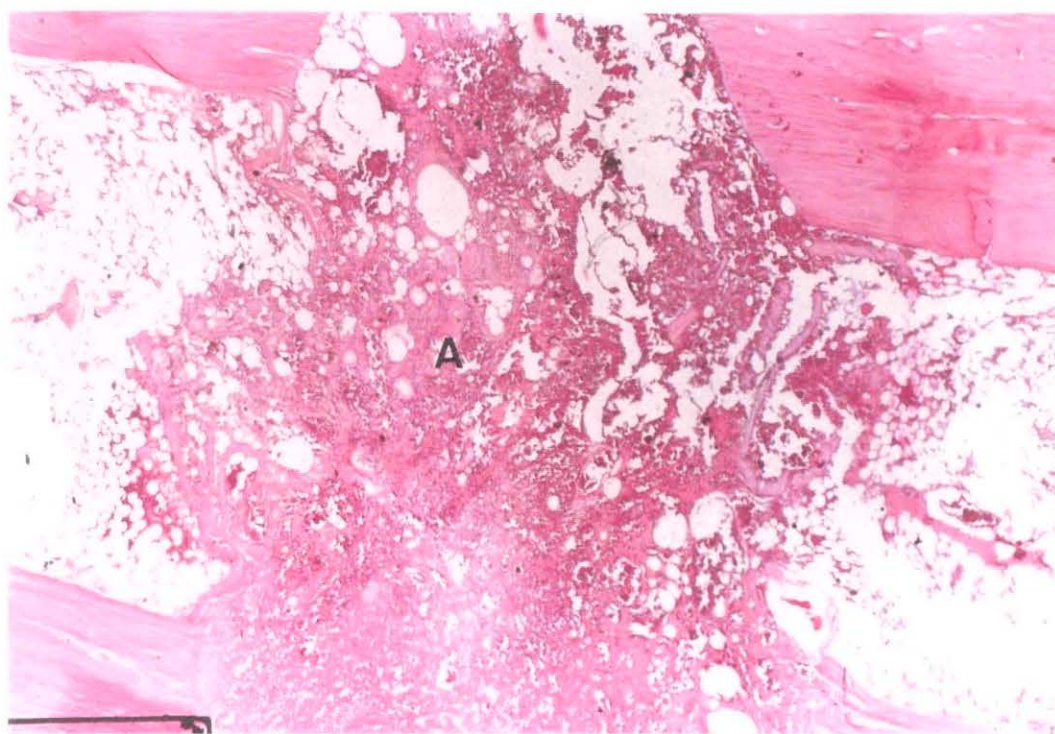


Fig. 09.- Aspecto panorâmico do corte, evidenciando a presença de hemorragia em toda extensão do corte (A). Ip HE 2,5X

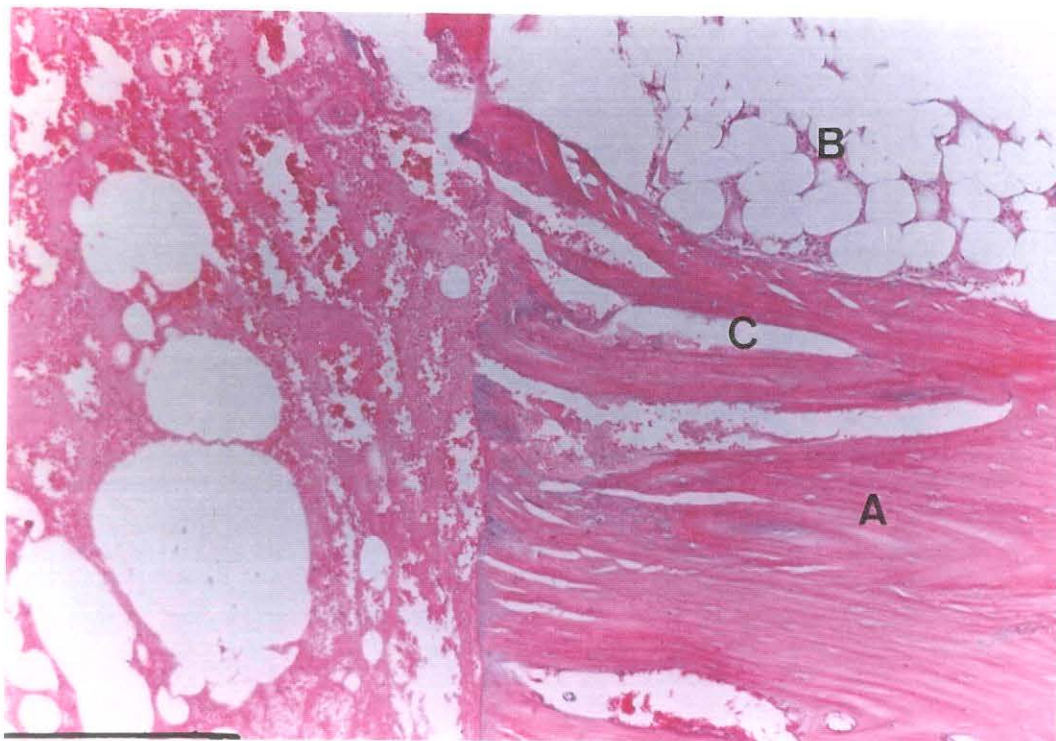


Fig. 10.- Limite entre cortical vestibular (A) e medular (B). Observar área sugestiva de fratura na margem interna da cortical vestibular (C). Ip HE 10X

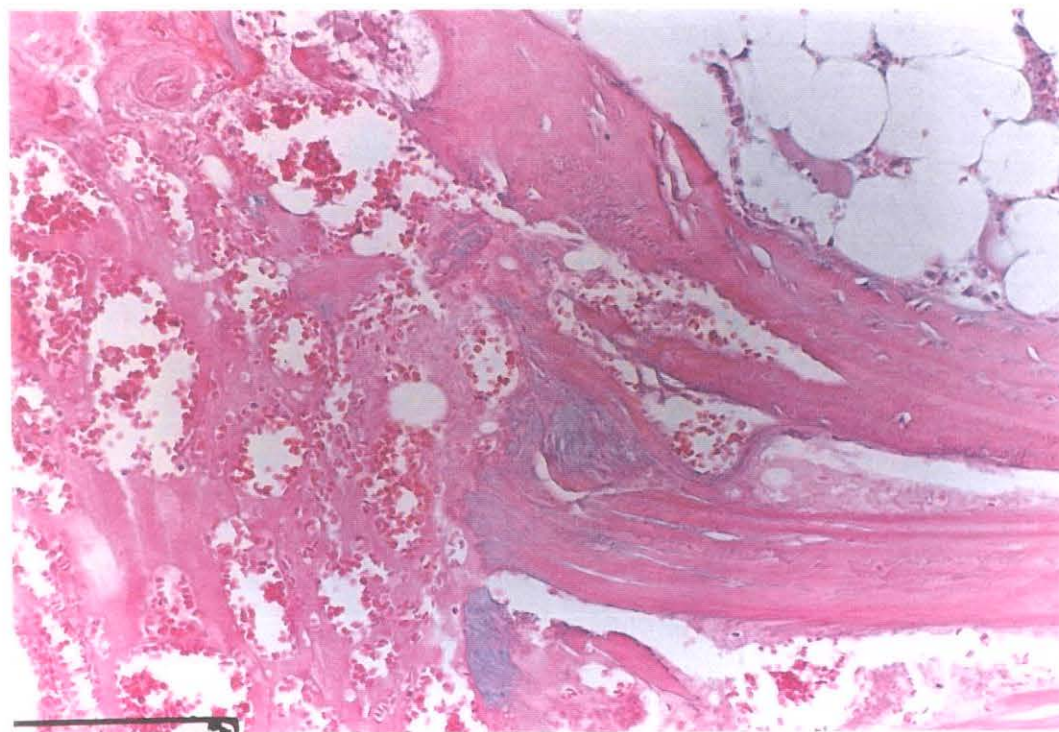


Fig. 11.- Área de fratura da face interna da cortical vestibular. Ip HE 20X

Fragmento nº 01 (NB)

Os cortes não ultrapassaram totalmente a cortical lingual. As paredes ósseas apresentam-se de forma regular com áreas de hemorragia em toda a extensão do corte. Região medular óssea sem limites bem definidos, no sentido mesio-distal, presença de projeção de tecido ósseo da face interna da cortical vestibular para dentro do espaço medular, sugestivo de fratura óssea, poucas e pequenas esquírolas ósseas. Presença de vasos congestos (fig. 12).

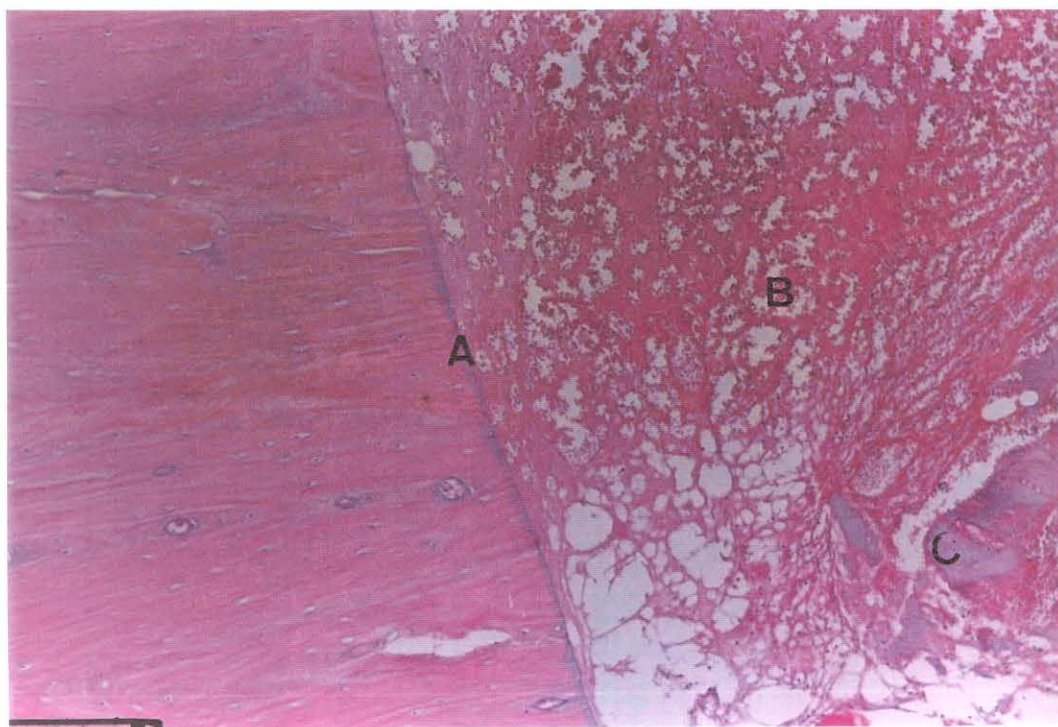


Fig. 12.- Área de corte evidenciando paredes bastante regulares (A), hemorragia (B) e esquírolas ósseas (C). NB HE 10X

Fragmento nº 02 (Ip)

Os cortes apresentam-se com paredes ósseas regulares e áreas hemorrágicas em toda sua extensão, com presença de grande número de vasos congestos. Presença de poucas esquirolas ósseas e irregularidade no ângulo interno da cortical vestibular, sugestivo de fratura no limite da cortical com a medular. Medular sem limites definidos no sentido mésio distal (fig. 13).

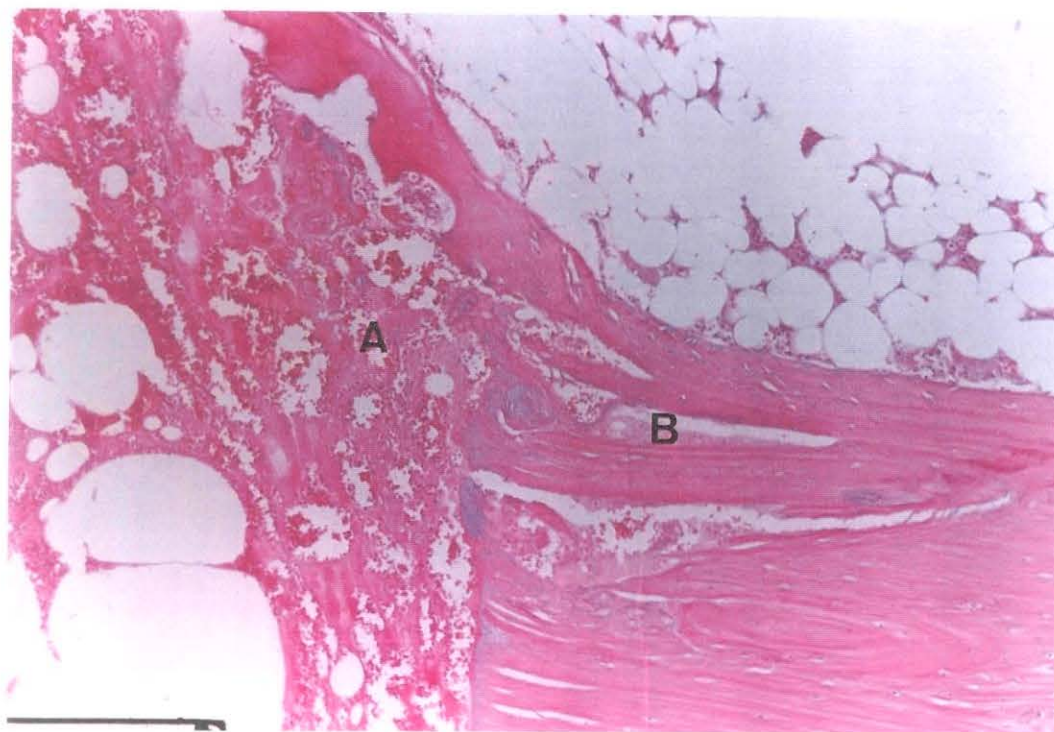


Fig.13.- Áreas de hemorragia (A), irregularidade no ângulo interno da cortical vestibular (B). Ip HE 10X

Fragmento nº 03 (3i)

As paredes apresentam-se de forma regular com áreas hemorrágicas em toda a sua extensão, com alguns vasos congestos. Presença de poucas esquirolas ósseas. Não se nota limite nítido de corte na região medular, irregularidades podem ser notadas nos ângulos entre as corticais vestibular e medular e entre esta e a cortical lingual (fig. 14).

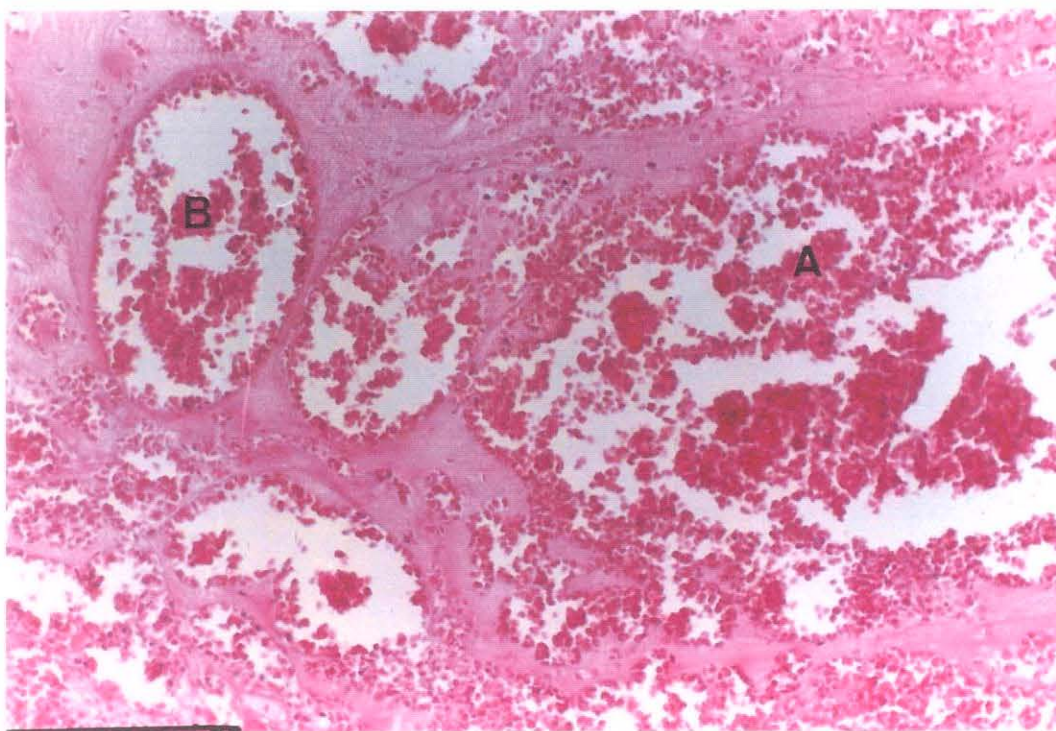


Fig. 14.- Observar áreas hemorrágicas (A) e vasos congestos (B)

3i HE 20X

Considerando-se os cortes de nº 01 a nº 12, os fragmentos apresentaram-se com paredes regulares, áreas de hemorragia ao longo dos cortes com vasos congestionados e poucas esquírolas ósseas, alterações nas paredes de alguns cortes foram observadas porém não apresentavam áreas de necrose (fig. 15).

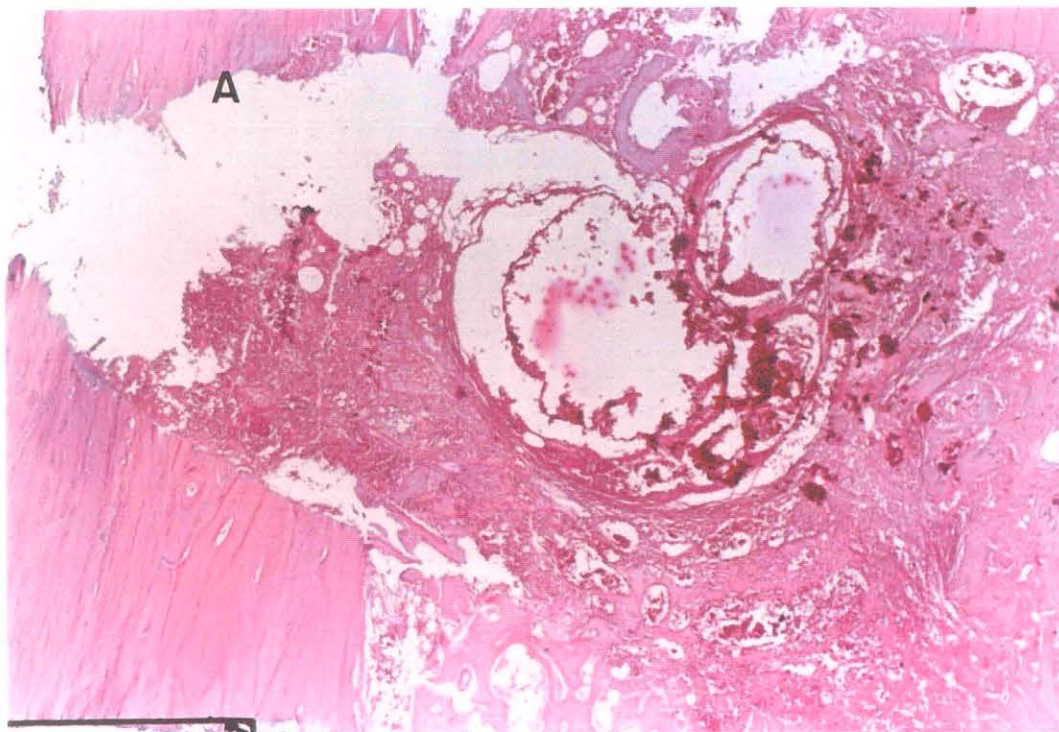
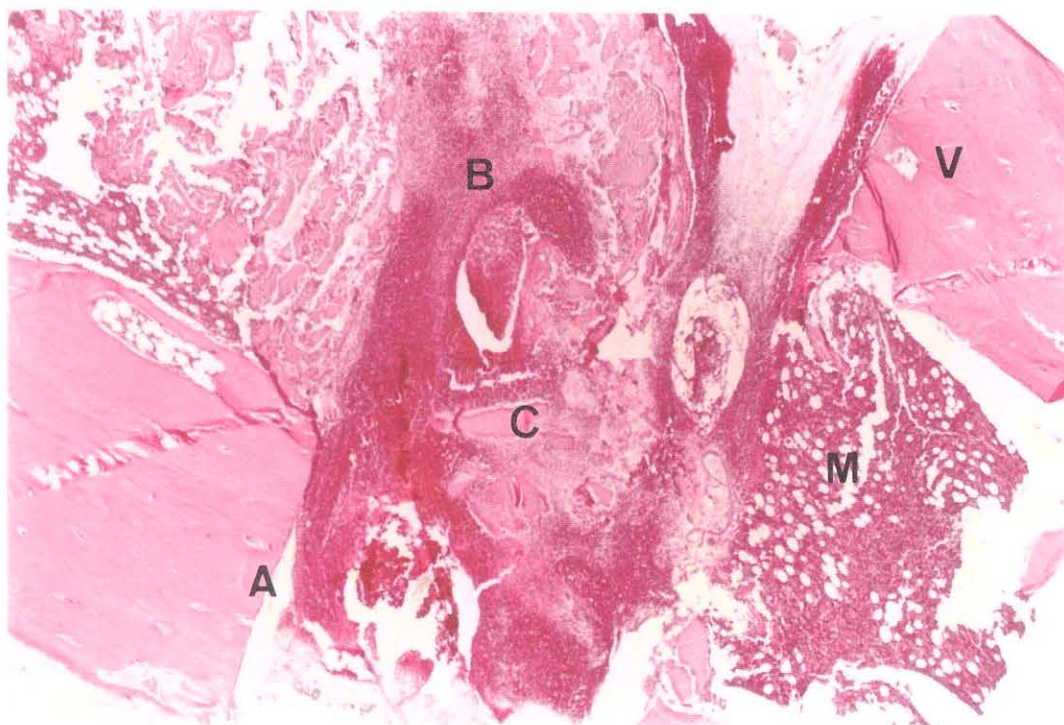


Fig. 15.- Aspecto de erosão em parede interna do corte (A), porém sem áreas de necrose. Ip HE 2,5X

Fragmento nº 13 (NB)

Os cortes mostram-se com paredes muito regulares, presença de vasos congestionados e células sangüíneas como neutrófilos polimorfonucleados, poucas esquirolas ósseas, principalmente na área da cortical medular que se apresenta sem limites definidos no sentido do corte (fig. 16).



**Fig. 16.- Aspecto panorâmico evidenciando regularidade de corte (A),
hemorragia (B), Esquirolas ósseas (C), Cortical vestibular (V)
e Medular (M). NB HE 2,5X**

Fragmento nº 14 (Ip)

As paredes apresentam-se de forma bastante regulares sem presença de esquirolas ósseas. Áreas hemorrágicas em toda extensão do corte, a broca não ultrapassou totalmente a cortical lingual, presença de vasos congestionados e neutrófilos polimorfonucleados (fig. 17).

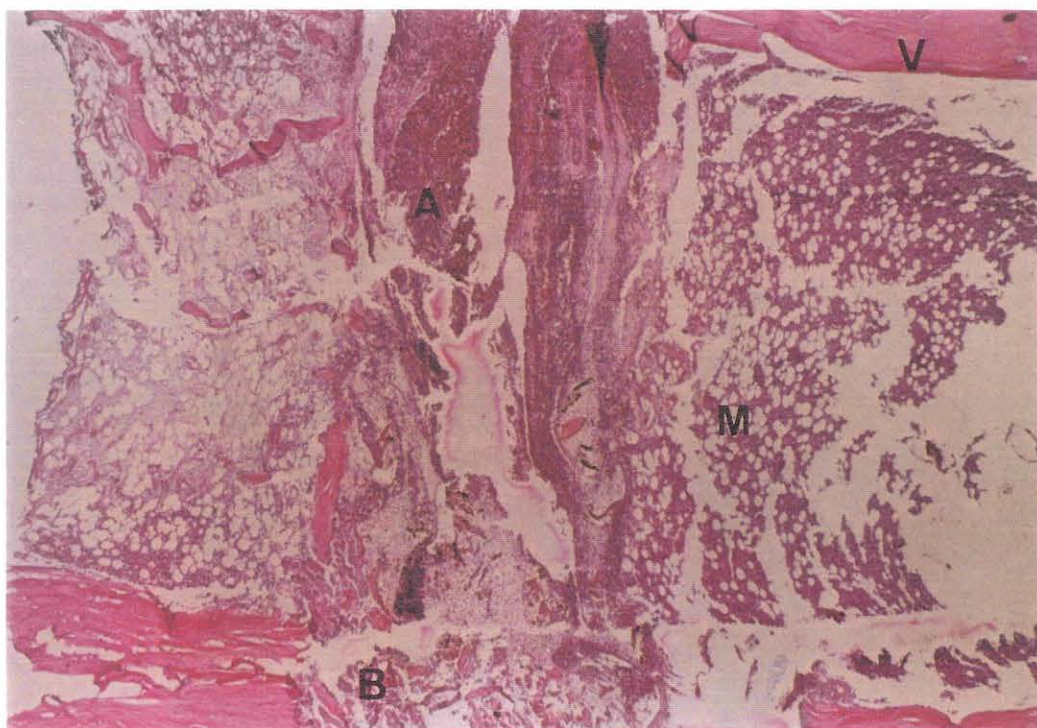


Fig.17.- Aspecto panorâmico evidenciando a presença de hemorragia (A), esquirolas ósseas (B), Cortical vestibular (V) e Medular (M). Ip HE 2,5 X

Fragmento nº 15 (3i)

Paredes bastante regulares, sem áreas sugestivas de necrose. Presença de vasos congestos e células sangüíneas. Ausência de limite bem definido no corte da cortical medular, poucas esquírolas ósseas (fig. 18).

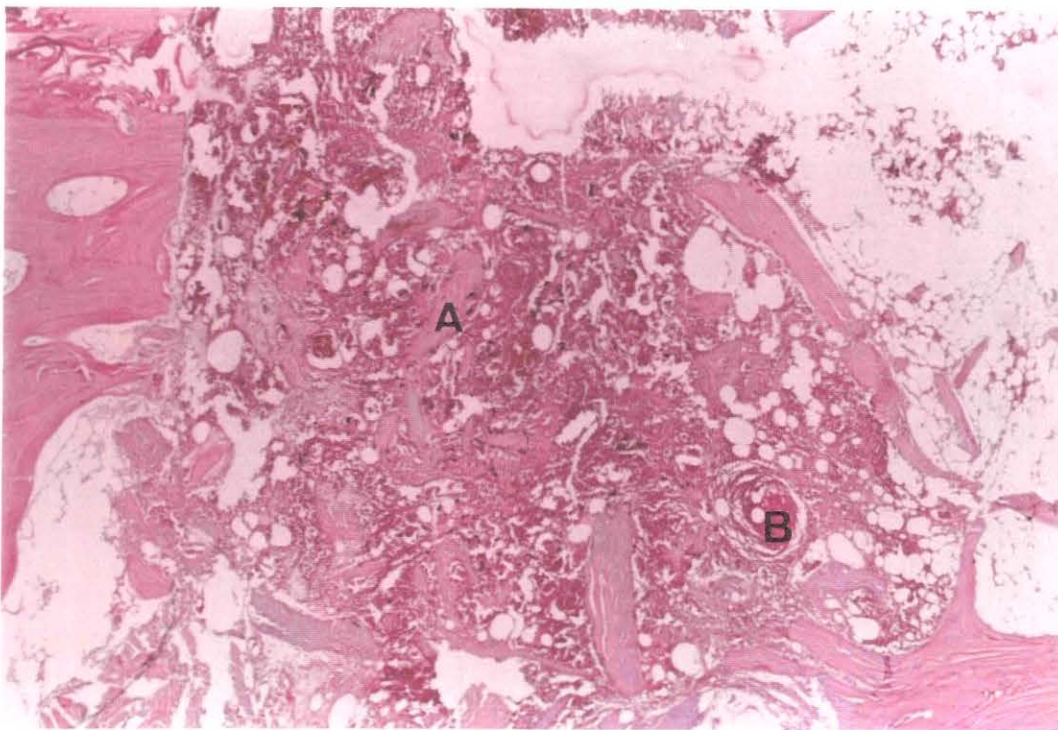


Fig.- 18.- Observar presença de esquírolas ósseas (A) e vasos congestos (B).

3i HE 2,5X

Os diversos fragmentos observados nos cortes de nº 13 a nº 21, apresentam pouca ou nenhuma diferença com relação aos achados histológicos variando, somente, a quantidade de eventos ocorridos, tais como, esquirolas, vasos, células sangüíneas, e outros. Alguns fragmentos apresentam alterações nas paredes, semelhantes a erosão com concavidade voltada para o lado interno do corte (fig. 19), porém este contorno apresenta-se com paredes regulares e algumas áreas sugestivas de necrose térmica ou irregularidades mais susceptíveis à ação dos corantes (hematoxilina) (fig. 20).

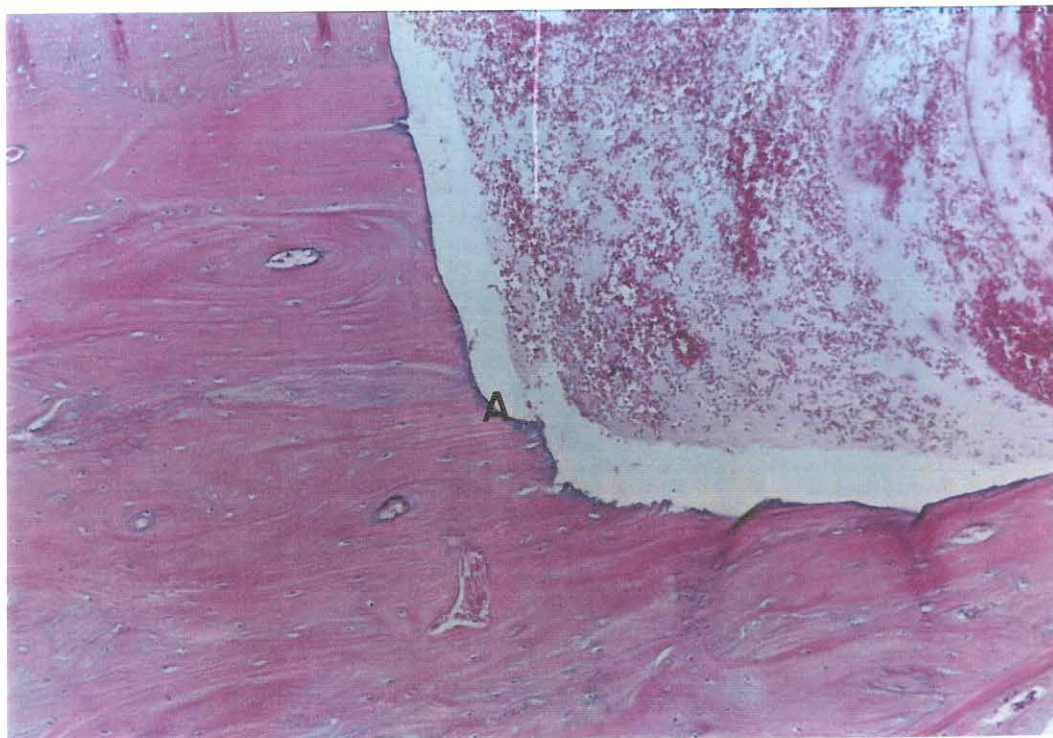


Fig. 19.- Área de término de perfuração com presença de concavidade na Parede interna do corte (A). 3i H.E. 10X

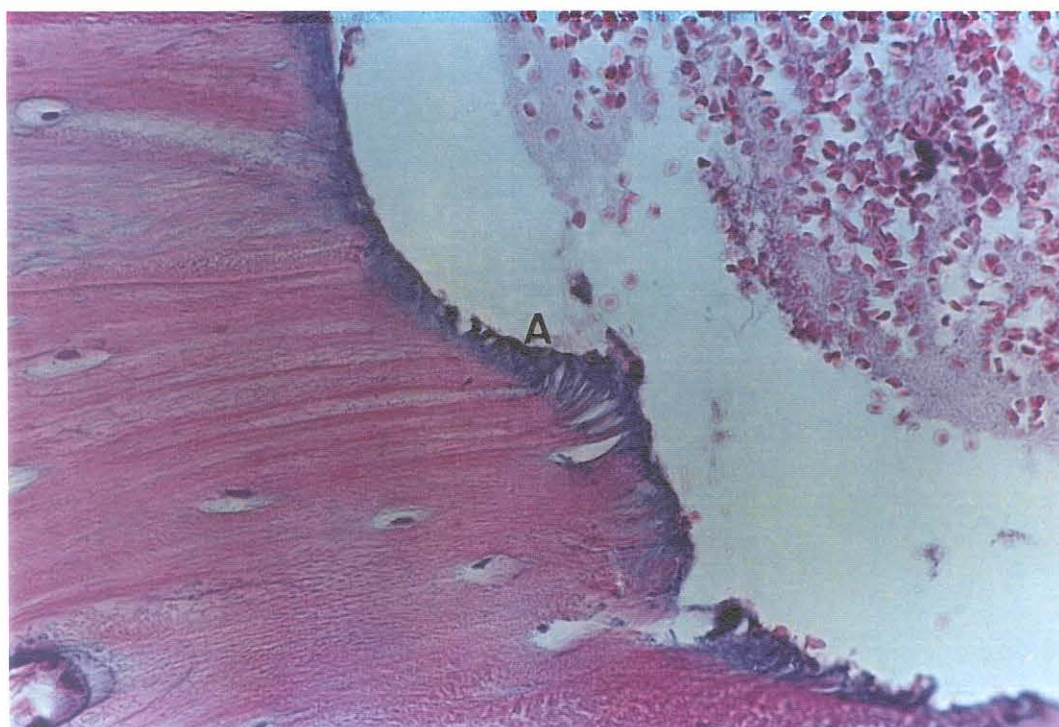


Fig. 20.- Área sugestiva de necrose ou de maior coloração pela hematoxilina devido às irregularidades da parede (A). 3i H.E. 20X

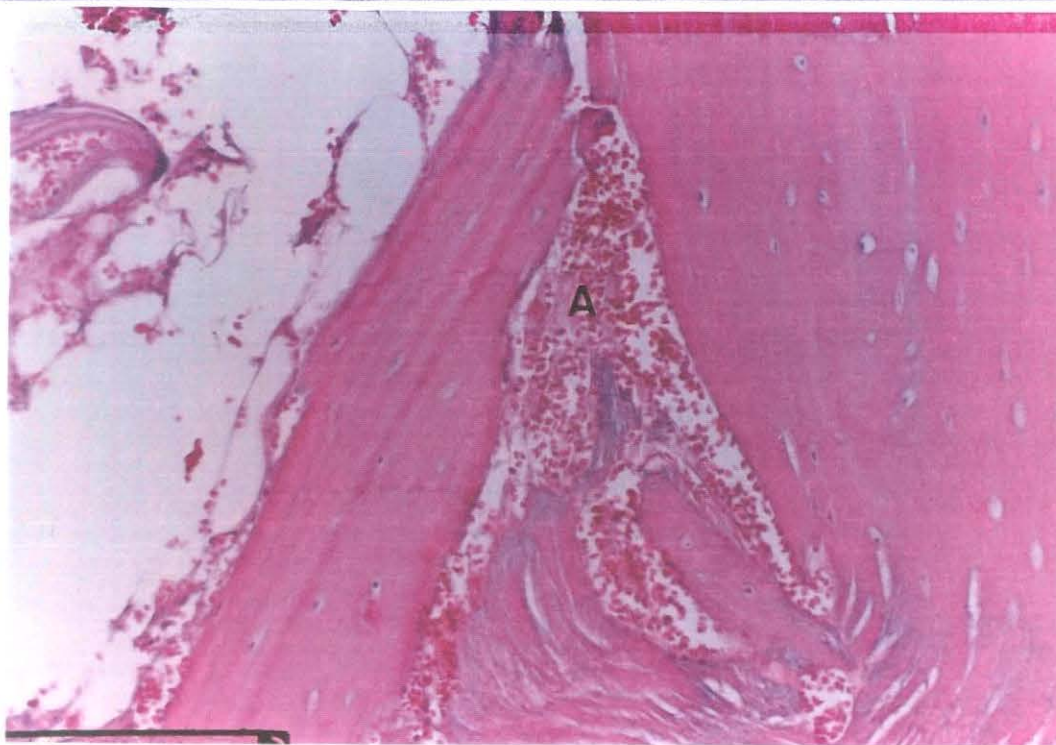
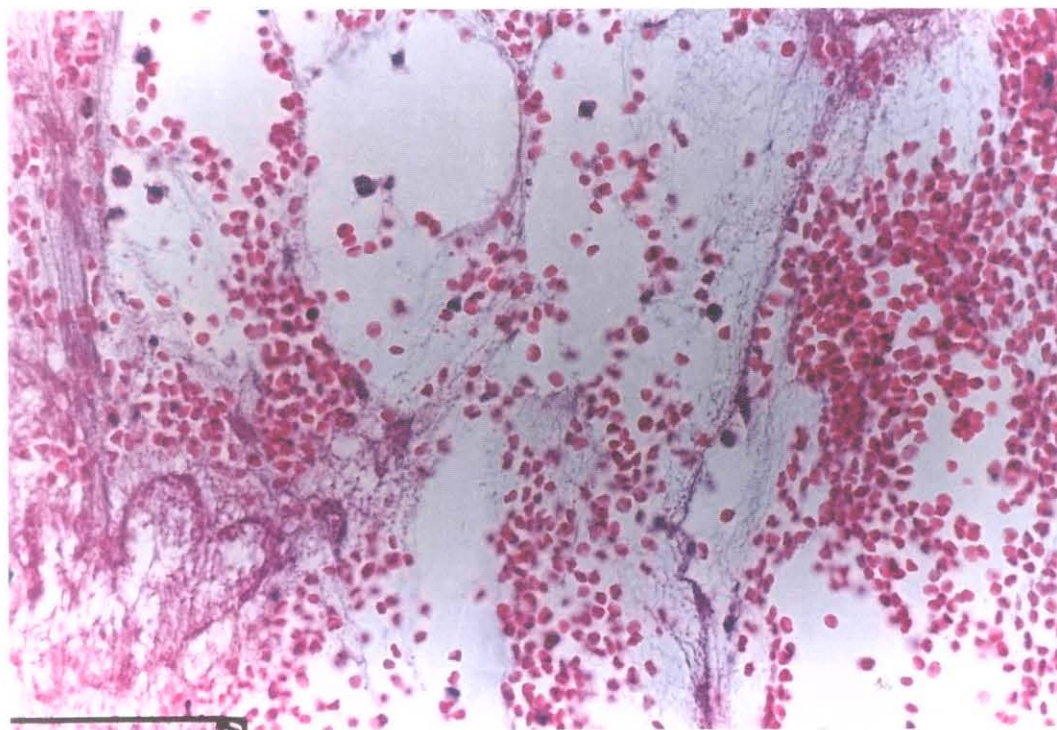


Fig. 21.- Presença de área hemorrágica em região de ângulo interno da cortical vestibular (A). 3i. H.E. 20X



**Fig. 22.- Área hemorrágica com vários neutrófilos polimorfonucleados.
NB HE 40X**

08. DISCUSSÃO

08. DISCUSSÃO

Levando-se em consideração os resultados obtidos nos cortes executados, podemos considerar que a metodologia utilizada, baixa rotação (1250 rpm) e irrigação abundante, promove resultados bastante satisfatórios o que coincide com os trabalhos de HENSCHHELL²² (1944), PEYTON⁴⁰ (1958), THOMPSON⁴⁷ (1958), SIMPSON⁴³ (1961), RAFEL⁴² (1962), COSTICH et al.¹² (1964), MOSS³⁶ (1964), MATTHEWS & HIRSCH³² (1972), FISTER & GROSS¹⁹ (1980), LAVELLE & WEDGWOOD³⁰ (1980), ERICKSSON et al.¹⁶ (1984), LURIE et al.³¹ (1984), FAGNONI et al.¹⁸ (1991), SUTTER et al.⁴⁶ (1992), WATANABE et al.⁵⁰ (1992), HAIDER et al.²⁰ (1993), CARVALHO et al.¹⁰ (1994) e ALBREKTSSON⁶ (1995).

A irrigação também é responsável pela limpeza da ferida, o que pode explicar a pouca quantidade de esquirolas ósseas nos cortes.

O "controle térmico" através da utilização de irrigação deve ser aplicado tanto na preparação de cavidades de dentina, quanto em cirurgias com envolvimento de tecido ósseo (HENSCHHELL²², 1944).

A baixa velocidade promove as melhores respostas histológicas e a menor variação térmica imediatamente após o corte (THOMPSON⁴⁷, 1958).

No trabalho desenvolvido por McFALL et al.³¹ (1961) reações discretas foram verificadas quando utilizaram brocas sob refrigeração e a 4000 rpm.

A irrigação com solução salina ajuda no controle do infiltrado inflamatório, devido à remoção dos fragmentos ósseos produzidos pela ação da broca (SIMPSON⁴³, 1961).

Além de ser muito bem tolerado pelo paciente, a irrigação com água reduz o tempo operatório e as complicações pós-operatórias,

segundo **RAFEL⁴² (1962)**. A irrigação manual é muito efetiva na limitação do aumento da temperatura e a irrigação deve ser iniciada assim que o corte se inicie de acordo com os resultados de **MATTHEWS & HIRSCH³² (1972)**.

Em 1980 **LAVELLE & WEDGWOOD³⁰** compararam irrigação interna, externa e não irrigação e verificaram que o calor friccional gerado durante o corte do osso é melhor reduzido pela irrigação interna, quando comparada com a irrigação externa ou não irrigação.

Cortes executados com irrigação demonstraram coágulos mais firmemente aderidos e mais bem organizados e a formação do osso é menos madura nos cortes feitos sem irrigação no mesmo período, inflamação e necrose óssea foram mínimas ou ausentes em todos os cortes produzidos sob irrigação (**FISTER & GROSS¹⁹, 1980**). Defeitos ósseos produzidos com instrumentos rotatórios sob resfriamento apresentaram superfícies regulares com melhor processo de reparo, segundo trabalhos de **OKAMOTO et al.³⁷ (1984)**.

A irrigação durante procedimentos cirúrgicos com envolvimento de tecido ósseo, de acordo com os resultados de **LURIE et al.³¹ (1984)**, promove maior eficiência de corte das brocas, reduz os efeitos do calor no osso e minimiza a chance de deslocamento do coágulo sangüíneo. Avaliando a temperatura provocada durante cortes com brocas em velocidades entre 1500 e 2000 rpm e baixa pressão, **ERICKSSON & ADELL¹³ (1986)** concluíram que a perfuração não causa nenhum prejuízo à reparação óssea devido à produção de calor. Também utilizando baixa velocidade, 60 rpm, associada à irrigação, **FAGNONI et al.¹⁸ (1991)** concluíram que não existem grandes variações térmicas. O efeito benéfico da irrigação foi observado em uma avaliação dos fatores causados no tecido ósseo pelas brocas dos sistemas IMZ, Brånemark e

ITI por **WATANABE et al.⁵⁰ (1992)**. A irrigação associada a instrumentos de rotação contínua e com velocidade adequada promove a manutenção da vitalidade óssea durante o ato cirúrgico, segundo **SUTTER et al.⁴⁶ (1992)**. A comparação entre irrigação interna e externa também foi feita por **HAIDER et al.²⁰ (1993)** que, utilizando tíbia de macacos, concluíram que a irrigação externa é mais benéfica que a interna, principalmente em osso compacto. O aquecimento excessivo ocasionado durante a osteotomia com brocas sob alta rotação sem resfriamento, segundo **OKAMOTO et al.³⁸ (1994)** provoca alterações locais importantes, retardando profundamente o processo de reparo da loja cirúrgica.

A velocidade de 1800 rpm é adequada e, sob irrigação externa, evita osseonecrose, promovendo superfícies mais regulares e livres de esquirolas ósseas, **CARVALHO et al.¹⁰ (1994)**.

A utilização da baixa rotação com irrigação abundante promoveu paredes regulares e livres de esquirolas. O fluxo regular de soro fisiológico, além de promover uma diminuição da temperatura gerada no osso, remove os resíduos ósseos produzidos pela ação das brocas. A limpeza das cavidades produzidas também é um fator de controle do período pós-operatório.

Discutindo um trabalho realizado por **ABOUZGIA & JAMES¹ (1995)**, **ALBREKTSSON⁶ (1995)** recomenda que, em vista do atual estágio de conhecimento, seja utilizada baixa velocidade, que resultará em uma perfuração adequada, com um mínimo aumento de temperatura.

A grande semelhança entre os resultados obtidos dos três diferentes sistemas de implantes pode ser explicada pelo desenho das brocas que seguem o mesmo padrão, e pela técnica cirúrgica utilizada.

O desenho das brocas, segundo **KAY et al.**²⁷ (1991), deve ser avaliado, levando-se em consideração que muita atenção tem sido dada aos equipamentos para o preparo dos leitos receptores destes implantes. Já **BOYNE & HERFORD**⁸ (1994), avaliando a configuração das brocas cirúrgicas, concluíram não haver diferenças qualitativas ou quantitativas quanto ao desenho das brocas.

Algumas regiões apresentaram áreas de projeção óssea sugestiva de fratura na face interna da cortical vestibular. A menor resistência da região medular em relação à cortical óssea vestibular provavelmente explicaria a projeção do fragmento ósseo em direção à medular. As áreas descritas apresentaram-se com áreas hemorrágicas em toda sua extensão, o que pode ser indicativo de uma boa reparação óssea.

Por outro lado, as áreas côncavas encontradas nas paredes de algumas cavidades confeccionadas, uma vez que mantinham a característica de normalidade de suas paredes, podem ser explicadas por alguma alteração da técnica operatória. De acordo com **HOBKIRK & RUSINIAK**²³ (1977) não existem grandes diferenças entre os vários tipos de brocas, portanto o instrumento mais adequado é aquele que mais se adapte às conveniências e habilidades do profissional.

09. CONCLUSÕES

Dentro das condições experimentais deste trabalho, é possível concluir que:

- 01 - A utilização de brocas montadas em instrumentos de baixa rotação, sob refrigeração abundante, permite o preparo de cavidades com paredes regulares, sem áreas de necrose e poucas ou nenhuma esquirola óssea.
- 02 - Todos os sistemas utilizados apresentaram bons resultados, com boa qualidade inicial de corte.

10. SUMMARY

The success of the treatment through the placement of osseointegrated implants will require appropriate cavities so it happen an ideal osseointegration.

The equipment that was needed to make these cavities must be the most accurate promoting holes with uniform wall and without necrosis area.

With intention to avaluate the histollogical effects of burs over the osseous tissue it was used eight dogs, made in the lower jaw holes to place the implants following the sequence of burs suggested by manufacturers.

After the holes were made the osseous fragments were removed and made semiseriate incisions of 6 μ m following the long axis of the holes and stained with hematoxiline and eosine.

A microscopic avaluation showed sharp incision, few necrosis area and bone fragments meaning that applied technique was adequated and proving the quality of the burs.

English tittle: Effects of implants drills on the osseous tissue.

Histollogical study in dogs.

Key words: Dental Implants, Dental Instruments, Bone regeneration

11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referências de acordo com as normas do Journal of Oral and Maxillofacial Surgery

01. Abouzgia MB, James DF. Measurements of shaft speed while
trough bone. J Oral Maxillofac Surg 53:1308-1315,1995
02. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through
bone. Int J Oral & Maxillofac Implants 12(3):342-353,1997
03. Abouzgia MB, Symington JM. Effect os drill speed on bone
temperature. Int J Oral Maxillofac Surg 25:394-399:1996
04. Adell R, Lekhom U, Rocler B, Branemark PI. A 15-year study of
osseointegrated implants in treatament of edentulous jaw. Int J
Oral Surg 10:387-416,1981
05. Agreen E, Arwill T. High speed or conventional dental equipment
for the removal of bone in oral surgery. III. A histologic and
microradiographic study on bone repair in the rabbit. Acta
Odontol Scand 26:233-246,1968
06. Albrektsson T. Measurements of shaft speed while trough bone.
Discussion. J Oral Maxillofac Surg 53:1315-1316,1995
07. Boyne PJ. Histologic response of bone to sectioning by high-speed
rotatory instruments. J Dent Res 45:270-276,1966
08. Boyne PJ, Herford AS. Effect of configuration of surgical burs on
osseointegration of dental implants: a pilot study.
ImplantDentistry 3(1):47-50,1994
09. Brunski JB. A light and electron microscopic comparison of
osseointegration of six implant types. Discussion. J Oral
Maxillofac Surg 50:716-717,1992
10. Carvalho PSP, Rossi JR, R, Sanches MG, Jaef SB. Ação das
brocas para implantes com e sem irrigação externa. Estudo
histológico em coelhos. RGO 42(3):171-173,1994
11. Christie J. Surgical heat injury of bone. Injury 13:188-190,1981

12. Costich ER, Youngblood PJ, Walden JM. A study of the effects of high speed rotatory instruments on bone repair in dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 17(5):563-571,1964
13. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 44:4-7,1986
14. Eriksson RA, 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
15. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg* 42:705-711,1984
16. Eriksson RA, Albrektsson T; Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand* 55:629-631,1984
17. Eriksson RA, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg* 11:115-121,1981
18. Fagnoni V, Fontolan D, Polastri F, Zucca M. Verifica sperimentale delle variazioni termiche del tessuto osseo durante la fresatura per la preparazione di cavita per impianto endosseo. *Minerva Stomatol* 40:9-13,1991
19. Fister J, Gross BD. A histologic evaluation of bone response to our cutting with and without water colant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 49:105-111,1980
20. Haider R, Watzek G, Plenck HJ. Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8(1):83-91,1993

21. Hall RM. The effect of high-speed bone cutting without the use of water coolant. *Oral Surg Oral med Oral Pathol* 20(2):150-153,1965
22. Henschel JC. The friction of revolving steel burs. *JADA* 31:895-902,1944
23. Hobkirk JÁ, Rusiniak K. Investigation of variable factors in drilling bone. *J Oral Surg* 35(12):968-973,1977
24. Horton JE, Tarpley TMJr, Wood LD. The healing of surgical defects in alveolar bone produced with ultrasonic instrumentation, chisel and rotatory bur. *Oral Surg* 39(4):536-546,1975
25. Jacobs RL, Ray RO. The effect of heat on bone healing. A disadvantage in the use of power tools. *Arch Surg* 104:687-691,1971
26. Junqueira LC, Carneiro J. *Histologia Básica* 6ª ed. Rio de Janeiro - Guanabara-Koogan. 1982
27. Kay JF, Gilman L, May TC. The tri-spade drill for endosseous dental implant installation. *J Oral Implantology* 12(4):424-428,1991
28. Kilpatrick HC. Removal of impacted third molars utilizing speeds up to rpm. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol* 11:365-369,1958
29. Krause WR, Bradbury DW, Kelly JE, Lunceford EM. Temperature elevations in orthopaedic cutting operations. *J Biomech* 15:267-275,1982
30. Lavelle C, Wedgewood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg* 38:499-503,1980
31. 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

32. Matthews LS, Hirsch CM. Temperature measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Jt Surg* 54-a:297-308,1972
33. Mazorow HB. Bone repair experimentally produced defects. *J Oral Surg Anesth & Hosp* 18:107-115,1960
34. McFall TA, Yamane GM, Burnet GW. Comparison of the cutting effect on bone of an ultrasonic cutting device and rotatory burs. *J Oral Surg* 19:200-209,1961
35. Morse A. Formic acid-sodium citrate descalcification and butyl alcohol dehydration of teeth and bone for sectioning in parafin. *J Dent Res* 24(1):143-153,1945
36. Moss RW. Histopathologic reaction of bones to surgical cutting. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 17(3):405-414,1964
37. Okamoto T, Perri de Carvalho AC, Saad Neto M, Carvalho PSP. Efeitos de diferentes tipos de osteotomia sobre a reparação óssea, estudo histológico em cães. *Rev Odontol UNESP* 13(1/2):71-78,1984
38. Okamoto T, Yamamoto ME, Sonoda CK. Processo de reparação óssea após ostectomia com instrumentos rotatórios de alta rotação. Estudo histológico em cães após emprego de dois tipos de broca com ou sem resfriamento. *Rev Bras de Odont, São Paulo - Panamericana*, 1994
39. Perri de Carvalho AC, Okamoto T. *Cirurgia bucal: fundamentos experimentais aplicados à clínica*. São Paulo - Panamericana, 1987.
40. Peyton FA. Effectiveness of water coolants with rotatory cutting instruments. *JADA* 56:664-675,1951
41. Peyton FA. Temperature rise and cutting efficiency of rotating instruments. *NY Dent J* 18:439-450,1952

42. Rafel SS. Temperature changes during high speed drilling on bone. J Oral Surg Anesth & Hosp D Serv 20:475-477,1962
43. Simpson HE. Healing of surgical extraction wounds in macacus Rhesus monkeys. I. The effect of burs. J Oral Anesth 19:3-9,1961
44. Sisk AL, Steflik DE, Parr GR, Hanes PJ. A light and electron microscopic comparison of osseointegration of six implant types. J Oral Maxillofac Surg 50:709-716,1992
45. Spatz S. Early reaction in bone following the use of burs rotating at conventional and ultra-speeds. A comparison study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 19(6):809-816,1965
46. Sutter F, Krekeler G, Schammbarger AE, Sutter FJ. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. Quintessence Int 23(12):811-816,1992
47. Thompson HC. Effect of drilling into bone. J Oral Surg 16:22-30,1958
48. Vaughn RC, Peyton FA. The influence of rotational speed on temperature rise during cavity preparation. J Dent Res 30:737-744,1951
49. Wachter R, Stoll P. Increase of temperature during osteotomy. *In vitro* and *in vivo* investigations. Int J Oral Maxillofac Surg 20:245-249,1991
50. 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 Implants 7(2):212-219,1992