

**MARCELO ABAGGE**

**NECROSE TÉRMICA DO OSSO PRODUZIDA POR  
PERFURAÇÃO COM BROCA METÁLICA**

**Dissertação apresentada como requisito  
parcial à obtenção do grau de Mestre.  
Curso de Pós-Graduação em Clínica  
Cirúrgica, Setor de Ciências da Saúde,  
Universidade Federal do Paraná.**

**Orientador: Prof. Dr. Gabriel P. Skroch**

**CURITIBA**

**1998**

**MARCELO ABAGGE**

**NECROSE TÉRMICA DO OSSO PRODUZIDA POR  
PERFURAÇÃO COM BROCA METÁLICA**

**Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre no Curso de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná, pela Comissão formada pelos professores:**

**Prof. Dr. Luiz Carlos Sobania  
Departamento de Cirurgia – UFPR**

**Prof. Dr. Gerson de Sá Tavares Filho  
Departamento de Cirurgia – UFPR**

**Prof. Dr. Marcelo Tomanik Mercadante  
Departamento de Ortopedia – Santa Casa de São Paulo**

**Curitiba, 17 de dezembro de 1998**

À minha esposa, **Kerstin**,  
que me dá todo o carinho, paciência e amor  
do mundo.

## AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Gabriel P. Skroch**, orientador deste trabalho, pelos ensinamentos, incentivo, dedicação e amizade durante esta jornada.

Ao **Prof. Dr. Osvaldo Malafaia**, Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica da Universidade Federal do Paraná, pelo apoio na realização deste projeto.

Ao **Prof. Dr. Sérgio O. Ioshii**, Departamento de Patologia do Hospital de Clínicas da UFPR, pela paciência e grande ajuda na avaliação histológica das peças.

Ao **Prof. Paulo Ricardo B. Guimarães**, Departamento de Estatística da Universidade Federal do Paraná, pela ajuda na análise estatística.

Ao **Dr. Xavier S. Graells**, pelo incentivo e ajuda na realização dos procedimentos.

À médica e fotógrafa **Maisa Miró Cordova**, Pela ajuda com o material fotográfico.

À **Dra. Karin Bonatto Xavier da Silveira**, médica veterinária, pela ajuda na avaliação dos animais.

À Clínica Veterinária **Planeta Animal**, por ceder suas instalações para a realização dos procedimentos.

Aos Professores e Médicos do **Serviço de Ortopedia e Traumatologia do Hospital de Clínicas da UFPR**, pelos ensinamentos durante minha formação profissional.

Ao médico residente **Renato Raad**, pela ajuda na coleta de dados.

Ao técnico da laboratório **André Aleixo**, do laboratório de patologia CITOLAB, pela ajuda na preparação das lâminas.

Ao **CNPq**, o apoio a esta pesquisa

# SUMÁRIO

<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	vii
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	viii
<b>RESUMO</b> .....	ix
<b>ABSTRACT</b> .....	x
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	1
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	3
2.1 TIPO DE PERFURADOR.....	3
2.2 VELOCIDADE DE ROTAÇÃO.....	4
2.3 UTILIZAÇÃO DE PERFURAÇÃO PRÉVIA.....	6
2.4 RELAÇÃO ENTRE TEMPERATURA E LESÃO ÓSSEA.....	7
2.5 GEOMETRIA DA BROCA METÁLICA.....	8
2.6 FORÇA DE PERFURAÇÃO.....	10
2.7 USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO.....	10
2.8 DESGASTE DA BROCA.....	12
<b>3 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	14
3.1 GRUPO EXPERIMENTAL .....	14
3.2 TÉCNICA CIRÚRGICA .....	14
3.3 ANÁLISE HISTOPATOLÓGICA .....	22
3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	23

<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>26</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>32</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>36</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>37</b>

## LISTA DE TABELAS

1	Seqüência das perfurações realizadas.....	21
2	Extensão da necrose produzida em milímetros no Grupo 1 – Desgaste da Broca .....	26
3	Medidas descritivas do Grupo 1 – Desgaste da Broca .....	27
4	Extensão da necrose produzida em milímetros no Grupo 2 – Velocidade de Rotação.....	29
5	Medidas descritivas do Grupo 2 – Velocidade de rotação.....	30

## LISTA DE FIGURAS

1	Acesso cirúrgico – Incisão de pele e tecido celular subcutâneo.....	15
2	Acesso cirúrgico – Exposição final .....	15
3	Perfurador de bancada com o peso de 2 quilogramas .....	16
4	Detalhe da broca metálica utilizada .....	17
5	Detalhe da perfuração óssea .....	18
6	Demonstração da perfuração óssea .....	19
7	Mensuração da distância entre os orifícios .....	20
8	Correspondência dos orifícios com a placa metálica .....	20
9	Fotomicrografia do halo de necrose da matriz óssea de coloração basofílica na borda de um orifício perfurado (Hematoxilina e Eosina, 100X) .....	24
10	Fotomicrografia em maior aumento da figura anterior, demonstrando osteócitos com núcleos basofílicos e citoplasmas claros no interior das lacunas de matriz preservada, e osteócitos necróticos representados por sombras amorfas e eosinofílicas, na região de matriz necrótica (Hematoxilina e Eosina, 400X).....	24
11	Fotomicrografia demonstrando pequeno halo de necrose na borda de um orifício perfurado (Hematoxilina e Eosina 100X) .....	25
12	Fotomicrografia em maior aumento da figura anterior, demonstrando os detalhes da borda do orifício perfurado (Hematoxilina e Eosina, 400X).....	25
13	Histogramas do Grupo 1 – Desgaste da Broca .....	28
14	Histogramas do Grupo 2 - Velocidade de Rotação.....	31

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar a necrose óssea térmica produzida por diferentes velocidades de rotação do perfurador elétrico e diferentes padrões de desgaste da superfície cortante da broca metálica durante a efetivação da perfuração óssea. Foram utilizadas ovelhas adultas de raça mestiça entre 2 e 4 anos de idade, pesando entre 40 e 45 quilogramas. Utilizamos um perfurador de bancada com controle de 5 velocidades de rotação e uma força de dois quilogramas para a realização das perfurações ósseas nas 18 tíbias utilizadas no estudo. Dividimos o estudo em 2 grupos: 1- desgaste de broca e 2 – velocidade de rotação. No grupo 1, comparamos 3 diferentes padrões de desgaste da broca metálica (broca nova, broca desgastada com 50 perfurações prévias e broca desgastada com 100 perfurações prévias). No grupo 1 utilizamos apenas a velocidade de rotação de 520 rpm. No grupo 2, comparamos 3 diferentes velocidades de rotação do perfurador elétrico (520, 1.320 e 2.600 rpm). Os resultados no grupo 1 mostraram que as brocas desgastadas produziram maior necrose óssea térmica que as brocas novas. Os resultados no grupo 2 mostraram que a velocidade de rotação de 2600 rpm produziu maior necrose óssea térmica em relação as outras 2 velocidades de rotação. Não houve diferença significativa entre as velocidades de rotação de 520 e 1320 rpm. Concluimos que o desgaste da broca metálica utilizada na perfuração óssea aumenta a produção de necrose óssea térmica. As brocas metálicas devem ser descartadas do arsenal ortopédico sempre que apresentarem sinais de desgaste. Concluimos ainda, que o aumento na velocidade de rotação para a realização de uma perfuração óssea na cortical lateral da tíbia de ovelhas adultas é um importante fator na produção de necrose óssea térmica. A faixa de velocidade de rotação ideal para a realização da perfuração óssea deve ficar entre 520 e 1.320 rpm.

## ABSTRACT

The objective of this study was to compare bone's thermal necrosis induced by different speeds of the electric drill and different patterns of drill bit's dulling during the procedure of drilling a hole. We utilized adult ewes of mixed race, aging from 2 to 4 years old, and weighting from 40 to 45 kilograms. A bench electric power drill with 5 different speed controls was used with a constant 2 kilograms force to make the bone perforations in the 18 tibias used in this study. We divided this study in 2 groups: 1- dulling of drill bits and 2- rotation speed. We compared 3 different patterns of dulling of drill bits (new drill bit, drill bit with 50 previous bone perforations and drill bit with 100 previous bone perforations). We utilized only the speed of 520 rotations per minute in group 1. In group 2, we compared 3 different speeds (520, 1.320 and 2.600 rotations per minute). The results in group 1 showed that dulled drill bits produced more bone thermal necrosis than new drill bits. The results in group 2 showed that the 2.600 rotations per minute speed produced more bone thermal necrosis than the other 2 speeds. There was no significant difference between 520 and 1320 rotations per minute speeds. We concluded that the dulled drill bits produces more bone thermal necrosis than new ones. The drill bits should be discarded from orthopaedic material when they present signs of dullness. We also concluded that the increase in speed rotation of the electric power drill is an important factor in the production of bone thermal necrosis when drilling the lateral cortex of an ewe's tibia. The ideal speed rotation should be between 520 and 1.320 rotations per minute.

# 1 INTRODUÇÃO

O tratamento das fraturas evoluiu muito ao longo da história. Porém, desde os tempos de Hipócrates, o objetivo principal do tratamento é o retorno do paciente ao seu estado anatômico e funcional anterior à fratura. Para tal, é necessário que ocorra a consolidação da fratura em uma posição funcional e esteticamente correta, no menor tempo possível.

Os termos “tratamento conservador” ou “cirúrgico” são amplamente usados na prática diária. O tratamento conservador, seja ele com a utilização de aparelhos gessados ou uso de trações, pode levar a complicações definidas como “doença fraturária” (LUCAS-CHAMPIONNIÈRE, 1907). A “doença fraturária” caracteriza-se clinicamente por edema crônico, atrofia dos tecidos adjacentes e osteoporose por desuso. Quando instalada, requer um longo tratamento fisioterápico nem sempre suficiente para a recuperação completa do paciente. Apesar disto, o tratamento conservador, quando bem indicado, deve ser a opção de escolha.

As indicações principais do tratamento cirúrgico das fraturas são: fraturas articulares, fraturas com associação de lesão arterial, politraumatizados, falha no tratamento conservador, fraturas expostas e fraturas secundárias a tumores ou metástases ósseas (HARKESS e RAMSEY, 1991). A fixação interna das fraturas deve permitir a mobilização precoce das articulações e a possibilidade de liberação de apoio com carga parcial ou total. Estas duas medidas visam prevenir a rigidez articular e a osteoporose por desuso, comuns no tratamento conservador das fraturas (ALLGÖWER, MÜLLER e PERREN, 1992).

Tanto a redução aberta quanto a fixação interna da fratura interferem no processo de consolidação. A lesão tissular provocada pelo acesso cirúrgico produz uma interrupção parcial no aporte sanguíneo do osso e dos tecidos adjacentes, adicional àquele já provocado pela fratura. Além disto, o implante utilizado também pode influenciar no tipo de consolidação da fratura.

A maioria dos procedimentos cirúrgicos realizados para a fixação das fraturas envolvem o uso de perfuração óssea. Nos casos de colocação de fixadores externos, está preconizado o uso da perfuração óssea prévia com broca metálica para facilitar a introdução dos pinos de fixação externa. A fixação interna com a utilização de parafusos isolados ou associados a placas metálicas também exige perfuração prévia com broca metálica. Até mesmo a fixação das fraturas com haste intra-medular bloqueada necessita de perfuração óssea prévia com broca metálica para a colocação dos parafusos de bloqueio.

Durante a perfuração óssea com broca metálica, parte da energia é transformada em calor pela fricção da superfície cortante da broca em contato com as bordas do orifício e com os fragmentos de osso formados durante a perfuração. Esta elevação da temperatura no local de perfuração pode se traduzir em necrose térmica do osso.

O objetivo deste trabalho é comparar a extensão da necrose óssea térmica produzida por diferentes velocidades de rotação do perfurador elétrico e diferentes padrões de desgaste da superfície cortante da broca metálica durante a efetivação da perfuração óssea.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

HIPÓCRATES, citado por WIGGINS e MALKIN (1976, p. 553), em 500 a.C., descreveu o processo de trepanação do osso craniano, preconizando o uso de água fria para diminuir a lesão térmica no osso.

A perfuração óssea começou a fazer parte da cirurgia ortopédica em 1886, quando HANSMANN, citado por SAHA, PAL e ALBRIGHT (1982, p. 245), perfurou um osso fraturado para fixá-lo com uma placa metálica.

### 2.1 TIPO DE PERFURADOR

BLOCK (1925) já citava a importância da existência do calor produzido por serras e perfuradores elétricos.

Durante a II Guerra Mundial, GILLIES (1941) comprovou a existência de necrose óssea ao redor de pinos metálicos utilizados para o tratamento de fraturas. Atribuiu esta necrose ao calor produzido pelo uso do perfurador elétrico.

RUSHTON e WALKER (1942) sugeriram o uso de perfuradores elétricos com controle de baixa rotação na fixação com pinos das fraturas da mandíbula.

Em 1943 diversos estudos realizados por cirurgiões dentistas mencionaram a possibilidade de desvitalização do osso pelo calor produzido com a utilização de perfuradores elétricos, sugerindo o uso de perfuradores manuais no lugar dos

elétricos (CONVERSE, 1943; IVY e CURTIS, 1943; WALDRON, KAZANJIAN e PARKER, 1943).

PETERSON (1952) relatou a importância da relação precisa entre o diâmetro do orifício realizado e o do parafuso utilizado para a fixação da fratura. A imprecisão desta relação poderia promover a soltura precoce do material de fixação interna.

HORNER (1961) contestou o uso de perfuradores manuais quando, ao utilizá-los encontrou orifícios com diâmetro duas a três vezes maior do que quando utilizou perfurador elétrico.

JACOBS e RAY (1972) relataram que o uso de serras elétricas para a retirada de enxerto ósseo poderiam provocar uma lesão térmica capaz de retardar ou diminuir a qualidade da consolidação óssea.

## 2.2 VELOCIDADE DE ROTAÇÃO

ANDERSON e FINLAYSON (1943) concluíram que a perfuração do osso realizada com velocidade elevada produziu um aumento de temperatura na extremidade do pino metálico capaz de causar uma cauterização local, resultando em coagulação e queima dos canais de Havers. Definiram esta lesão como “necrose asséptica térmica”.

PETERSON (1947) citou que o uso da broca em elevada velocidade de rotação queima o osso e produz necrose óssea, principalmente se a broca metálica estiver desgastada.

THOMPSON (1958) relatou que o uso de equipamentos de alta velocidade para a perfuração óssea foi responsável pela necrose óssea adjacente ao local da perfuração. As lesões histológicas encontradas na fase aguda foram: hiperemia, degeneração de osteócitos e fragmentação das bordas ao redor dos orifícios ósseos. A fragmentação ocorreu principalmente quando foi utilizada perfuração com controle de baixa rotação. Seus resultados histológicos mostraram uma maior lesão osteolítica quanto maior foi a velocidade de perfuração. Concluiu que a velocidade ideal de perfuração seria de 500 rotações por minuto (rpm) pela mínima lesão histológica causada em relação às velocidades superiores. Concluiu ainda que com esta velocidade de rotação se obtém uma menor fragmentação das bordas, possibilitando maior facilidade de penetração no osso em relação às velocidades menores.

PALLAN (1960) relatou que a lesão térmica provocada ao redor de pinos de fixação externa estava diretamente relacionada com a velocidade de rotação utilizada. Em seu estudo, a velocidade de rotação ideal para a introdução dos pinos foi de 500 rpm.

MATHEWS e HIRSCH (1972) discordaram dos estudos que definiram a velocidade de perfuração como fator principal da geração de calor durante a perfuração óssea. Em seu estudo, a velocidade não influenciou nem no aumento máximo da temperatura, nem no tempo em que a mesma permanecia elevada. Os autores atribuíram o aumento de temperatura principalmente a outros fatores como a força utilizada durante a perfuração.

JACOB et al. (1976) compararam sete diferentes tipos de broca que foram usadas com velocidades que variaram de 100 a 2.360 rpm. Definiram como velocidade ideal de perfuração óssea a faixa entre 750 e 1.250 rpm.

RHINELANDER (1980) relatou que tanto a velocidade de rotação quanto a força aplicada na perfuração devem ser analisadas separadamente. Os pinos devem ser introduzidos mais lentamente, por apresentarem uma ponta cortante de pior capacidade de penetração, enquanto que as brocas, por serem instrumentos de perfuração mais afiados, podem ser utilizadas com velocidades maiores sem que se produza a lesão térmica. Este autor também citou que brocas de diâmetro menor produziram menor reação térmica do que as de maior diâmetro.

FERNÁNDEZ (1991) relatou que o uso de perfuradores com controle de baixa rotação diminuíam a incidência de necrose óssea térmica durante a introdução de pinos de fixação externa.

### 2.3 UTILIZAÇÃO DE PERFURAÇÃO PRÉVIA

MATHEWS e HIRSCH (1972) estudaram a utilização de perfuração prévia com uma broca de 2,2 milímetros de diâmetro para em seguida fazer o orifício ósseo definitivo com a broca de 3,2 milímetros. Concluíram que este foi um método efetivo para a redução da produção de calor durante a perfuração óssea, porém com a inconveniência do aumento do tempo do procedimento cirúrgico.

MATHEWS, GREEN e GOLDSTEIN (1984) estudaram a colocação de pinos de fixação externa levando em consideração três variantes principais: a velocidade

de rotação do perfurador elétrico, a geometria da ponta dos pinos e a utilização de perfuração prévia. Relataram que a velocidade de rotação na introdução do pino teve pouca influência no aumento de temperatura, tanto no ponto máximo quanto na duração do aumento da temperatura. Concluíram que a perfuração prévia com broca metálica foi o melhor método de prevenção da lesão térmica na colocação de pinos para a fixação externa de fraturas.

FERNÁNDEZ (1991) relatou que a utilização de perfuração prévia com broca metálica reduziu a produção de calor na inserção de pinos de fixação externa.

#### 2.4 RELAÇÃO ENTRE TEMPERATURA E LESÃO ÓSSEA

Poucos estudos são específicos sobre qual seria a temperatura capaz de produzir lesão térmica no osso. ROBINSON (1952) definiu que o osso é constituído principalmente por colágeno e hidroxiapatita. Estes elementos seriam afetados pelo aumento da temperatura.

ROUILLER e MAJNO (1953) encontraram necrose de osteócitos em ossos longos de coelho que foram expostos à temperatura de 55° C durante um minuto.

BONFIELD e LI (1968) estabeleceram que as alterações provocadas nas propriedades mecânicas do osso aquecido acima de 50° C eram irreversíveis, sendo que, nesta temperatura, existe uma reorientação das moléculas de colágeno determinando um enfraquecimento das pontes existentes entre o colágeno e a hidroxiapatita.

MATHEWS e HIRSCH (1972) mostraram a incidência de elevações de temperatura durante a realização de perfurações em fêmur de cadáver humano com broca metálica de 3.2 mm de diâmetro que atingiram o ponto máximo de 140° C. Os autores utilizaram 3 velocidades de rotação diferentes para a execução das perfurações (345, 885 e 2.900 rpm), e 3 forças diferentes para estas perfurações (2, 6 e 12 quilogramas). Obtiveram a maior média de aumento de temperatura (93° C) no grupo com rotação de 2.900 rpm e força de 2 quilogramas.

KRAUSE et al. (1982) relataram que o efeito do calor no tecido ósseo pode resultar na desnaturação de enzimas e proteínas de membranas, resultando em morte celular. A elevação da temperatura acelera a atividade enzimática até um ponto limite, após o qual acontece a sua inativação. Cada enzima tem uma temperatura específica onde começa a sua inativação. Por exemplo, a temperatura de desnaturação do colágeno no estado sólido é de 112° C e 66° C quando intumescido em água deionizada.

ERIKSSON e ALBREKTSSON (1983) encontraram a desativação *in vitro* da fosfatase alcalina quando submetida a uma temperatura de 56° C .

## 2.5 GEOMETRIA DA BROCA METÁLICA

Existem diversas funções da broca metálica na realização correta da perfuração óssea. A broca metálica deve eliminar os fragmentos produzidos durante a perfuração, avançar na direção desejada e produzir um orifício uniforme e regular. À medida em que a broca metálica progride, ocorre a formação de fragmentos

ósseos, que tendem a seguir pelos 2 caminhos espirais formados pelas flautas da broca até a superfície do osso (SNEATH, 1964).

MATHEWS e HIRSCH (1972) citaram aumento da fricção provocado pelos fragmentos ósseos presos nas flautas da broca metálica como fator de aumento da temperatura. Concluíram que quanto menor for o número necessário de rotações da broca metálica para que se perfurasse a cortical, menor era a produção de calor. Sugeriram então um aumento da força utilizada, para que a perfuração fosse feita com o menor número de rotações da broca metálica.

SAHA, PAL e ALBRIGHT (1982) relataram que os fragmentos ósseos podem ficar presos nas flautas da broca metálica, principalmente quando o orifício é feito num osso de cortical espessa. Quando isto acontece, existe um aumento da fricção que se traduz em um aumento da produção de calor.

HARKESS e RAMSEY (1991) citaram a necessidade de que se faça uma limpeza das flautas da broca a cada perfuração para eliminar o excesso de fragmentos ósseos que constituem um fator gerador de calor.

O desenho ou geometria da broca metálica podem modificar a qualidade da perfuração óssea. WIGGINS e MALKIN (1976); SAHA, PAL e ALBRIGHT (1982); NATALI, INGLE e DOWELL (1996) sugeriram modificações na geometria das brocas metálicas, dando ênfase principalmente ao ângulo da ponta e à eficiência das flautas. Estas modificações visavam tornar a broca metálica um elemento com maior facilidade de penetração na cortical óssea. Por conseqüência, isto diminuiu o número de rotações necessárias para a perfuração, além de diminuir a possibilidade do acúmulo de fragmentos ósseos presos na flauta da broca metálica. Como resultado tiveram uma menor elevação na temperatura durante a perfuração óssea.

## 2.6 FORÇA DE PERFURAÇÃO

MATHEWS e HIRSCH (1972) compararam três diferentes forças de perfuração: 2, 6 e 12 quilogramas, encontrando uma menor elevação de temperatura, bem como um menor tempo de permanência desta elevação térmica quanto maior foi a força aplicada. O aumento na força de perfuração óssea diminuiu a produção de calor, possivelmente pela maior distribuição do calor aos fragmentos de osso produzidos e menor distribuição à broca metálica e ao espécime perfurado. Além disto, o menor número de rotações necessárias para a conclusão da perfuração também gerou uma menor produção de calor. Concluíram que a força ideal utilizada na perfuração óssea deveria ser de 12 quilogramas.

HARKESS e RAMSEY (1991) referiram que a perfuração do osso deveria ser feita preferencialmente com um ângulo de 90° entre a broca metálica e o osso, e com uma pressão suficiente para facilitar a penetração da broca metálica, mas não citaram valores numéricos de força.

## 2.7 USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO

HENSCHEL (1944) relatou que o uso de líquidos durante a realização de perfurações para o preparo da cavidade dentária, diminuiu não só o risco de lesão térmica no osso, como também diminuiu a dor dos pacientes.

PETERSON (1952) sugeriu o uso de líquidos que resfriassem as perfurações ou os cortes por serras para diminuir o dano térmico produzido no osso.

PERREN et al. (1969) utilizaram irrigação contínua com solução de Ringer lactato para a prevenção do dano térmico produzido durante a realização de osteotomia na tíbia de carneiro em estudo da fixação óssea com placa de compressão.

MATHEWS e HIRSCH (1972) fizeram um estudo da irrigação manual utilizando-se uma seringa de 100 mililitros, comparada à irrigação forçada a 300, 500 e 1000 mililitros por minuto durante a perfuração óssea. Não encontraram nenhum aumento de temperatura acima de 50° C nas perfurações onde a irrigação foi utilizada. Recomendaram o uso de irrigação sempre que se fizesse uma perfuração óssea. Nos casos em que são utilizados guias para a perfuração óssea, estes deveriam ser suficientemente recuados para que a irrigação pudesse ser feita diretamente no local perfurado.

LUNDSKOG (1972) citou que a circulação sangüínea nos canais vasculares do osso poderia ser um fator de resfriamento.

MATHEWS e HIRSCH (1972) referiram que este fluxo sangüíneo não seria um fator significativo de resfriamento porque ocorreria a coagulação e oclusão destes pequenos vasos sangüíneos durante a perfuração óssea.

KRAUSE et al. (1982) concluíram que a irrigação devia ser usada para que se controle o aumento da temperatura e se previna a necrose térmica do osso. Concordaram que seria duvidosa a participação do fluxo sangüíneo cortical como fator de resfriamento local, e que este fluxo sangüíneo estaria ainda mais diminuído em cirurgias que utilizam garroteamento.

SAHA, PAL e ALBRIGHT (1982) sugeriram que o calor gerado durante a perfuração óssea seria parcialmente dissipado pela presença de sangue e fluidos

tissulares, e parte do calor seria absorvido pelos fragmentos ósseos formados durante a perfuração óssea.

## 2.8 DESGASTE DA BROCA

PETERSON (1952) considerou que a broca metálica devia ser um item de consumo no material ortopédico e descartada sempre que estiver desgastada. Referiu ainda que uma broca quebrada podia ocupar o espaço de um parafuso fundamental na fixação interna, além de se tornar um corpo estranho no osso, de difícil retirada.

FERNÁNDEZ (1991) citou que o uso de brocas metálicas afiadas, bem como a não reutilização dos pinos de fixação externa, diminuía o risco de produção de necrose térmica.

HARKESS e RAMSEY (1991) aconselharam que uma broca desgastada ou danificada nunca devia ser utilizada. Consideraram como broca desgastada aquela usada em 40 perfurações ósseas prévias ou brocas com dificuldade de progressão no osso. Citaram ainda que brocas de aço são instrumentos afiados, porém frágeis. Não se deve angular estas brocas na perfuração ou usá-las de modo grosseiro, o que pode levar à sua quebra no decorrer do procedimento cirúrgico.

FOTHI, PERREN e AUER (1992) relataram que os locais mais comuns de ocorrer quebra de brocas durante a perfuração óssea são: o terço proximal do fêmur, a tíbia e a pelve. Os fragmentos de brocas quebradas dentro do osso só devem ser retirados quando estiverem em contato com outro material de implante. Ressaltaram

ainda, que podem ocorrer reações em forma de irritação crônica e possível metaplasia óssea.

NATALI, INGLE e DOWELL (1996) relataram que brocas gastas produziam uma maior lesão térmica e também requiseram uma força maior de penetração que podia resultar em lesão na cortical perfurada ou nos tecidos adjacentes. Além disto, esta maior força podia resultar em quebra da broca e até lesão ao cirurgião.

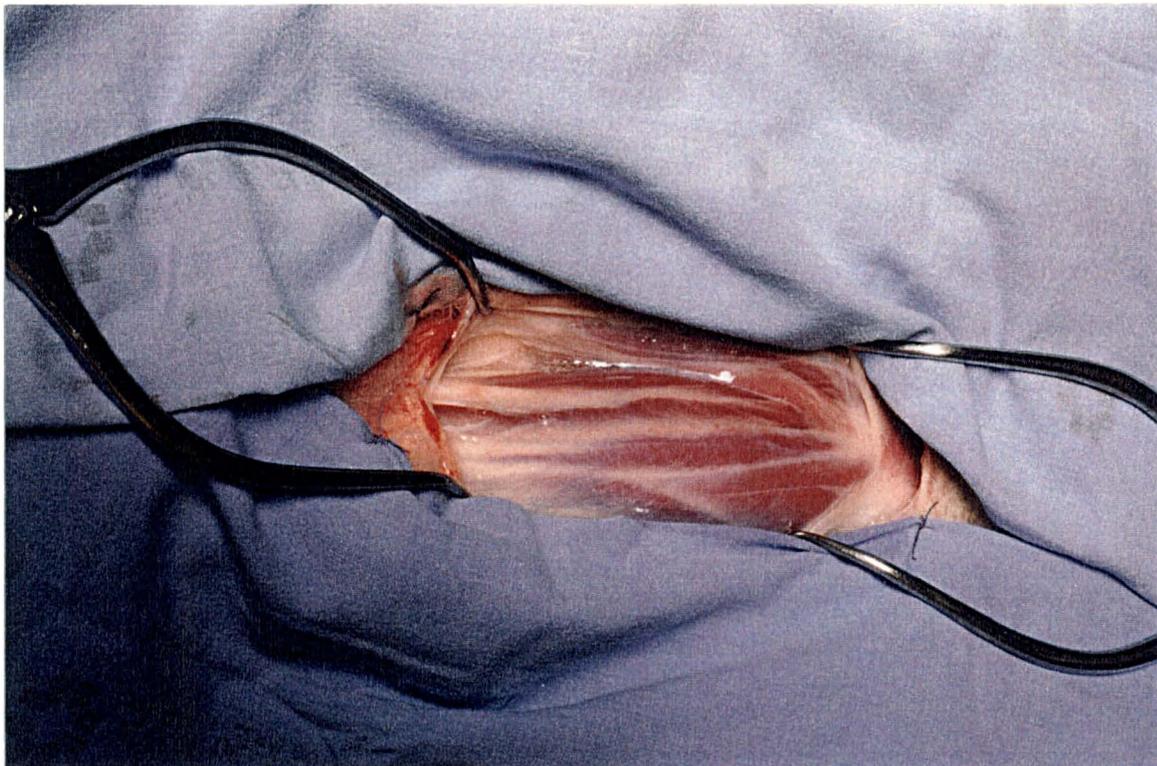
## 3 MATERIAL E MÉTODOS

### 3.1 Grupo experimental

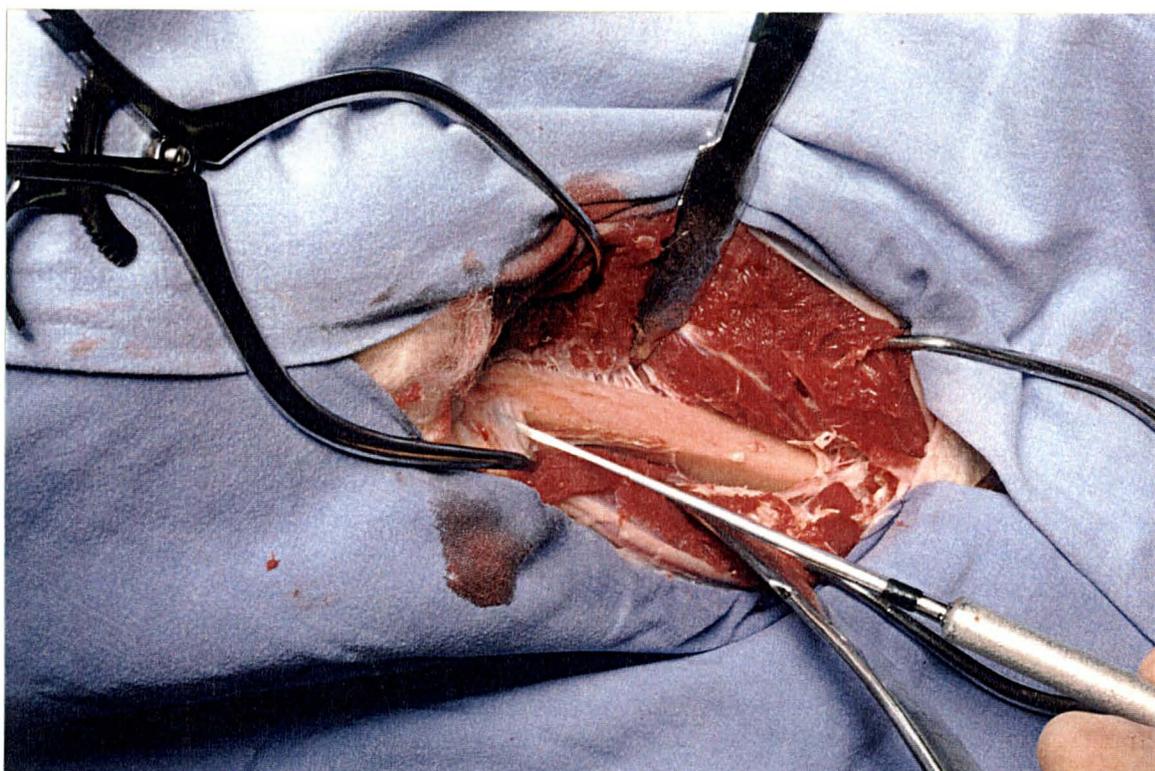
Foram utilizadas 19 ovelhas adultas de raça mestiça entre 2 e 4 anos de idade, com o peso variando entre 40 e 45 quilogramas. De um total de 19 animais, um foi utilizado como controle e os outros 18 foram objeto de perfurações ósseas. Todas as ovelhas foram previamente examinadas por uma médica veterinária que constatou perfeitas condições clínicas dos animais, sendo que os procedimentos cirúrgicos foram realizados numa clínica veterinária sob a supervisão daquela médica.

### 3.2 Técnica Cirúrgica

As ovelhas foram pesadas para calcular a dose anestésica usada, e deixadas em jejum alimentar de 12 horas. Foi utilizado o protocolo anestésico para anestesia geral dissociativa de ovinos e caprinos da Faculdade de Veterinária da UFPR. O ato anestésico constou de 2 fases. A primeira com a indução anestésica utilizando cloridrato de tiazina na dose de 10 miligramas por quilograma de peso associado com sulfato de atropina na dose de 0,5 miligramas por quilograma de peso administrados por via intra-muscular. A segunda fase de anestesia plena com cloridrato de ketamina na dose de 0,2 miligramas por quilograma de peso administrado por via intra-muscular. As ovelhas foram mantidas em decúbito lateral. Procedeu-se ao preparo do membro com tricotomia, realizando-se acesso lateral à tíbia traseira direita da ovelha, com divulsão do plano inter-muscular até o osso. Realizada exposição de todo o segmento diafisário da tíbia, com abertura longitudinal do perióstio (FIGURAS 1 e 2).



**FIGURA 1:** Acesso cirúrgico – incisão de pele e tecido celular subcutâneo.



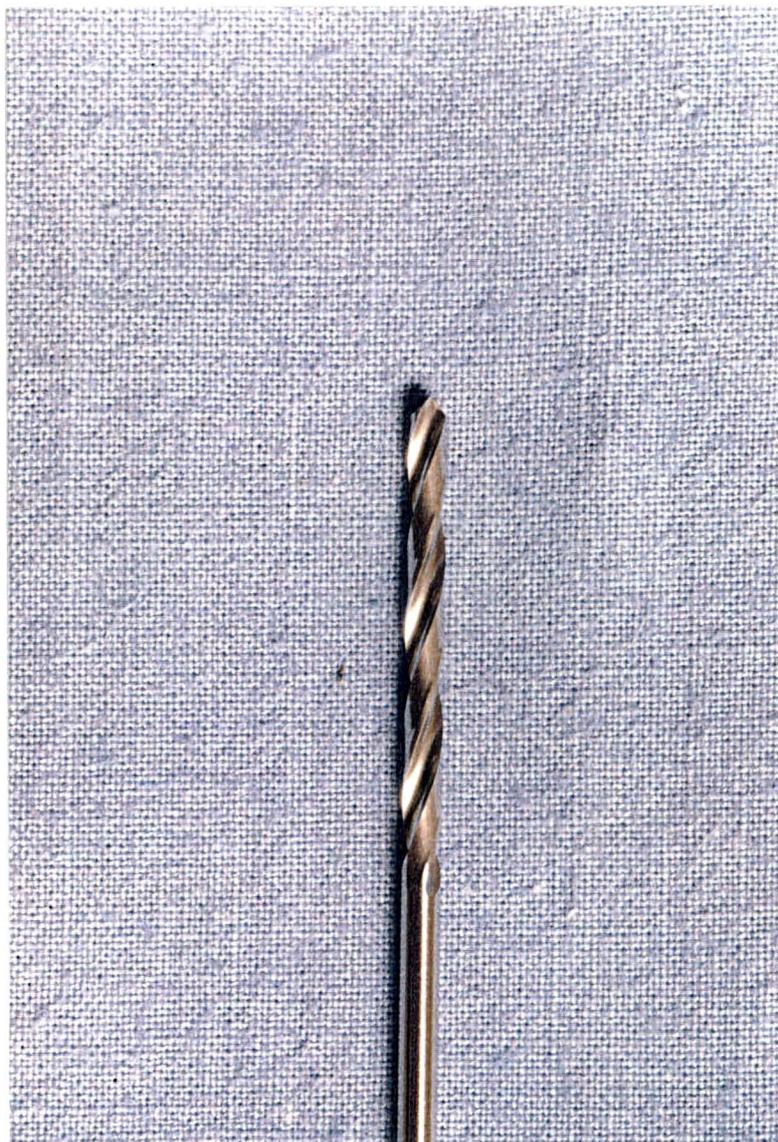
**FIGURA 2:** Acesso cirúrgico – exposição final.

Foi utilizado um perfurador elétrico de bancada com cinco controles diferentes de velocidade de perfuração. Os orifícios foram todos realizados aplicando-se uma força igual de 2 quilogramas (FIGURA 3). Utilizou-se um aparelho de estabilização de voltagens para evitar variações na rede elétrica que pudessem influenciar na ação do perfurador.



**FIGURA 3:** Perfurador elétrico de bancada com o peso de 2 quilogramas.

As brocas metálicas utilizadas eram de aço, do tipo *standard* (ângulo de ponta de  $90^\circ$  e espiral *standard*), de 2,4 mm de diâmetro e 127 mm de comprimento (MicroAire® Surgical Instruments) (FIGURA 4). Todas as brocas eram novas e embaladas em invólucro estéril de fábrica.



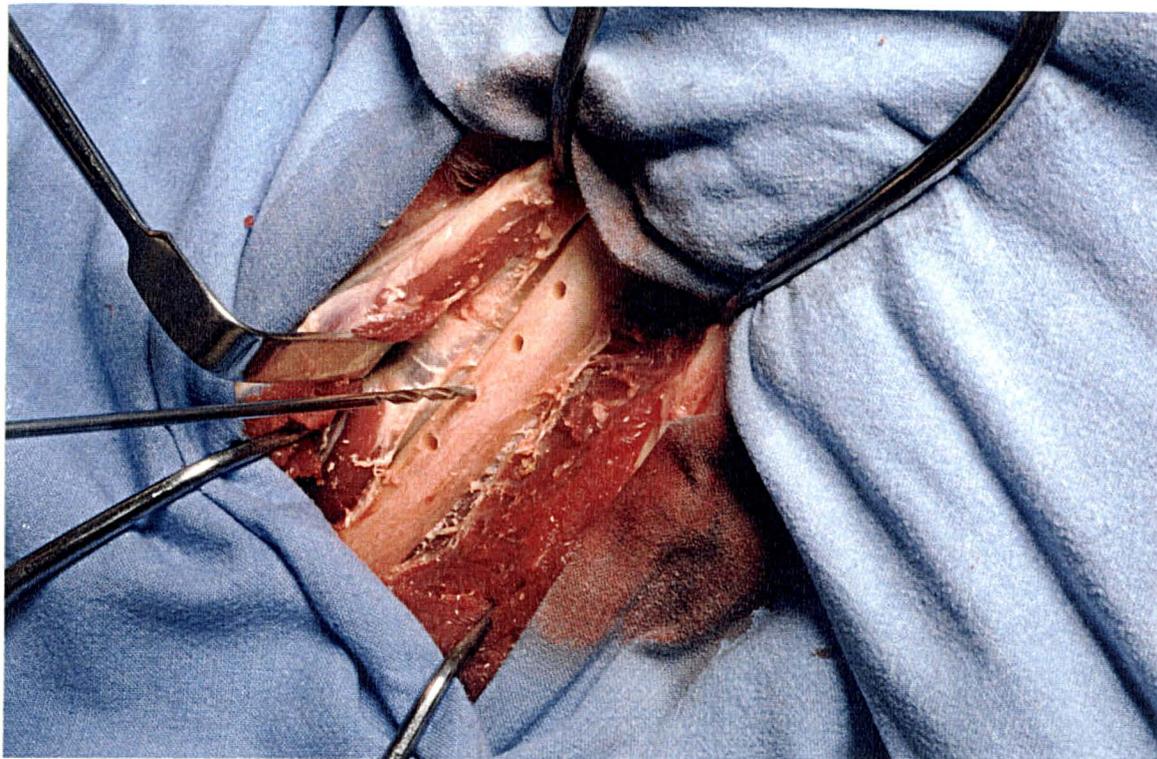
**FIGURA 4:** Detalhe da broca metálica utilizada.

O estudo foi dividido em 2 grupos: 1- desgaste da broca e 2- velocidade de rotação.

No grupo 1, foram comparados três padrões diferentes de desgaste da broca. Para tal fizemos um desgaste prévio de duas brocas para cada tíbia utilizada no estudo. Uma com desgaste de 50 e outra de 100 perfurações prévias realizadas em fêmur bovino. Utilizou-se somente a velocidade de 520 rpm para a comparação entre as brocas metálicas desgastadas. Com isto pudemos fazer a comparação entre orifícios realizados com três padrões diferentes de desgaste da broca (broca nova, broca desgastada 50 vezes e broca desgastada 100 vezes).

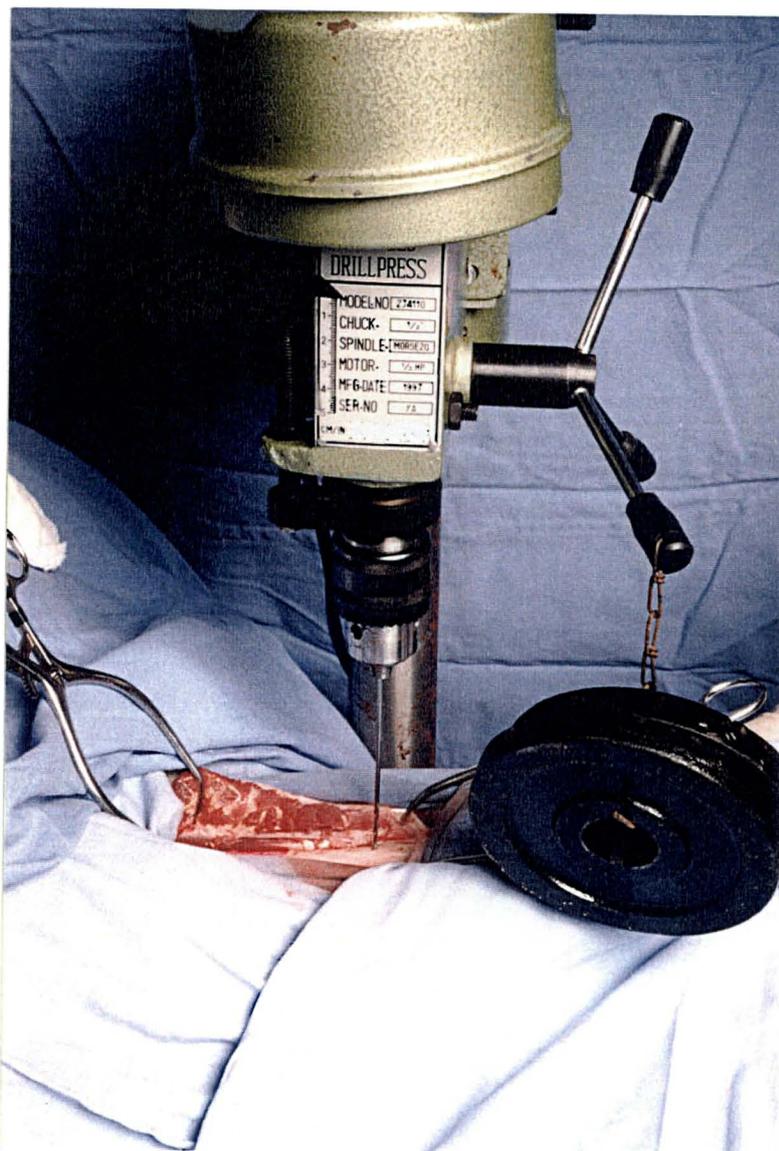
No grupo 2, foram comparadas três velocidades de rotação diferentes (520, 1.320 e 2.600 rpm). Neste grupo utilizou-se apenas brocas novas.

Foram realizadas 5 perfurações na cortical lateral da diáfise da tíbia, iniciando na extremidade distal do segmento diáfisário e prosseguindo em direção ao segmento proximal. O orifício realizado com broca nova à 520 rpm foi utilizado na comparação dos 2 grupos de estudo (FIGURAS 5 e 6).

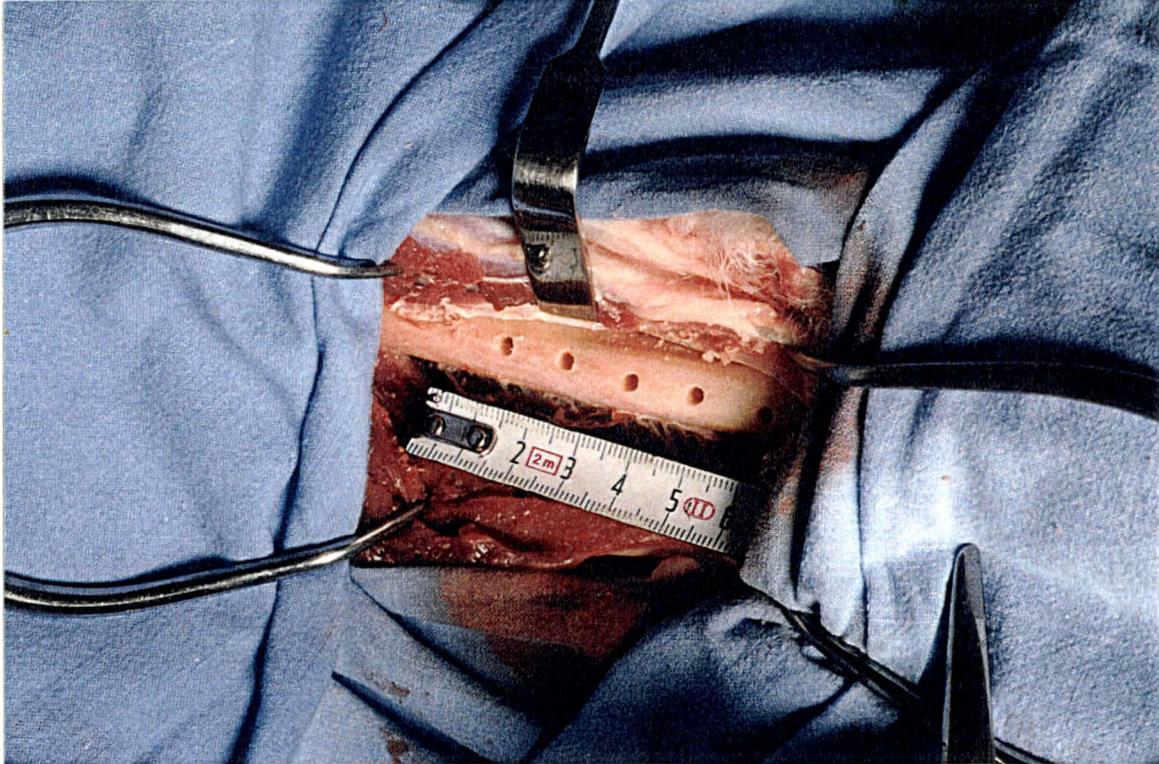


**FIGURA 5:** Detalhe da perfuração óssea.

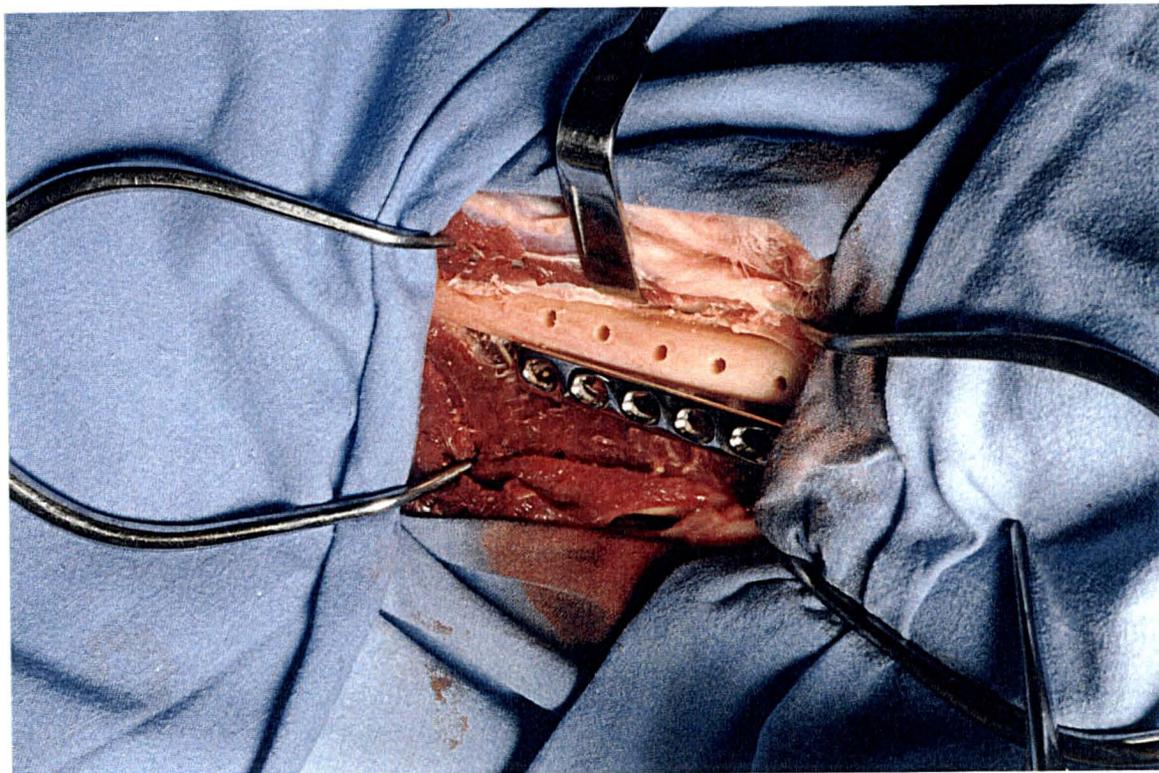
A distância utilizada entre cada orifício foi de doze milímetros, correspondente à distância entre os orifícios de uma placa de compressão dinâmica de pequenos fragmentos (Synthes®) (FIGURAS 7 e 8).



**FIGURA 6:** Demonstração da perfuração óssea.



**FIGURA 7:** Mensuração da distância entre os orifícios.



**FIGURA 8:** Correspondência dos orifícios com a placa metálica.

Utilizamos seqüências diferentes de perfuração em cada tíbia (TABELA 1). Foi utilizada uma broca nova para cada tíbia perfurada. Após a realização das perfurações ósseas, o segmento diafisário da tíbia com as perfurações foi ressecado com a utilização de serra manual, colocado em solução de formol a 10%, e identificado para posterior análise histológica. O animal foi então sacrificado.

**TABELA 1 – SEQÜÊNCIA DAS PERFURAÇÕES REALIZADAS**

TÍBIA PERFURADA	ORIFÍCIO No 1	ORIFÍCIO No 2	ORIFÍCIO No 3	ORIFÍCIO No 4	ORIFÍCIO No 5
1	A	B	C	X	Y
2	C	B	A	Y	X
3	A	C	B	X	Y
4	B	C	A	Y	X
5	C	A	B	X	Y
6	B	A	C	Y	X
7	X	Y	A	B	C
8	Y	X	C	B	A
9	X	Y	A	C	B
10	Y	X	B	C	A
11	X	Y	C	A	B
12	Y	X	B	A	C
13	A	X	Y	B	C
14	A	Y	X	C	B
15	A	B	X	Y	C
16	B	A	Y	X	C
17	C	X	Y	A	B
18	C	Y	X	B	A

A – broca nova com velocidade de perfuração de 520 rpm; B – broca nova com velocidade de perfuração de 1320 rpm; C – broca nova com velocidade de perfuração de 2600 rpm; X – broca usada com 50 perfurações prévias e velocidade de 520 rpm; Y – broca usada com 100 perfurações prévias e velocidade de 520 rpm.

### 3.3 Análise histopatológica

Após a remoção dos segmentos ósseos perfurados e desbridamento dos tecidos adjacentes, os segmentos ósseos foram imersos em solução de formol a 10% (formalina), e fixados por um período de 72 horas. Em seguida, os segmentos ósseos foram descalcificados em solução descalcificadora contendo formalina e ácido nítrico a 8% e mantidos em estufa a 37° C, até que os segmentos ósseos estivessem descalcificados e prontos para amostragem histológica. Em média, os segmentos ósseos estavam descalcificados após 48 horas imersos na solução descalcificadora. A amostra foi efetuada incluindo-se uma das bordas do orifício perfurado e o osso cortical adjacente. Em seguida, o material foi submetido a processamento histológico rotineiro com inclusão em parafina. A microtomia foi efetuada com 5 micrômetros de espessura e os cortes histológicos foram corados pela técnica de hematoxilina e eosina e examinados em microscópio óptico comum modelo Olympus BHC (Olympus®) adaptado com retículo para mensuração de espessura em ocular Olympus WHK 10X (Olympus®) (MICHALANY, 1980).

A necrose óssea térmica foi identificada como sendo a alteração observada na borda do orifício perfurado em que a matriz óssea, pela necrose coagulativa, adquiriu coloração basofílica e as lacunas ósseas continham apenas sombras amorfas e eosinofílicas dos osteócitos necróticos.

A extensão da necrose foi medida com o auxílio do retículo adaptado na ocular do microscópio óptico, calibrado com régua micrométrica OBM 1/100 (Olympus®). Para o conjunto ocular 10X e objetiva 4X do microscópio utilizado, cada unidade no retículo da ocular, correspondia a 0,42 milímetros. A mensuração foi feita

contando-se o número de unidades com o auxílio do retículo da ocular e, posteriormente, o valor correspondente em milímetros foi calculado utilizando-se regra de três.

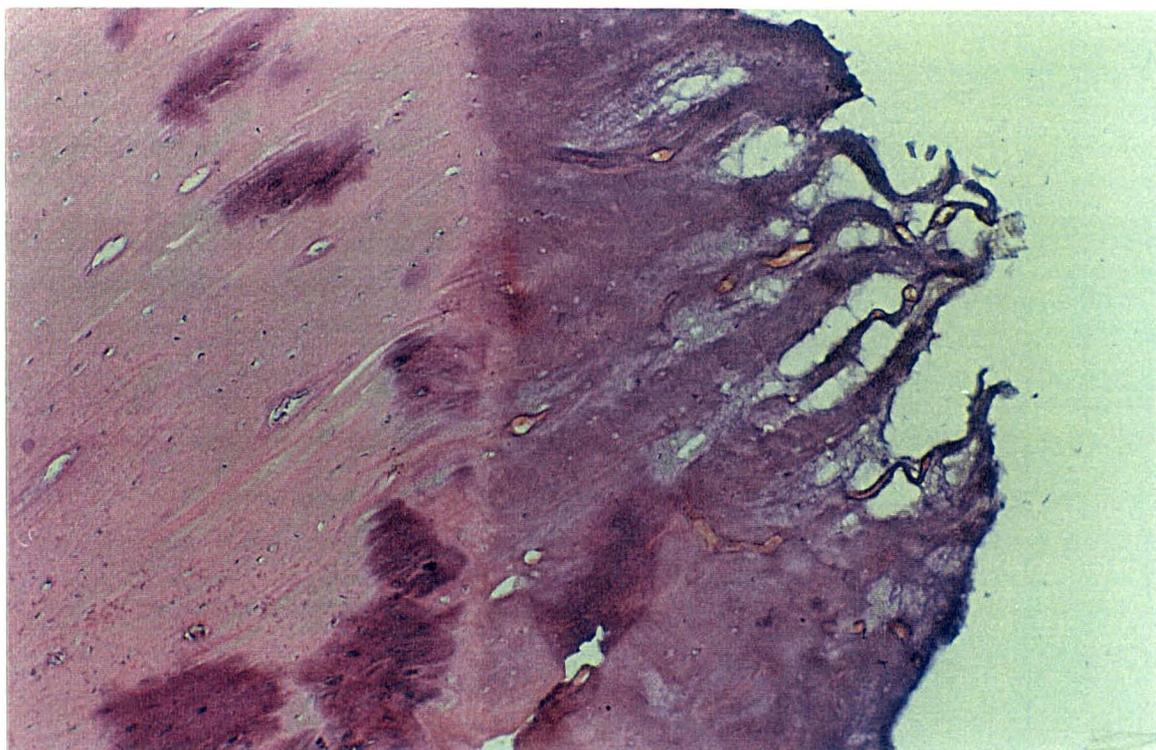
As figuras 9 e 10 representam fotomicrografias da borda do orifício perfurado demonstrando halo de necrose térmica do tecido ósseo, com espessura avaliada em 0,357 milímetros, contendo matriz basofílica, em contraste com a matriz óssea íntegra e de coloração eosinofílica, e os osteócitos representados apenas por sombras amorfas e eosinofílicas das estruturas celulares.

As figuras 11 e 12 representam fotomicrografias da borda de um orifício perfurado contendo apenas um pequeno halo de necrose óssea, com espessura avaliada em 0,047 milímetros.

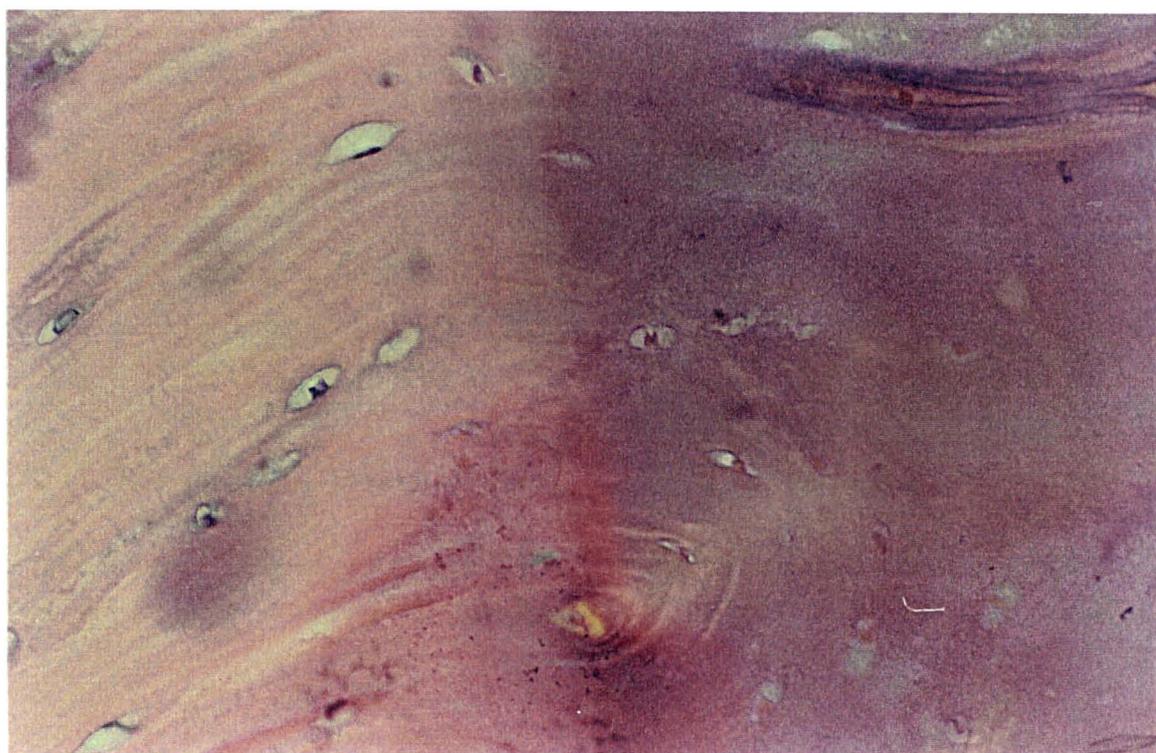
### 3.4 Análise estatística

Inicialmente, procedeu-se ao cálculo das medidas descritivas para compreendermos o comportamento das variáveis em estudo. Utilizou-se também o gráfico tipo histograma para visualizar a tendência central e a dispersão dos dados.

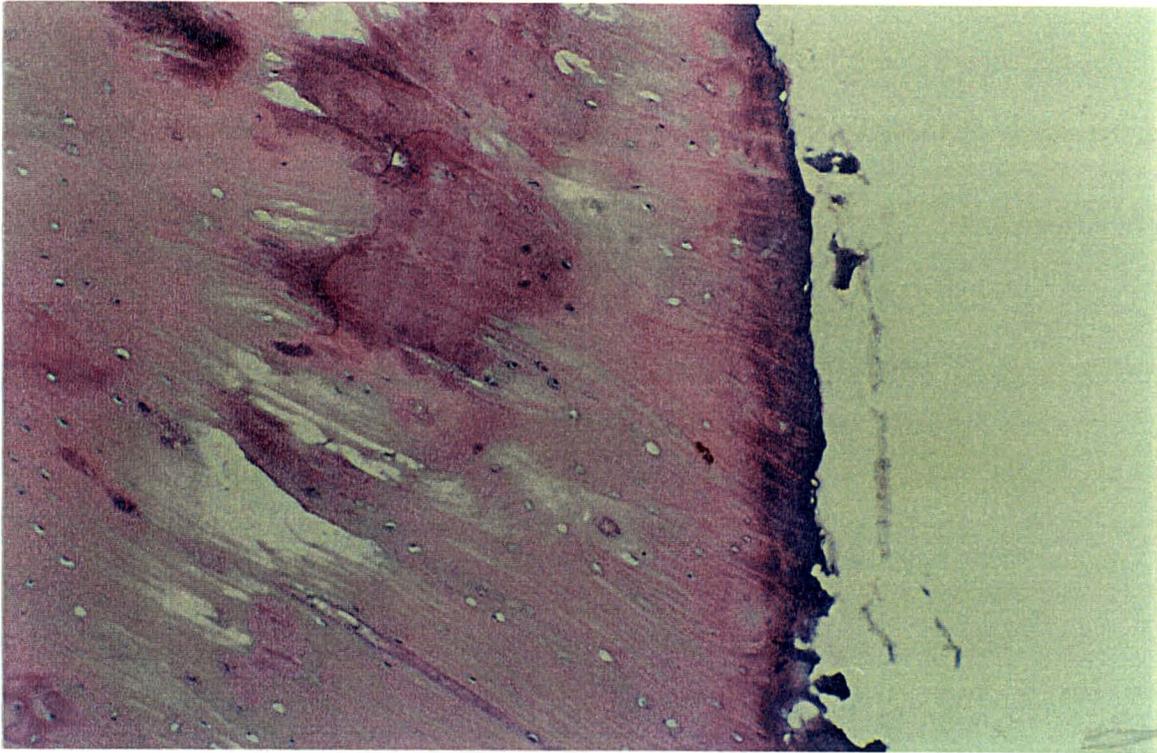
Para a comparação dos 2 grupos de estudo, utilizou-se a técnica estatística de análise de variância simples com teste de comparação mínima L.S.D. (*Least Significance Difference*). Foi fixado o nível de significância de 5% (p-valor menor ou igual a 0,05) para todas as análises.



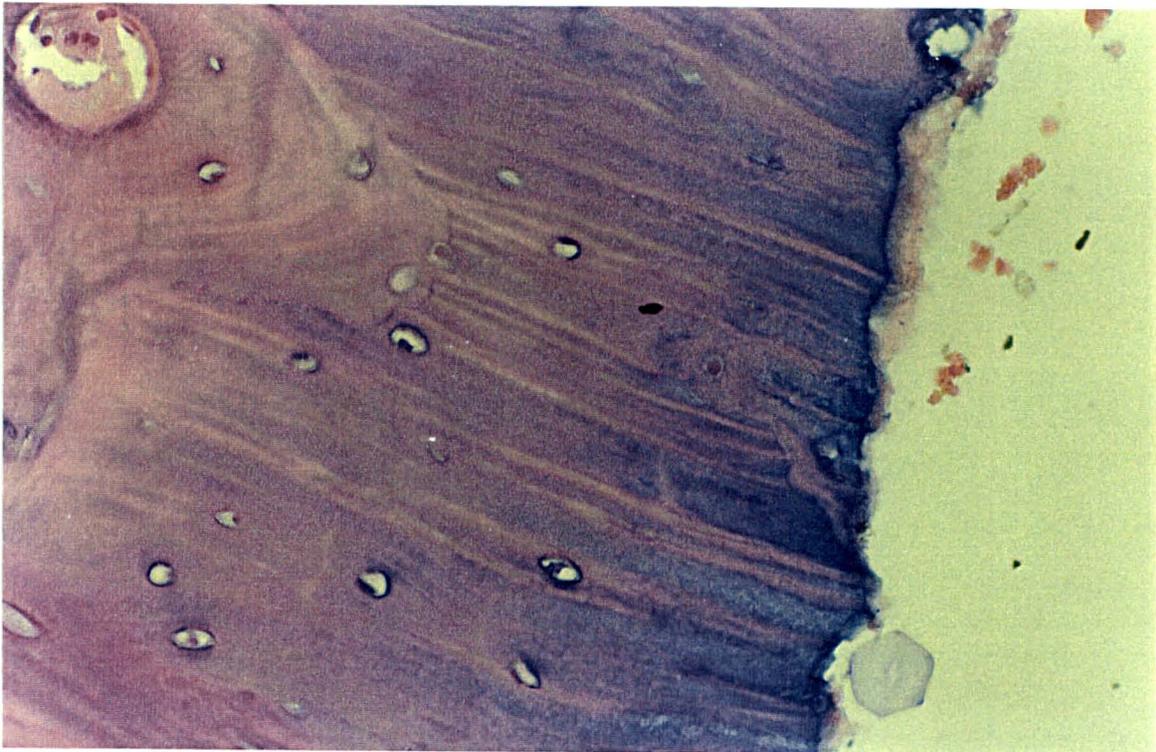
**FIGURA 9:** Fotomicrografia do halo de necrose da matriz óssea de coloração basofílica na borda de um orifício perfurado (Hematoxilina e Eosina, 100X).



**FIGURA 10:** Fotomicrografia em maior aumento da figura anterior demonstrando osteócitos com núcleos basofílicos e citoplasmas claros no interior das lacunas de matriz preservada, e osteócitos necróticos representados por sombras amorfas e eosinofílicas, na região de matriz necrótica (Hematoxilina e Eosina, 400X).



**FIGURA 11:** Fotomicrografia demonstrando pequeno halo de necrose na borda de um orifício perfurado (Hematoxilina e Eosina, 100X).



**FIGURA 12:** Fotomicrografia em maior aumento da figura anterior, demonstrando os detalhes da borda do orifício perfurado (Hematoxilina e Eosina, 400X).

## 4 RESULTADOS

### 4.1 GRUPO 1 – DESGASTE DA BROCA

A análise histológica mostrou uma variação de 0 a 0,404 milímetros de necrose óssea produzida (TABELA 2).

**TABELA 2 – EXTENSÃO DA NECROSE PRODUZIDA EM MILÍMETROS NO GRUPO 1 – DESGASTE DA BROCA**

TÍBIA	NOVA	USADA 50	USADA 100
1	0	0,261	0,119
2	0,047	0,047	0,095
3	0	0	0,238
4	0,047	0,095	0,023
5	0,047	0,023	0,047
6	0,023	0,047	0
7	0	0,047	0,047
8	0	0,190	0,285
9	0	0,357	0,357
10	0,095	0,238	0,238
11	0,047	0,047	0,023
12	0	0,404	0,214
13	0	0,095	0,071
14	0,095	0,023	0,023
15	0,071	0,166	0,095
16	0,047	0,166	0,190
17	0,023	0,166	0,166
18	0,023	0,023	0,023

Valores expressos em milímetros. Nova – broca nova ; Usada 50 – broca desgastada com 50 perfurações prévias; Usada 100 – broca desgastada com 100 perfurações prévias.

O cálculo das medidas descritivas (média, tamanho da amostra e desvio padrão) foi expresso na TABELA 3. Apenas um em cada grupo de 18 orifícios realizados com as brocas metálicas usadas (por 50 vezes ou 100 vezes) não apresentou necrose óssea térmica na histologia. Já no grupo das brocas novas isto ocorreu em 7 dos 18 orifícios (FIGURA 13).

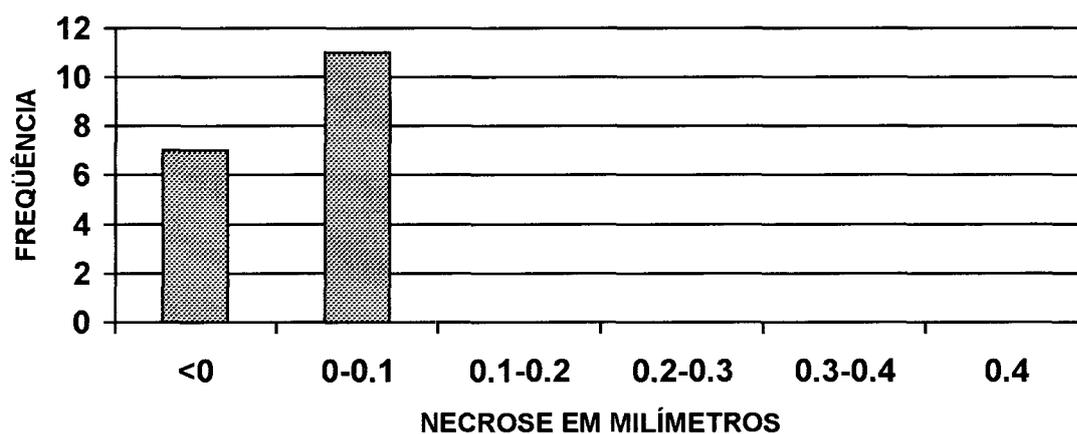
**TABELA 3 – MEDIDAS DESCRITIVAS DO GRUPO 1  
DESGASTE DA BROCA**

	MÉDIA	TAMANHO DA AMOSTRA (n)	DESVIO PADRÃO
NOVA	0,031	18	0,032
USADA 50	0,133	18	0,119
USADA 100	0,125	18	0,106
TOTAL	0,096	54	0,103

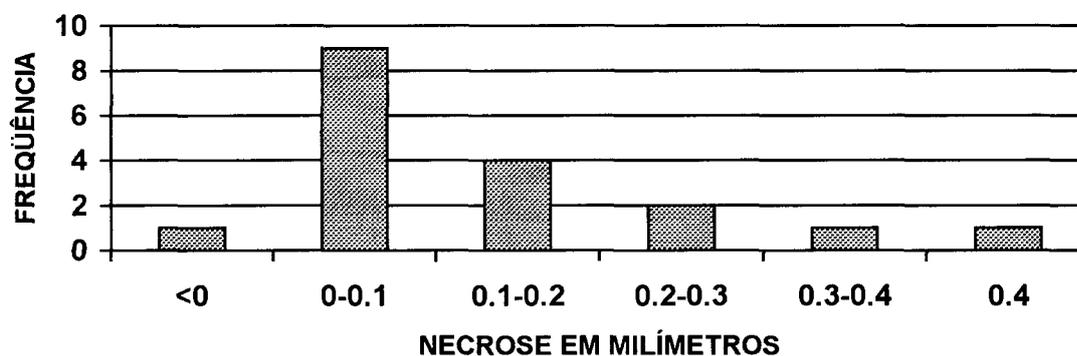
NOVA – broca nova; USADA 50 – broca desgastada com 50 perfurações prévias; USADA 100 – broca desgastada com 100 perfurações prévias.

O resultado da análise de variância mostrou diferença significativa entre os 3 grupos de desgaste de broca (p-valor de 0,003). O teste de comparações múltiplas (L.S.D.) indicou a presença de diferença significativa entre os grupo de orifícios realizados com broca nova e os outros 2 grupos ( usada 50 vezes – p-valor de 0,002 e usada 100 vezes – p-valor de 0,004). Não houve, porém, diferença significativa entre os grupos de orifícios realizados com broca desgastada com 50 perfurações prévias e o grupo de orifícios realizados com broca desgastada com 100 perfurações prévias (p-valor de 0,804).

### DESGASTE DA BROCA NOVA



### DESGASTE DA BROCA USADA (50X)



### DESGASTE DA BROCA USADA (100X)

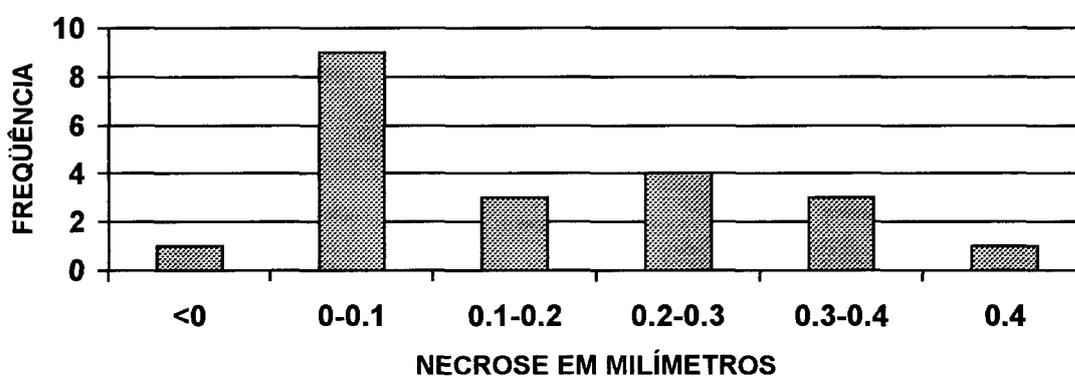


FIGURA 13: Histogramas do Grupo 1 – Desgaste da Broca.

#### 4.2 GRUPO 2 – VELOCIDADE DE ROTAÇÃO

A análise histológica mostrou uma variação de 0 a 0,285 milímetros de necrose óssea produzida (TABELA 4).

**TABELA 4 – EXTENSÃO DA NECROSE PRODUZIDA EM MILÍMETROS NO GRUPO 2 – VELOCIDADE DE ROTAÇÃO**

TÍBIA	520 RPM	1320 RPM	2600 RPM
1	0	0,095	0,119
2	0,047	0,095	0,119
3	0	0	0,047
4	0,047	0	0,095
5	0,047	0	0,095
6	0,023	0,119	0,190
7	0	0	0,023
8	0	0,190	0,142
9	0	0,095	0,285
10	0,095	0,214	0,261
11	0,047	0,023	0,023
12	0	0	0,095
13	0	0	0,214
14	0,095	0,190	0,047
15	0,071	0	0,095
16	0,047	0,071	0,142
17	0,023	0,023	0,095
18	0,023	0,166	0,285

520 rpm – velocidade de rotação de 520 rotações por minuto; 1320 rpm - velocidade de rotação de 1320 rotações por minuto; 2600 rpm – velocidade de rotação de 2600 rotações por minuto

O cálculo das medidas descritivas (média, tamanho da amostra e desvio padrão) foi expresso na TABELA 5. Todos os 18 orifícios realizados com a velocidade de rotação de 2.600 rpm apresentaram necrose óssea térmica. Já nos

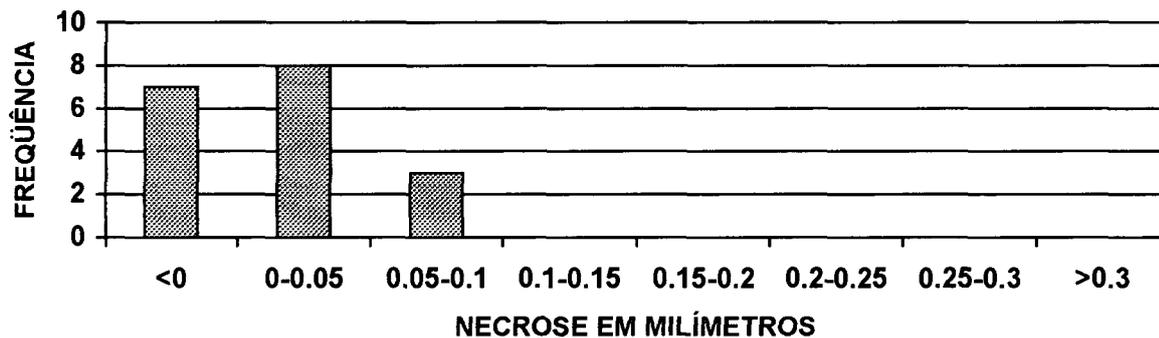
grupos com a utilização de velocidade de rotação de 520 rpm e 1.320 rpm, a ausência de necrose óssea ocorreu em 7 dos 18 orifícios para ambos os grupos, com uma distribuição de maior tamanho de necrose nos orifícios restantes do grupo com velocidade de rotação de 1.320 rpm (FIGURA 14).

**TABELA 5 – MEDIDAS DESCRITIVAS DO GRUPO 2  
VELOCIDADE DE ROTAÇÃO**

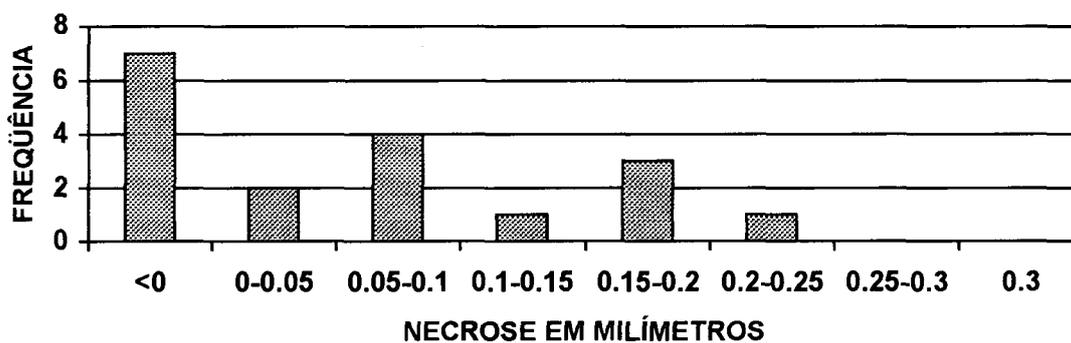
	MÉDIA	TAMANHO DA AMOSTRA (n)	DESVIO PADRÃO
520 RPM	0,031	18	0,325
1320 RPM	0,071	18	0,077
2600 RPM	0,131	18	0,083
TOTAL	0,078	54	0,079

O resultado da análise de variância mostrou uma diferença significativa entre os 3 grupos de velocidade de rotação (p-valor de 0,0002). O teste de comparações múltiplas (L.S.D.) indicou a presença de diferença significativa entre os grupos de 2600 rpm e os outros 2 grupos (520 rpm – p-valor de 0,00005 e 1320 – p-valor de 0,010). Não houve, no entanto, diferença significativa entre os grupos de orifícios realizados com velocidade de rotação de 520 rpm e 1.320 rpm (p-valor de 0,087).

### VELOCIDADE DE ROTAÇÃO - 520RPM



### VELOCIDADE DE ROTAÇÃO - 1320RPM



### VELOCIDADE DE ROTAÇÃO - 2600RPM

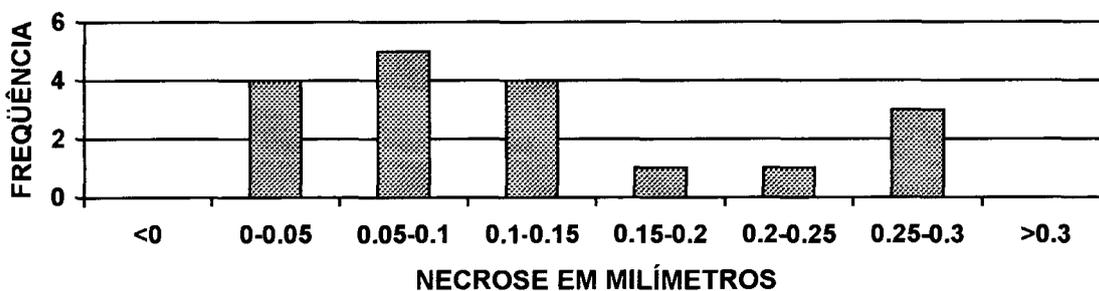


FIGURA 14: Histogramas do Grupo 2 – Velocidade de Rotação.

## 5 DISCUSSÃO

O ortopedista, em geral, não dá a devida importância ao realizar uma perfuração óssea durante um procedimento de fixação interna de uma fratura. Esta perfuração, se realizada de modo displicente, pode acarretar danos ao tecido ósseo, aos tecidos adjacentes e até mesmo ao cirurgião. O problema mais comum encontrado durante uma perfuração óssea com broca metálica é a geração de calor pela fricção entre a superfície cortante da broca e as bordas do orifício criado. Muitas são as variáveis que podem influenciar na geração de calor, dentre elas: a geometria da broca metálica, a força utilizada durante a perfuração, o uso de líquidos que resfriem o local de perfuração, o diâmetro da broca metálica, a velocidade de rotação do perfurador utilizado, o desgaste da broca metálica.

Neste estudo comparamos dois grupos: 1- Desgaste da broca e 2- Velocidade de rotação. Na análise histológica evidenciamos a produção ou não de necrose óssea térmica, bem como a extensão desta.

No grupo 1 evidenciamos uma extensão maior de necrose óssea térmica quando utilizamos brocas desgastadas para a realização das perfurações ósseas do que quando utilizamos brocas novas. Não houve diferença significativa, contudo, na extensão de necrose óssea entre os orifícios realizados com broca desgastada com 50 ou com 100 perfurações prévias.

HARKESS e RAMSEY (1991) definiram que a broca deve ser considerada desgastada após a execução de 40 perfurações ósseas.

NATALI, INGLE e DOWELL (1996) relataram que o uso de brocas metálicas desgastadas podia produzir lesão térmica no osso.

PETERSON (1952) definiu que a broca deve ser um item de consumo no material ortopédico, e descartada sempre que estiver desgastada.

O nosso estudo concorda as afirmações dos autores acima referidos, pois pudemos comprovar que o uso de uma broca metálica desgastada com um número acima de 50 perfurações prévias produz maior necrose óssea térmica, sendo que estas brocas devem ser descartadas do arsenal ortopédico sempre que se evidencie o seu desgaste.

Vários estudos anteriores concluíram que a velocidade de rotação na perfuração óssea é fundamental na gênese da necrose óssea térmica (ANDERSON e FINLAYSON, 1943; CONVERSE, 1943; IVY e CURTIS, 1943; WALDRON, KAZANJIAN e PARKER, 1943; THOMPSON, 1958).

No grupo 2 evidenciamos uma maior produção de necrose óssea nos orifícios realizados com velocidade de rotação de 2.600 rpm. No grupo com velocidade de rotação de 1.320 rpm evidenciamos um aumento no tamanho da necrose produzida em relação ao grupo de orifícios realizados com perfuração de 520 rpm. Isto pode ser visto nos histogramas do grupo 2 (FIGURA 14). Porém não houve uma diferença estatisticamente significativa na produção de necrose entre os orifícios realizados com 520 ou com 1.320 rpm (p-valor de 0,087).

THOMPSON (1958) definiu que a velocidade de rotação ideal para a perfuração óssea feita com broca metálica seria de 500 rpm. Já JACOB et al. (1976) concluíram que a velocidade adequada de rotação estaria na faixa entre 750 e 1.250 rpm, para a realização de uma perfuração óssea.

Em nosso estudo demonstramos que a faixa de velocidade de rotação entre 520 e 1.320 rpm mostrou-se ser a mais segura quanto a produção de necrose óssea térmica durante a perfuração da cortical lateral da tíbia de ovelhas adultas.

MATHEWS e HIRSCH (1972) concluíram que a velocidade de rotação não seria o fator principal na geração de calor e conseqüente produção de necrose óssea térmica, definindo como fator principal a força utilizada durante a perfuração óssea. Compararam 3 velocidades de rotação diferentes (345, 885 e 2.900 rpm), encontrando a maior média de aumento de temperatura no grupo em que se utilizou a velocidade de rotação de 2.900 rpm e uma força de 2 quilogramas. Estes dados são compatíveis com os resultados obtidos em nosso estudo, e mostra que a velocidade de rotação utilizada durante a perfuração óssea é um fator importante no aumento da temperatura e conseqüente produção de necrose óssea térmica.

COSTISH, YOUNGBLOOD E WALDEN (1964) comprovaram a produção de necrose óssea, verificada histologicamente, quando não se utilizou irrigação durante a execução das perfurações óssea feitas por broca metálica e perfurador elétrico.

A irrigação não foi utilizada no nosso estudo, mas deve ser um fator considerado pelo ortopedista na prevenção da necrose óssea térmica quando da realização de uma perfuração óssea.

LINDER (1977) demonstrou uma extensão de necrose óssea térmica em osso cortical de coelhos de até 300 micra da margem do orifício, quando realizada uma perfuração óssea com broca metálica.

A extensão da necrose óssea térmica encontrada em nosso estudo chegou a 0,4 milímetros. Quando levamos em conta, por exemplo, o diâmetro da asa de fixação de um parafuso cortical de 3.5 milímetros que é de 0,55 milímetros, podemos verificar a importância de se prevenir a formação de necrose durante a perfuração óssea com broca metálica. Pois a estabilidade de fixação do parafuso pode estar comprometida quando sua rosca de fixação está ancorada em uma área necrótica.

A prevenção da necrose óssea térmica produzida pela perfuração óssea com broca metálica deve ser uma preocupação constante do ortopedista durante a realização da fixação interna de uma fratura. O desgaste da broca metálica e a velocidade de rotação do perfurador elétrico são fatores que influenciam diretamente na produção da necrose óssea térmica. Mas, deve-se considerar outras variáveis como: a força utilizada na perfuração, o uso de irrigação, o diâmetro e a geometria da broca metálica, o diâmetro da cortical perfurada e a realização de perfuração prévia, entre outras.

## 6 CONCLUSÕES

1. A velocidade de rotação utilizada para a realização de uma perfuração óssea com broca metálica nova na tíbia de ovelhas adultas é um fator importante na produção de necrose óssea térmica.

2. A faixa de velocidade de rotação entre 520 e 1.320 rpm demonstrou ser a mais segura para a realização do procedimento de perfuração óssea com broca metálica na tíbia de ovelhas adultas.

3. O desgaste da broca metálica, maior ou igual a 50 perfurações ósseas prévias, utilizada para a realização de uma perfuração óssea na tíbia de ovelhas adultas é um fator que propicia um aumento na produção de necrose óssea térmica.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDERSON, R.; FINLAYSON, B. L. Sequelae of transfixation of bone. **Surgery**, v. 13, p. 46-54, 1943.
- ALLGÖWER, M.; MÜLLER, M. E.; PERREN, S. M. Aims and principles. In: MÜLLER, M. E.; ALLGÖWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. **Manual of internal fixation**. Berlim: Springer-Verlag, 1992. p. 1-3.
- BLOCK, W. Über das verhalten des knochens nach bohren und nageln und bei der drahtextension. **Arch. Klin. Chir.**, v. 137, p. 315-329, 1925.
- BONFIELD, W.; LI, C. H. The temperature dependence of the deformation of bone. **J. Biomech.**, v. 1, n. 4, p. 323-329, 1968.
- CONVERSE, J. M. External skeletal fixation of fractured mandibles. **J. Oral Surg.**, v. 1, p. 210-214, 1943.
- COSTISH, E. R.; YOUNGBLOOD, P. J.; WALDEN, J. M. A study of the effects of high-speed rotary instruments on bone repair in dogs. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 17, n. 5, p. 563-571, 1964.
- ERIKSSON, A. R.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. **J. Prosthet. Dent.**, v. 50, p. 101-113, 1983.
- FERNÁNDEZ, A. D. **Modular external fixation in emergency using the A.O. tubular system**. Montevideo: Ed. Mar Adentro, 1991.
- FOTHI, U.; PERREN, S. M.; AUER, J. A. Drill bit failure with implant involvement – an intraoperative complication in orthopaedic surgery. **Injury**, v. 23, n. 2, p. S17-S29, 1992.
- GILLIES, H. D. Replacement and control of maxillo-facial fractures. **Brit. D. J.**, v. 71, p. 531-558, 1941.
- HARKESS, J. W.; RAMSEY, W. C. Principles of fractures and dislocations. In: ROCKWOOD, C. A.; GREEN, D. P.; BUCHOLZ, R. W. **Fractures in adults**. Philadelphia: J. B. Lippincott, 1991. p. 1-180.
- HENSHELL, C. J. The friction of revolving steel burs. **Jour. A. D. A.**, v. 31, n.13, p. 883-902, 1944.
- HORNER, D. B. A self-powered low-speed surgical drill: Prevention of thermal necrosis. **Am. J. Orthop.**, v. 3, p. 278-283, 1961.

- IVY, R. H.; CURTIS, L. Recent experiences with skeletal fixation in fracture of the mandible. **J. Oral Surg.**, v. 1, p. 296-308, 1943.
- JACOB, C. H.; BERRY, J. T.; POPE, M. H.; HOAGLUND, F.T. A study of bone machining process-drilling. **J. Biomech.**, v. 9, p. 343-349, 1976.
- JACOBS, R. L.; RAY, R. D. The effect of heat on bone healing. **Arch. Surg.**, v. 104, p.687-691, 1972.
- KRAUSE, W. R.; BRADBURY, D. W.; KELLY, J. E.; LUNCEFORD, E. M. Temperature elevations in orthopaedic cutting operations. **J. Biomech.**, v.15, n. 4, p. 267-275, 1982.
- LINDER, L. Reaction of bone to the acute chemical trauma of bone cement. **J. Bone Joint Surg.**, v.59-A, n. 1, p. 82-87, 1977.
- LUCAS-CHAMPIONNIÈRE, J. Les dangers de l'immobilisation des membres – fragilité des os – altération de la nutrition du membre – conclusions pratique. **Rev. Méd. Chir. Pratique**, v. 78, p.81-87, 1907.
- LUNDSKOG, J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injurie. **J. Plast. and Reconstr. Surg.**, (supl 9) : 1, 1972.
- MACHALANY, J. **Técnica histológica em anatomia patológica**. São Paulo: Ed. Pedagógica e Universitária, 1980.
- MATHEWS, L. S.; GREEN, C. A.; GOLDSTEIN, S. A. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. **J. Bone Joint Surg.**, v. 66-A, n.7 p. 1077-1083, 1984.
- MATHEWS, L. S.; HIRSCH, C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. **J. Bone Joint Surg.**, v. 54-A, n. 2, 1972.
- NATALI, C.; INGLE, P.; DOWELL, J. Orthopaedic bone drills, can they be improved ? **J. Bone Joint Surg.**, v. 78-B, n. 3, p. 357-362, 1996.
- PALLAN, F. G. Histological changes in bone after insertion of skeletal fixation pins. **J. Oral Surg.**, v. 18, p. 400-408, 1960.
- PERREN, S. M.; HUGGLER, A.; RUSSENBERGER, M.; ALLGÖWER, M.; MATHYS, R.; SCHENK, R.; WILLENEGGER, H.; MÜLLER, M. E. The reaction of cortical bone to compression. **Acta Orthop. Scandinavica**, v. 125, p. 17-28, 1969.
- PETERSON, L. T. Fixation of bones by plates and screws. **J. Bone Joint Surg.**, v. 29, n. 2, p. 335-347, 1947.

- PETERSON, L. T. Principles of internal fixation with plates and screws. **Arch. Surg.**, v. 64, p. 345-354, 1952.
- RHINELANDER, F. W. The blood supply of limb bones. In: OWEN, R.; GOODFELLOW, J.; BULLOUGH, P. **Scientific foundations of orthopaedics and traumatology**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1980. p. 126-151.
- ROBINSON, R. A. An electron microscopic study of the crystalline inorganic component of bone and its relationship to the organics matrix. **J. Bone Joint Surg.**, v. 34-A, p. 389-341, 1952.
- ROUILLER, C.; MAJNO, G. Morphologische und chemische untersuchugen na knochen nach hitzecinwirkung. **Beitr. z. Path. Anat.**, v. 113, p. 100-120, 1953.
- RUSHTON, M. A.; WALKER, F. A. Mandibular fractures treated by pin fixation. **Oral Surg.**, v. 28, p. 307-315, 1942.
- SAHA, S.; PAL, S.; ALBRIGHT, J. A. Surgical drilling: Design and performance of an improved drill. **J. Biomech. Eng.**, v. 104, p. 245-252, 1982.
- SNEATH, R. S. The determination of optimum twist drill shape for bone. **Biom. Rel. Bioeng., Proc. of the Symp. of Glasgow**. Oxford: p. 41-45, 1964.
- THOMPSON, H. C. Effect of drilling into bone. **J. Oral Surg.**, v. 16, p. 22-30, 1958.
- WALDRON, C. W.; KAZANJIAN, V. H.; PARKER, D. B. Skeletal fixation in the treatment of fractures of the mandible. **J. Oral Surg.**, v. 1, p. 59-83, 1943.
- WIGGINS, K. L.; MALKIN, S. Drilling of bone. **J. Biomech.**, v. 9, p. 553-559, 1976.