



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ  
FACULDADE DE MEDICINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA**

**JUVÊNCIO OLIVEIRA ARAÚJO DE CASTRO**

**NECROSE ÓSSEA TÉRMICA EM TÍBIAS DE COELHOS:  
ESTUDO COMPARATIVO ENTRE AS TÉCNICAS DE CORTICOTOMIAS  
UTILIZANDO BROCA E OSTEOTOMO COM SERRA OSCILANTE**

**FORTALEZA**

**2013**

JUVÊNCIO OLIVEIRA ARAÚJO DE CASTRO

NECROSE ÓSSEA TÉRMICA EM TÍBIAS DE COELHOS:  
ESTUDO COMPARATIVO ENTRE AS TÉCNICAS DE CORTICOTOMIAS  
UTILIZANDO BROCA E OSTEOTOMO COM SERRA OSCILANTE

Dissertação submetida à coordenação do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Cirurgia da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Metabolismo, fisiologia e biologia celular no estresse.

Orientador: Prof. Dr. José Alberto Dias Leite.

FORTALEZA  
2013

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação**

Universidade Federal do Ceará

Biblioteca de Ciências da Saúde

---

C351n Castro, Juvêncio Oliveira Araújo de.

Necrose óssea térmica em tibias de coelhos: estudo comparativo entre as técnicas de corticotomias utilizando broca e osteotomo com serra oscilante. / Juvêncio Oliveira Araújo de Castro. – 2013.

62 f. : il. color., enc. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Ceará, Faculdade de Medicina, Departamento de Cirurgia, Programa de Pós-Graduação em Cirurgia, Mestrado em Cirurgia, Fortaleza, 2013.

Área de Concentração: Metabolismo, fisiologia e biologia celular no estresse.

Orientação: Prof. Dr. José Alberto Dias Leite.

1. Osteonecrose. 2. Osteotomia. 3. Osteogênese por Distração. I. Título.

JUVÊNCIO OLIVEIRA ARAÚJO DE CASTRO

NECROSE ÓSSEA TÉRMICA EM TÍBIAS DE COELHOS:  
ESTUDO COMPARATIVO ENTRE AS TÉCNICAS DE CORTICOTOMIAS  
UTILIZANDO BROCA E OSTEOTOMO COM SERRA OSCILANTE

Dissertação submetida à coordenação do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Cirurgia da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Metabolismo, fisiologia e biologia celular no estresse.

Aprovada em: 30/04/2013.

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. José Alberto Dias Leite (Orientador)  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Profa. Dra. Maria Luzete Costa Cavalcante  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Rommel Prata Regadas  
Universidade Estadual do Ceará (UECE)

A DEUS, pela perseverança, conforto e coragem nas horas difíceis, não deixando que eu desistisse diante das dificuldades.

os meus pais, Almiro Francisco de Castro e Maria Darc Oliveira Araújo de Castro, pelo incentivo constante e dedicação em todos esses anos. Sempre me apoiando em todos momentos, bons e ruins.

À minha esposa, Lígia Maria Feitosa Veras, e aos meus irmãos, Almiro e Dalmiro, pela compreensão em todos os momentos.

Ao meu filho, que Deus o ilumine.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço de modo especial ao meu orientador, Professor JOSÉ ALBERTO DIAS LEITE, exemplo de professor, pesquisador, pelos ensinamentos, disponibilidade com que orientou este trabalho. Por acreditar neste projeto, incentivando para sua viabilidade. Além de exemplo de médico, ortopedista, compartilhando seus conhecimentos e experiência.

Ao Professor PAULO ROBERTO LEITÃO DE VASCONCELOS, Coordenador do Programa de Pós-Graduação Strictu Senso em Cirurgia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará.

Aos professores do Programa de Graduação em Cirurgia pelos ensinamentos ministrados.

Ao Professor Doutor CLETO DANTAS NOGUEIRA, pelo auxílio no estudo das lâminas histológicas.

Ao Professor PAULO GOBERLÂNIO DE BARROS SILVA, pelo auxílio na elaboração dos dados estatísticos.

Aos residentes de ortopedia, LUÍS PIMENTEL SOMBRA e PAULO PEDRO GOMES VIANA FILHO, e a acadêmica, LETÍCIA MARIA SANTIAGO DE MOURA, pela significativa colaboração nas diversas etapas deste estudo.

Aos amigos, LÚCIA MARIA VALE RIBEIRO, RONALDO SOARES DE FARIAS, RICARDO PEREIRA DO AMARAL, RICARDO JORGE VIEIRA DE FRANÇA, DANIEL ARAÚJO DE SOUZA, ALUÍZIO AUGUSTO DE ALMEIDA JÚNIOR E ANTÔNIO ARNALDO DE SOUSA CAVALCANTE pelo estímulo e ajuda na logística para a execução deste estudo.

Ao funcionário da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará, BENTO FRANCISCO DE OLIVEIRA, pela dedicação no cuidado com o biotério e carinho com os animais.

A minha secretária, DÉBORA MARIA DE ARAÚJO CARDOSO, pelo esforço em ajudar-me com o que foi necessário para a conclusão desta jornada.

Às senhoras MARIA LUCIENE VIEIRA DE OLIVEIRA e MAGDA MARIA GOMES FONTENELE, secretárias do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará, pela atenção, orientação, colaboração dispensados aos alunos.

Aos mestrandos e doutorandos do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Cirurgia pelo companheirismo e incentivo.

Enfim, a todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste estudo.

Aprendemos a sabedoria com o fracasso,  
muito mais do que com o sucesso.  
Descobrimos o que fazer descobrindo o  
que não fazer e provavelmente aquele  
que nunca cometeu um erro, nunca fez  
uma descoberta.

## **RESUMO**

A corticotomia é um procedimento cirúrgico para a realização da distração osteogênica, a fim de promover alongamento ou transporte ósseo. A biologia celular é essencial para a distração osteogênica. Existem corticotomias realizadas por broca com osteótomo, serra de Gigli e serra oscilante. As técnicas empregadas para a corticotomia podem levar à necrose óssea térmica e, dessa forma, prejudicar a biologia celular. O objetivo deste trabalho é o estudo da necrose óssea térmica nas corticotomias realizadas por perfuração com broca, associada a osteótomo e serra oscilante. Foram utilizados 12 coelhos da raça Nova Zelândia, adultos, e divididos em dois grupos de seis: Grupo A e Grupo B. O Grupo A foi submetido à corticotomia com serra oscilante e o Grupo B, submetido à corticotomia com perfuração por broca associada a osteótomo. Foram submetidos à coloração pelo método hematoxilina e eosina, a estudo com microscopia óptica de luz, e à contagem de lacunas com osteócitos viáveis, lacunas com osteócito e núcleo picnócitico e lacunas vazias. A partir da avaliação da viabilidade celular, determinou-se qual técnica promoveu mais necrose óssea térmica. As corticotomias realizadas com broca associada a osteótomo apresentaram maior quantidade de lacunas vazias e lacunas com picnócitos em relação às células viáveis do que as corticotomias realizadas com serra oscilante. Concluiu-se que as corticotomias com broca associada a osteótomas causam maior necrose óssea térmica do que as corticotomias realizadas com serra oscilante.

**Palavras-chave:** osteonecrose; osteotomia; osteogênese por distração.

## ABSTRACT

Corticotomy is a surgical procedure for the realization of distraction osteogenesis to promote lengthening or bone transport. Cell biology is essential for distraction osteogenesis. There corticotomies performed by drill and osteotome, Gigli saw and oscillating saw. The techniques employed to the corticotomy can lead to thermal bone necrosis and thus impair cell biology. The objective of this work is the study of bone necrosis in thermal corticotomy performed by drilling with drill associated with osteotome and oscillating saw. We used 12 New Zealand rabbits, adults, and divided into two groups of six. One group underwent corticotomy with oscillating saw and the other underwent corticotomy with auger associated with osteotome. Were subjected to process histotechnical with nitric acid demineralization and staining by hematoxylin and eosin, the study of light microscopy, and count gaps with viable osteocytes, lacunae with osteocytes core picnóctico empty and gaps. From the assessment of cell viability determined which technique promoted more bone thermal necrosis. The corticotomies performed with drill associated with osteotome showed higher amount of empty lacunae and gaps with picnócticos compared to viable cells that corticotomies performed with oscillating saw. It was concluded that the corticotomies with drill associated with osteotomes cause greater thermal bone necrosis than corticotomies performed with oscillating saw.

**Keywords:** osteonecrosis; osteotomy; ostegenesis distraction.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Broca helicoidal de 2mm de espessura .....	25
Figura 2 –	Osteótomo superior de 10mm e inferior de 15mm de largura .....	25
Figura 3 –	Serra oscilatória com 10mm de largura .....	26
Figura 4 –	Motor marca ITS a nitrogênio com broca helicoidal de 2mm .....	26
Figura 5 –	Motor marca ITS a nitrogênio com serra .....	26
Figura 6 –	Dissecção da perna por planos anatômicos até acesso a tibia .....	27
Figura 7 –	Dissecção por planos anatômicos com periosteio identificado e demonstrado com pinça de dissecção .....	28
Figura 8 –	Realização de perfuração na cortical da tíbia de coelho de anterior	28
Figura 9 –	Realização da corticotomia com osteótomo de 10mm de largura ....	29
Figura 10 –	Corticotomia com serra oscilatória .....	29
Figura 11 –	Peça óssea de tíbia esquerda submetida a corticotomia por broca e osteótomo e a direita por serra oscilatória após dissecção .....	30
Figura 12 –	Peça óssea desmineralizada com ácido nítrico .....	31
Figura 13 –	Lâminas das bordas ósseas da corticotomia da tíbia em coelho, corte de 10mm a partir de cada borda .....	31
Figura 14 –	Microfotografia da lâmina com aumento de 400x visualizando lacuna com osteócito viável .....	32
Figura 15 –	Microfotografia da lâmina com aumento 400x visualizando osteócito com núcleo picnótico .....	33
Figura 16 –	Microfotografia da lâmina com aumento de 100X2 visualizando lacuna vazia .....	33

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Porcentagem de Lacunas de Osteócitos (p<0.01, Mann-Whitney, Média±EPM) .....	35
Gráfico 2 – Porcentagem de Lacunas de Osteócitos no grupo tratado com broca helicoidal. (p<0.01, Kruskall-Wallis/Dunn, Média±EPM) .....	36
Gráfico 3 – Porcentagem de Lacunas de Osteócitos no grupo tratado com serra oscilatória. (p<0.05, Kruskall-Wallis/Dunn, Média EPM) .....	37
Gráfico 4 – Correlação entre a porcentagem de lacunas de ostosteócitos vazias e o uso da broca .....	37
Gráfico 5 – Correlação entre a porcentagem de lacunas de ostosteócitos com picose e o uso da broca .....	38
Gráfico 6 – Correlação entre a porcentagem de lacunas de ostosteócitos com células viáveis e o uso da broca .....	38
Gráfico 7 – Correlação entre a porcentagem de lacunas de ostosteócitos vazias e o uso da serra oscilatória .....	39
Gráfico 8 – Correlação entre a porcentagem de lacunas de ostosteócitos com picose e o uso da serra oscilatória .....	39
Gráfico 9 – Correlação entre a porcentagem de lacunas de ostosteócitos com células viáveis e a quantidade de vezes de uso da serra oscilatória .....	40

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 –	Porcentagem de lacunas de osteócitos. (p<0.001, Mann-Whitney, Média±EPM) .....	35
Tabela 2 –	Porcentagem de lacunas de osteócitos no grupo tratado com broca helicoidal. (p<0.01, Kruskall-Wallis/Dunn, Média±EPM) .....	36
Tabela 3 –	Porcentagem de lacunas de osteócitos no grupo tratado com serra oscilatória. (p<0.001, Kruskall-Wallis/Dunn, Média±EPM) ....	36

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
1.1	Biologia óssea .....	13
1.2	Necrose óssea térmica .....	14
1.3	Necrose óssea térmica e perfuração óssea por broca .....	15
1.4	Necrose óssea térmica e serra oscilatória .....	20
1.5	Modelo animal experimental .....	20
1.6	Técnicas atuais de perfurações .....	21
1.7	Justificativa .....	22
<b>2</b>	<b>OBJETIVO .....</b>	<b>23</b>
<b>3</b>	<b>MÉTODOS .....</b>	<b>24</b>
3.1	Tipo de estudo .....	24
3.2	Aspectos éticos .....	24
3.3	Local de pesquisa .....	24
3.4	Caracterização da amostra .....	24
3.5	Ambiente de experimentação .....	25
3.6	Delineamento do estudo .....	25
3.7	Procedimento cirúrgico .....	27
3.8	Processos histotécnicos para preparo das lâminas histológicas ...	30
3.9	Contagem das células .....	31
3.10	Estatística .....	34
<b>4</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>35</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>41</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>51</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>52</b>
	<b>APÊNDICE A - Porcentagem de lacunas de osteócitos viáveis, lacunas de osteócitos com picnose e lacunas de osteócitos com células viáveis, em corticotomias com broca helicoidal e serra oscilatória .....</b>	<b>57</b>
	<b>ANEXO A - Declaração de aprovação da Comissão de Ética em Pesquisa Animal (CEPE), protocolo 66/2010 .....</b>	<b>58</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O alongamento ósseo pode ser realizado a partir da distração osteogênica e esta é promovida a partir da corticotomia. A corticotomia é o corte ósseo (osteotomia) com a maior preservação possível do periôsteo e medular óssea, elementos importantes para a irrigação óssea. A distração osteogênica tem a função de promover o alongamento do membro, o preenchimento de falhas ósseas e a correção de deformidades. O respeito à biologia tecidual é determinante no sucesso do alongamento ósseo. Os princípios do alongamento ósseo são: estabilidade, ritmo de alongamento, periodicidade, corticotomia e funcionalidade (SILVA, 2000).

A técnica de corticotomia pode ser a russa, a italiana e a americana. A russa utiliza osteótomo de 5mm para interromper as duas corticais ósseas mais superficiais e, por meio da rotação entre os fragmentos, promover a fratura oblíqua da terceira cortical e da medula óssea (ILIZAROV, 1990). A italiana orienta a trepanação óssea múltipla prévia à osteotomia, com intuito de obter um traço transverso, evitando a fratura oblíqua longa (CATTANEO *et al.*, 1988). A corticotomia com serra de Gigli vem sendo utilizada e divulgada pela escola americana com valorização da imagem mais regular (MOSELEY, 1991).

### 1.1 Biologia óssea

O osso é um tecido ativamente metabólico que no estado adulto sofre constantemente reabsorção e formação de novo osso, adaptando-se a situações do organismo como ação hormonal, vitaminas e outros compostos biologicamente ativos, secretados internamente ou externamente administrados através de agentes farmacológicos. Existem características próprias do tecido ósseo que nos mostram sua vitalidade, remodelação e inviabilidade. Junto com estas características desenvolvem-se respostas biológicas e/ou patológicas (substituição do tecido ósseo por tecido adiposo ou fibroso) como resultado de uma agressão externa (HARRIS, 1960). O osso é um tecido conjuntivo especializado mineralizado, constituído de 33% de matriz orgânica, dos quais 28% são colágeno Tipo I. Os restantes 5% são proteínas não colágenas constituídas por osteonectina, osteocalcina, proteína morfogenética óssea, proteoglicanos ósseos e sialoproteínas ósseas. A matriz é

permeada por cristais de hidroxiapatita, que perfazem os 67% remanescentes (TEN CATE, 1985).

A nutrição sanguínea do osso se dá através do sistema vascular do periósteo, que entra no tecido ósseo, e pelo sistema externo ao periósteo, que passa através deste. Uma irrigação centrífuga parte então da cavidade medular, passando pelo tecido ósseo e saindo através dos vasos do periósteo (ROSS; REITH; ROMRELL, 1993).

O periósteo está unido ao osso subjacente por feixes de fibras de colágeno, denominadas de fibras de Sharpey, que podem penetrar em toda a espessura do osso cortical. O periósteo é ricamente suprido por vasos sanguíneos de tecidos subjacentes, que penetram também no tecido ósseo (BURKITT; YOUNG; HEATH, 1994).

O osso proporciona máxima resistência contra tensões mecânicas, enquanto mantém a mínima massa óssea. Neste processo adaptativo à tensões mecânicas e homeostase cálcica, todos os ossos do corpo estão em um estado dinâmico de crescimento e reabsorção contínua BURKITT; YOUNG; HEATH, 1994).

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

Não existe difusão de substâncias através da matriz cálcica do osso, portanto a nutrição do tecido ósseo depende de canais e canalículos, sistema de Havers e Volkmann, existente na matriz (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2010).

Além de apresentar as funções de suporte para as partes moles o tecido ósseo protege órgãos vitais, aloja a medula óssea e sustenta o sistema músculos esqueléticos, proporcionando movimento (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2010).

O osso é constituído principalmente por colágeno e hidroxiapatita. Estes elementos seriam afetados pelo aumento da temperatura (ROBINSON, 1952).

## 1.2 Necrose óssea térmica

O termo necrose significa um estado de morte celular em determinado tecido, órgão ou parte dele, causada por agressões celulares, irreversíveis e sem origem genética (apoptose). Tais agressões podem ser química, biológica (bactérias, fungos e vírus) ou física (calor ou frio). Baseando-se neste contexto Keronza *et al.*

(1978) descreveu as características da morfologia celular para se avaliar a necrose óssea. A viabilidade dos osteócitos tem sido atribuída histologicamente por microscopia óptica de luz, baseando-se principalmente que estas células ou seus elementos podem ser vistos na lacuna (osteoplasto). Com a lacuna vazia interpreta-se que o osteócito morreu após lise celular e seus componentes foram removidos.

A necrose óssea térmica deteriora a porção orgânica do tecido ósseo bem como as células diferenciadas e indiferenciadas presentes na circulação sanguínea local (ERIKSSON *et al.*, 1982).

### **1.3 Necrose óssea térmica e perfuração óssea por broca**

Hipócrates 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 (WIGGINS; MALKIN, 1976).

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

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

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

O aumento da temperatura da broca devido a fricção, aquecendo o tecido ósseo adjacente pode provocar a Necrose Óssea Térmica (ALBREKTSSON, 1985).

Durante a perfuração óssea com broca metálica, parte de 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 (SAHA; PAL; ALBRIGHT, 1982).

Trabalhos demonstraram que o aquecimento ósseo acima de 47º C por um minuto ou 50°C por 30 segundos provoca necrose óssea térmica (BONFIELD; LI 1968; ERIKSSON; ALBREKTSSON, 1983; LUNDSJKOG, 1972).

Krause *et al.* (1982) relataram que a efeito do calor no tecido ósseo poderia resultar na desnaturação de enzimas e proteínas de membranas, resultando

em morte celular. A elevação da temperatura aceleraria a atividade enzimática até um ponto limite, após a qual aconteceria a sua inativação. Cada enzima teria uma temperatura específica onde começaria a sua inativação. Por exemplo, a temperatura de desnaturação do colágeno no estado sólido seria de 112°C e 66°C quando intumescido em água desionizada.

Cuidados na introdução de pinos para instalação de fixadores externos para alongamento ou transporte ósseo são necessários para manutenção a longo prazo da estabilidade na interface pino-osso. O uso de perfuradores de baixa rotação para instalação dos pinos, cuidado com a trepanação prévia com broca adequada e uso de sistema manual para colocação de pinos de Schanz são fatores simples e básicos que previnem as infecções e mantêm o fixador estável por um período mais prolongado (SILVA, 2000).

A geometria ideal da broca metálica deveria ser: ângulo de hélice de 12° a 14°, ângulo de ponta de 70° e ângulo de entrada de 18° a 24° (FUCHSBERGER, 1988).

Sneath (1964), mencionou as diversas funções da broca metálica na realização correta da perfuração óssea, que deveria eliminar os fragmentos produzidos durante a perfuração óssea, avançando na direção desejada e produzindo um orifício uniforme e regular. À medida que a broca metálica progredisse, ocorre a formação de fragmentos ósseos, que tenderiam a seguir pelos dois caminhos espirais formados pelas flautas da broca até a superfície do osso.

Mathews e Hirsch (1972) relataram que o aumento da fricção provocado pelos fragmentos ósseos presos nas flautas da broca metálica como fator de aumento da temperatura. Concluíram que quanto menor fosse o número de rotações da broca metálica para a perfuração da cortical óssea, menor seria a produção de calor. Sugeriram então um aumento da força de perfuração utilizada, para que a mesma fosse feita com menor número de rotações da broca metálica.

Wiggins e Malkin (1976), Saha, Pal e Albright (1982) e Natali, Ingle e Dowell (1996) sugeriram alterações na geometria das brocas metálicas, dando ênfase 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 consequência, isto diminuiria o número de rotações necessárias para a perfuração, além de diminuir a possibilidade do acúmulo de fragmentos ósseos presos na flauta da broca metálica.

*Khanna et al.* (1999), em um estudo comparando fios de Kirschner de diferentes espessuras e tipos de ponta, relatou que fios de Kirschner seriam instrumentos de perfuração óssea de pior qualidade por não terem um ângulo de ponta adequado e flautas para eliminação de fragmentos ósseos. Relataram que, independentemente do tipo de ponta, os fios mais finos produziram maior elevação de temperatura dos que os mais grossos.

A perfuração do osso realizada com velocidade elevada de rotação 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, definindo esta lesão como necrose asséptica térmica (ANDERSON; FINLAYSON, 1943).

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

O uso de equipamentos de alta velocidade de rotação 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 utilizada perfuração com controle de baixa rotação. Seus resultados histológicos mostraram maior lesão osteolítica quanto maior foi a velocidade de perfuração. A velocidade ideal de perfuração seria de 500 rpm pela mínima lesão histológica causada em relação às velocidades superiores. E esta velocidade de rotação se obteve uma menor fragmentação das bordas, possibilitando maior facilidade de penetração no osso em relação à velocidade menor (THOMPSON, 1958).

A faixa de velocidade de rotação entre 520 à 1320 rpm demonstrou ser a mais segura para realização do procedimento de perfuração óssea com broca metálica na tíbia de ovelhas adultas (ABAGGE, 1998).

Em estudo dos efeitos de diferentes tipos de osteotomias sobre reparação óssea em cães, a broca sob baixa rotação ocasiona alterações mais profundas no tecido ósseo, provocando considerável atraso no processo de reparo; o reparo ósseo é menos retardado na cavidade óssea realizada por broca sob alta rotação com resfriamento; o processo de reparação das lojas cirúrgicas preparadas com

broca sob alta rotação com resfriamento são semelhantes àquelas realizadas com cinzel e martelo. (OKAMOTO et al., 1984).

A irrigação externa é o fator mais importante de resfriamento. A irrigação externa mantém a temperatura óssea abaixo de 47°. O aumento no diâmetro da broca e a velocidade da broca causam aumento da temperatura óssea. Os ângulos da ponta broca não mostram influência significativa no aumento da temperatura. (AUGUSTIN et al., 2008).

Temperaturas abaixo de 3°C pode causar insulto pelo frio (*cryoinsult*) tornando esta uma situação delicada: abaixamento da temperatura da broca para eliminar osteonecrose térmica pode produzi-lo (TU; HONG; CHEN, 2009).

Estudos comparando diferentes velocidades de rotação do perfurador (20 mil a 100000 rpm) e diferentes forças de perfuração óssea (1,5 a 1,9 N) relataram que a temperatura na cortical óssea diminuiu de 80°C para até 30°C quando aumentada a força de perfuração de 2,0 para 6,2 N, e que a duração da elevação da temperatura acima de 47°C diminuiu de 60 para 20 segundos. Concluiu-se que o aumento da temperatura e a duração da elevação desta na cortical óssea durante uma perfuração diminuía com a velocidade e força, sugerindo que a realização de uma perfuração óssea com grandes velocidades de rotação e com forças maiores de perfuração seria a mais adequada (ABOUZGIA; SYMINGTON, 1996).

Através da aplicação de uma força maior para a broca, as temperaturas máximas corticais acima de 50 C podem ser reduzidos de forma eficaz, diminuindo o potencial de necrose térmica no osso cortical vizinha (BACHUS; RONDINA; HUTCHINSON, 2000).

Para manter a temperatura de perfuração baixa, a força de perfuração ideal é de 140N. A força de perfuração deve ser mantida acima de 70N e a velocidade abaixo de 800rpm em osso com densidade superior a 2,194 g/cm<sup>2</sup>. Nesta condições a temperatura diminui de 20% para cada mm de distância a partir do local da perfuração. A partir do início da perfuração alteração de no máximo de 132°C foi detectada em intervalo de 0-1 s (SEZEK; AKSAKAL; KARAKA, 2012).

As perfurações de alvéolos cirúrgicos realizados por brocas desgastadas provocam maior aquecimento friccional do tecido ósseo, quando comparadas às brocas novas. O uso de irrigação externa durante as perfurações diminui significativamente a agressão ao tecido ósseo (BARBOSA, 2009).

A utilização de brocas desgastadas e de perfuradores elétricos de alta velocidade de rotação para realização de perfuração óssea prévia com broca para colocação de pinos de Schanz produziria necrose térmica do osso com consequente soltura precoce do pino (TEIXEIRA, 2000).

As brocas desgastadas diminuem significativamente a eficiência de perfuração e poderiam causar traumatismo local ao osso. Uma broca danificada poderia aumentar o tempo de perfuração em 35 vezes (MAZZOCA, *et al.*, 2000).

Fuchsberger, em 1988, relatou que as brocas deveriam ser trocadas após 20 a 30 perfurações ósseas realizadas. Ashford, Pande e Dey (2001), recomendaram que novas brocas fossem usadas para cada novo caso, reduzindo potenciais efeitos adversos como necrose térmica do osso e quebra da broca.

O desgaste da broca metálica, maior ou igual a 100 perfurações ósseas prévias aumenta a extensão da necrose óssea térmica, a velocidade de rotação do perfurador elétrico a 520 à 2600 rpm não influencia na extensão necrose óssea térmica, o uso de solução salina isotônica a 0.9% para resfriamento, na quantidade maior ou igual a 100ml por hora, reduz a extensão de necrose óssea térmica consequente a perfuração óssea com broca metálica na tíbia de ovelhas adultas (ABAGGE, 2002).

As temperaturas máximas durante a perfuração sem irrigação são 50.9, 47.4 e 38.11°C em profundidades de 3, 7 e 12mm, respectivamente. Utilizando solução salina a 25 e 101cc, as temperaturas máximas, a uma profundidade de 12 milímetros foram 36.31°C e 37.4°C, respectivamente. Portanto a irrigação externa à temperatura ambiente pode fornecer resfriamento suficiente durante a perfuração. Soluções salinas à temperaturas menores foi mais eficaz no resfriamento do osso, e a irrigação do local deve ser mantida entre os passos da perfuração (SENER *et al.*, 2009).

O aumento médio de temperatura nas perfurações para broca nova foi 7.5°C, broca após 600 buracos 13,4°C e broca de teatro 25.4°C. Portanto alterações de temperatura são relacionadas com a quantidade de desgaste. A utilização repetida da broca pode comprometer o resultado da cirurgia devendo ser trocadas a cada procedimento cirúrgico (ALLAN; WILLIANS; KERAWALA, 2005).

A termografia mostrou que o aumento da temperatura no osso se propaga através do osso cortical, o que é a parte mais compacta e densa do osso, e gera maior atrito durante a perfuração e assim mais calor. A cavidade medular, devido sua

estrutura gelatinosa, somente contribui para a dissipação térmica (AUGUSTIN *et al.*, 2009).

#### **1.4 Necrose óssea térmica e serra oscilatória**

O uso de serras elétricas para a retirada de enxerto ósseo poderia provocar uma lesão térmica capaz de retardar ou diminuir a qualidade da consolidação óssea (JACOBS; RAY, 1972).

O uso de serras ou perfuradores de alta rotação poderia causar lesão térmica no osso. Especialmente os perfuradores elétricos (CHRISTIE, 1981).

Tuffe (2004) observou maior incidência de complicações relacionadas com a área da corticotomia realizada com broca e osteótomo em relação a serra de Gigli. No ato cirúrgico, 61% dos pacientes apresentaram corticotomias irregulares e 30,4% incompletas com a primeira técnica.

A análise histológica em processo de reparação de defeitos ósseos, produzidos cirurgicamente com broca tronco-cônica apresenta retardo no processo de reparação óssea quando comparado a serra oscilante e serra reciprocante em cirurgias ortodônticas. (LOPES; PASSERI; NOVAES, 1999).

Alterações nas lâminas das serras oscilatórias não alteraram o efeito térmico durante o corte do osso cortical (LARSEN, 1992).

Em osteotomias realizadas uniformemente na frequência máxima de oscilação (18 mil / min), para minimizar a duração do procedimento a serra oscilatória combinada com irrigação diminui a elevação da temperatura de forma adequada, o que permite uma osteotomia sem dano ósseo discernível (WÄCHTER; STOLL, 1991).

#### **1.5 Modelo animal experimental**

Vários modelos experimentais descritos na literatura são úteis para o estudo da reparação óssea. Algumas restrições, entretanto, tornam modelos clássicos inadequados para o objetivo de muitos estudos. O rato e o camundongo, por exemplo, têm uma anatomia e uma biologia óssea diferente do ser humano. Possuem um processo reparatório diferente do homem, pois estes animais são desprovidos de um sistema harvesiano ósseo e isto impossibilita estudos que

pretendam examinar a forma, função ou propriedades materiais e biomecânicas do sistema harvesiano. É difícil obter múltiplas amostras de um mesmo osso destes pequenos roedores, os quais também não se mostram práticos para estudos biomecânicos e testes de biomateriais, pois requerem métodos difíceis para fixação da fratura ou osteotomia proposta (HILTUNEN; VUORIO; ARO, 1993; NUNAMAKER, 1998).

O coelho é um modelo experimental muito utilizado nos estudos que envolvem a fisiopatologia óssea frente às fraturas e os diversos tipos de tratamento, representando cerca de 35% de todos os estudos científicos do sistema músculo esquelético. Algumas das vantagens desses animais são: a facilidade de manuseá-los, seu pequeno porte, baixo custo de manutenção, requisito de pequeno espaço para mantê-los durante o período experimental e principalmente a curta maturidade esquelética, cerca de seis meses após a maturidade sexual. Em comparação as outras espécies, as alterações ou mudanças no esqueleto do coelho são mais rápidas, assim como a fase de remodelação óssea (PEARCE et al., 2007).

Em estudos experimentais, o modelo animal amplamente utilizado é o coelho, pelas similaridades quanto ao comportamento tissular e resposta biológica como mostrado por Johnsson et al. (2000). Esses animais possuem grande capacidade de renovação celular e de metabolismo com regeneração óssea três vezes mais rápida que os humanos.

Os grandes animais, tais como mamíferos, cães e primatas, exigem custos elevados para sua utilização. É importante que se use um número suficiente de animais para que se garanta uma significância estatística (LEOPIZI et al., 1998).

## **1.6 Técnicas atuais de perfurações**

O laser causa uma elevação de temperatura mais baixa do que perfuração convencional, para osteotomias em segmentos ósseos. A perfuração demonstra uma eficácia aceitável com tempos comparáveis à broca dental convencional de perfuração. A utilização clínica de 9.6 mmCO<sub>2</sub> laser como uma ferramenta de corte de osso pode ser considerada para preservar tecido com mínimo de efeitos histológicos (EYRYCH, 2005).

Alam, Mitrofanov e Silberschmidt (2009) compararam a rugosidade da superfície de furos no osso cortical bovino, utilizando dois métodos: perfuração

óssea convencional e assistida por ultra-som. A textura da superfície indica que a superfície do furo produzido pela perfuração assistida por ultra-som foi um pouco mais suave do que a obtida com o sistema convencional.

A cirurgia piezoelétrica foi eficaz na produção de alvéolos ósseos para integração de implantes dentais de titânio, podendo ser considerada alternativa viável para utilização clínica na implantodontia, visto que não apresentou áreas de necrose óssea e os resultados foram similares à técnica tradicional (KFOURI, 2011).

### **1.7 Justificativa**

Usualmente a corticotomia é realizada com perfuração por broca e osteótomo ou por serra de Gigli. Ambas as técnicas causam necrose óssea térmica.

A técnica de corticotomia deve preservar ao máximo a biologia a fim de permitir a formação de um osso novo (regenerado ósseo) para o alongamento ósseo por meio da distração osteogênica. Quanto melhor o regenerado ósseo, mais rápido será o alongamento ósseo e menos complicações ocorrerá durante o processo.

Diversas são as variáveis que influenciam a necrose óssea térmica na realização das perfurações por broca, entre elas o desgaste da broca, a velocidade de rotação do perfurador, a força de perfuração, o uso de líquidos para o resfriamento da broca, a densidade óssea.

A serra oscilatória é usada para realização de osteotomias em diversas situações ortopédicas. Esse método apresenta a vantagem de promover uma osteotomia regular.

A literatura é escassa em estudos da necrose óssea térmica em corticotomias, seja ela por perfuração com broca e osteótomo, por serra de Gigli ou serra oscilatória. A importância das técnicas de coticotomias para procedimento ortopédicos, e a necessidade da preservação da biologia celular para o alongamento ósseo exige estudos referentes a necrose óssea térmicas causadas por essas técnicas.

## 2 OBJETIVO

Estudar a necrose óssea térmica comparando as técnicas de corticotomias utilizando broca e osteotomo com serra oscilatória.

### **3 MÉTODOS**

#### **3.1 Tipo de estudo**

Trata-se de um estudo experimental controlado em coelhos.

#### **3.2 Aspectos éticos**

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Animal (CEPA) da Universidade Federal do Ceará (UFC), no protocolo número 66/2010 (Anexo).

Foi realizado obedecendo aos princípios éticos na experimentação animal adotado pela Sociedade Brasileira de Ciências em Animais de Laboratório (SBCAL/COBEA).

Foram aplicadas as normas de redação do Guia para Normalização de Trabalhos Acadêmicos da Universidade Federal do Ceará.

Todos os recursos utilizados na pesquisa são próprios do pesquisador. Não havendo conflitos de interesses.

#### **3.3 Local de pesquisa**

O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Cirurgia Experimental (LABSEX) da Universidade Federal do Ceará e Laboratório de Patologia Bucal da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Ceará.

#### **3.4 Caracterização da amostra**

Para o experimento proposto utilizaram-se 12 animais da espécie leporina (*Oryctolagus cuniculus familiares*), fêmeas, adultos jovens, da raça Nova Zelândia branca, pesando entre 1860 a 2630g.

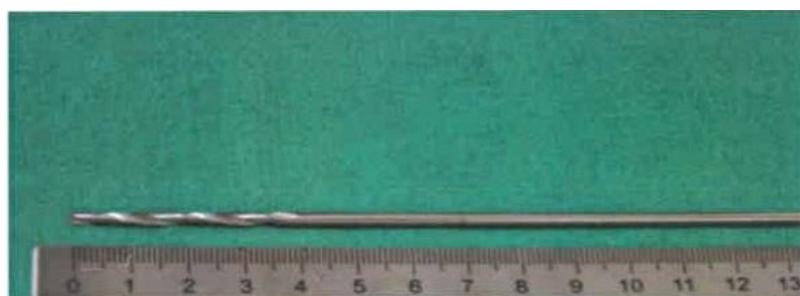
### 3.5 Ambiente de experimentação

Os animais foram alojados em gaiolas de polipropileno com tampa de grade de metal, contendo no máximo 2 animais. Essas eram limpas diariamente e mantidas em local seco e arejado, com temperatura ambiente controlada em 25°C, umidade relativa do ar de 55% e ciclo de luz claro-escuro de 12h, no biotério do LABSEX.

### 3.6 Delineamento do estudo

Os animais foram distribuídos em dois grupos. Um grupo que se submeteu a corticotomia com broca e osteótomo (BO), composto por seis animais. Para a realização da corticotomia foi utilizado broca helicoidal de 2mm (Figura 1) e osteótomo de 10mm de largura (Figura 2). E um grupo que se submeteu a corticotomia com serra oscilatória (SO). Cada animal foi utilizado a tibia direita e esquerda.

Figura 1 - Broca helicoidal de 2mm de espessura.



Fonte: Arquivos do autor.

Figura 2 - Osteótomo superior de 10mm E inferior de 15mm de largura



Fonte: Arquivos do autor

Figura 3 - Serra oscilatória com 10mm de largura



Fonte: Arquivos do autor

Na corticotomia por broca e osteótomo foi utilizado motor marca ITS por pressão de Nitrogênio de 7 Bar e velocidade 24000 rpm (Figura 4).

Figura 4 - Motor marca ITS a nitrogênio com broca helicoidal de 2mm



Fonte: Arquivos do autor.

Na corticotomia com serra oscilatória foi realizada por motor marca ITS sob pressão de Nitrogênio de 7 Bar e sob frequência 24000 oscilações por minuto (Figura 5).

Figura 5 - Motor marca ITS a nitrogênio com serra



Fonte: Arquivos do autor.

Os animais foram sacrificados por cetamina 60-80mg/kg associado a midazolan 4-5mg/KG via IM e 5ml cloreto de potássio intracárdiaco.

### **3.7 Procedimento cirúrgico**

Todos os animais foram submetidos ao procedimento cirúrgico. Todo o material utilizado na intervenção cirúrgica foi devidamente esterilizado e utilizado em apenas um animal por esterilização.

No período pré-operatório, os animais foram mantidos em jejum hídrico e alimentar por 08 horas. Foram pesados para os cálculos de anestesia e dose de medicamentos. O protocolo anestésico utilizado foi cetamina 60-80mg/Kg associado a midazolan 4-5mg/Kg via IM e anestesia local com lindocaína 2%, suplementação de  $\frac{1}{2}$  da dose de cetamina quando necessário. Após o estabelecimento de um nível anestésico apropriado, que poderia ser facilmente verificado ao se observar o animal imóvel ao manuseio com ausência de resposta a estímulos nociceptivos manutenção de frequência e amplitude respiratória, foi realizado uma tricotomia na região anterior e medial da perna direita e esquerda com aparelho de barbear elétrico e posteriormente colocado em decúbito dorsal sobre mesas cirúrgicas, especialmente confeccionada para animais de médio porte. Com o iodopovidona foi realizado a anti-sepsia das áreas a serem submetidas ao procedimento cirúrgico.

Foi realizada uma incisão longitudinal anterior e medial da perna do animal e dissecção por planos até o periosteio (Figura 6). O periosteio foi incidido longitudinalmente e afastado (Figura 7).

Figura 6 - Dissecção da perna por planos anatômicos até acesso a tíbia



Fonte: Arquivos do autor.

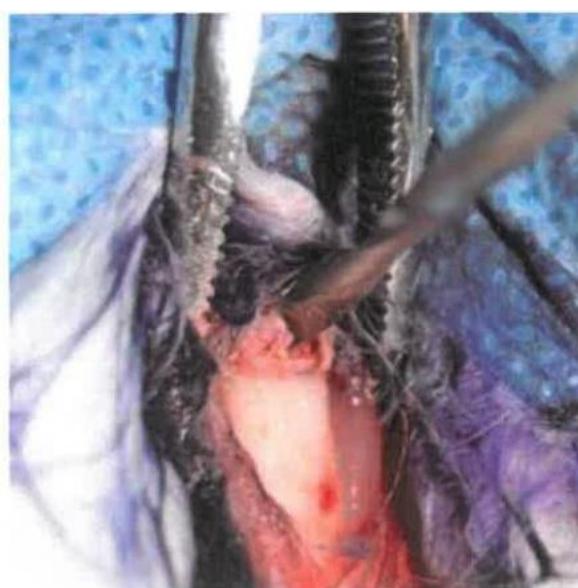
Figura 7 - Dissecção por planos anatômicos com periósteo identificado e demonstrado com pinça de dissecção



Fonte: Arquivos do autor

No grupo que foi realizado corticotomia com broca e osteótomo inicialmente feito uma perfuração com broca de 2mm de espessura com um motor a nitrogênio, velocidade de 0 à 24.000rpm, pressão de 7 Bar, de anterior para posterior, de anterior para medial e anterior para lateral, utilizando o mesmo orifício já perfurado primeiramente (Figura 8). Foi totalizado três perfurações. Após perfurações foi procedido a corticotomia óssea com osteótomo de 10mm de largura (Figura 9).

Figura 8 - Realização de perfuração na cortical da tíbia de coelho



Fonte: Arquivos do autor.

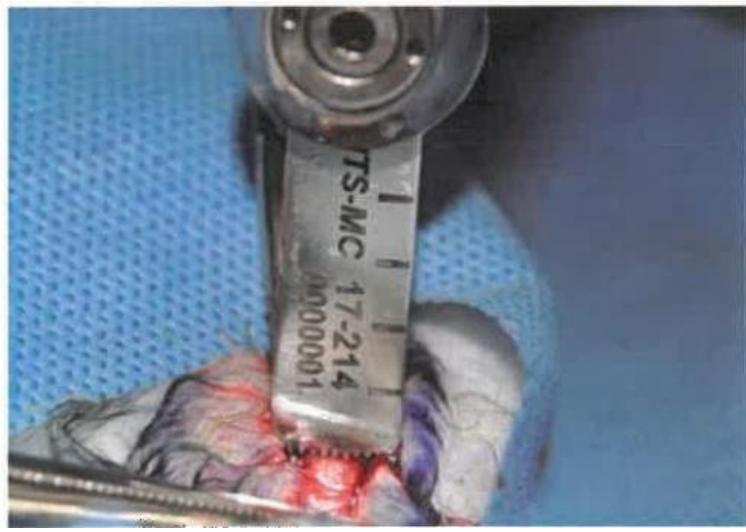
Figura 9 - Realização da corticotomia com osteótomo de 10mm de largura



Fonte: Arquivos do autor.

No grupo que foi realizado corticotomia com serra oscilatória usou-se serra de 15 mm de largura com um motor a nitrogênio com pressão de 7 Bar, frequência de 24.000 oscilações por minuto. A serra foi progredida de anterior para posterior até completar a corticotomia (Figura 10).

Figura 10 - Corticotomia com serra oscilatória



Fonte: Arquivos do autor.

Após corticotomia foi realizado síntese da pele com fio mononylon 4.0.

No pós-operatório imediato foi administrado dipirona e cetoprofeno IM para analgesia.

Os animais foram sacrificados 2h após procedimento cirúrgico, dissecados as tibias direitas e esquerdas, e preservadas em formol a 10%.

### **3.8 Processos histotécnicos para preparo das lâminas histológicas**

Após dissecção das tibias dos coelhos, estas foram imersas em solução de formol tamponado por 48 h para fixação das peças (Figura 11). Passado o período de fixação, as peças foram lavadas em água corrente e iniciado o processo para desmineralização de tecidos duros.

Figura 11 - Peça óssea de tíbia esquerda submetidas a corticotomias por broca e osteótomo e a direita por serra oscilatória após dissecção



Fonte: Arquivos do autor.

A técnica de desmineralização óssea utilizada foi a com ácido nítrico (Figura 12). Após desmineralização as peças foram cortadas 10mm proximal e distal a partir da corticotomia no eixo longitudinal, lavadas em água corrente por quatro horas e novamente imersas em formol tamponado até iniciarmos o processo histotécnico de confecção de lâminas.

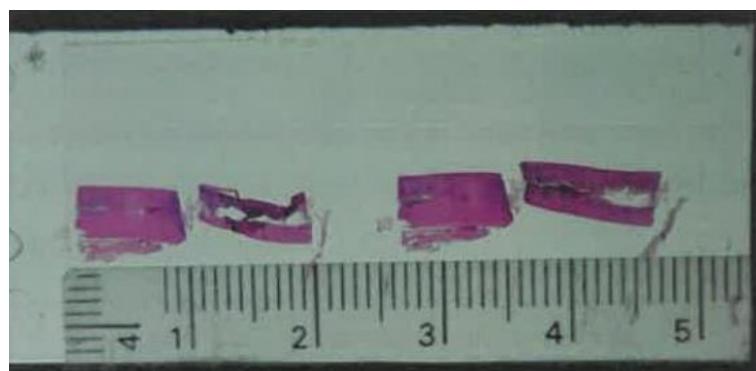
Figura 12 - Peça óssea desmineralizada com ácido nítrico



Fonte: Arquivos do autor.

Em seguida as lâminas foram submetidas ao processo histotécnicos para coloração hematoxilina-eosina (HE) (Figura 13).

Figura 13 - Lâminas das bordas ósseas da corticotomia da tíbia em coelho, corte de 10mm a partir de cada borda



Fonte: Arquivos do autor.

Realizadas todas estas etapas as lâminas histológicas foram avaliadas através de microscopia óptica de luz para quantificação celular.

### 3.9 Contagem das células

Com a contagem das células (osteócito normais e osteócitos com núcleo picnócito) e de lacunas (osteoplastos), quantificou a viabilidade óssea de acordo

com a necrose óssea térmica provocada durante o aquecimento friccional (KENZORA *et al.*, 1978).

Para a contagem confeccionou uma lâmina de cada bloco, sendo constituída pela borda da corticotomia com 10mm distal e proximal. Em cada lâmina foi realizada a contagem das células ósseas com aumento de 40x em microscópio óptico através de uma câmera digital Olympus CX31, câmera Tucsen. Foram selecionados aleatoriamente e sem repetição, sendo cinco campos a partir da corticotomia proximalmente e cinco campos a partir da cortotomia distalmente.

Em algumas lâminas, critérios de exclusão e substituição de campos foram realizados, sendo que os campos apenas seriam considerados se:

- Não possuíssem estruturas anatômicas (vasos sanguíneos e feixes de fibras nervosas) grandes e estas não interferissem na contagem de células.
- Não apresentassem rasgos na lâmina e /ou defeitos de corte, como por exemplo, dobras e porções ausentes do bloco.

Os requisitos para contagem das células foram baseados em características normais de um tecido ósseo sadio, sendo que este possui os osteócitos com dimensões compatíveis a da lacuna. Quando o número de lacunas se apresenta vazia em maior quantidade, indica-se que o tecido ósseo está parcialmente ou totalmente inviável.

De acordo com a metodologia dos autores Keronza *et al.* (1978):

- Osteócitos normais: apresentam a lacuna contendo o osteócito em proporções compatíveis (Figura 14).

Figura 14 - Microfotografia da lâmina com aumento de 400x visualizando lacuna com osteócito viável



Fonte: Arquivos do autor.

- Osteócitos com núcleo picnócito: a proporção osteócito/lacuna encontra-se diminuída, ou seja, uma lacuna muito grande com osteócito reduzido. Nesta fase a célula encontra-se em fase degenerativa a caminho da morte celular;

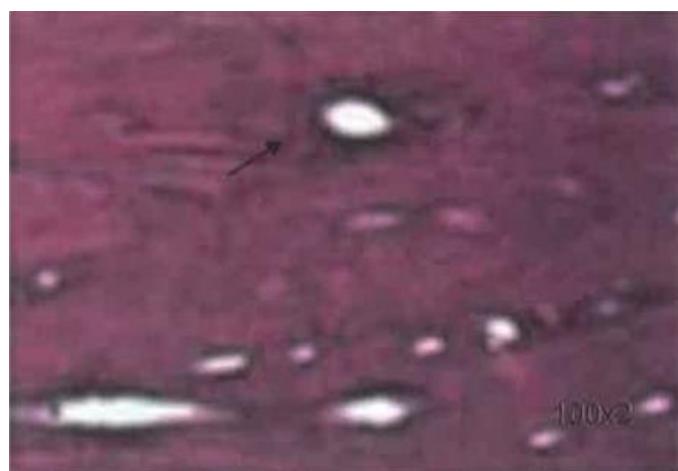
Figura 15 - Microfotografia da lâmina com aumento 400x visualizando osteócito com núcleo picnótico



Fonte: Arquivos do autor.

- Lacunas sem osteócito (V): A lacuna encontra-se sem o osteócito:

Figura 16 Microfotografia da lâmina com aumento de 100X2 visualizando lacuna vazia



Fonte: Arquivos do autor.

### **3.10 Estatística**

Após avaliação do padrão de distribuição dos dados amostrais (teste de Kolmogorov-Smirnov) utilizou-se o teste de Mann-Whitney (dados não-paramétricos) para comparação entre os dois grupos experimentais e Kruskall-Wallis/Dunn para comparações intragrupo. Considerou-se índice de confiança de 95% para todas as análises e utilizou-se o software estatístico GraphPad Prism 5.0 para todas as avaliações.

## 4 RESULTADOS

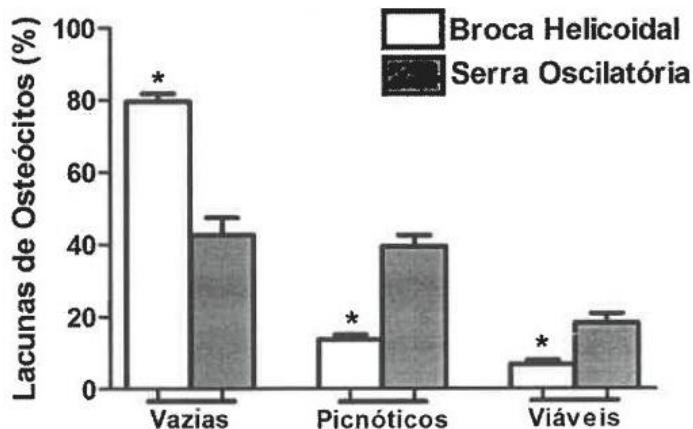
O grupo tratado com a broca helicoidal apresentou porcentagem de lacunas de osteócitos vazios significativamente superior ao grupo tratado com serra oscilatória ( $p=0.0005$ ). Opostamente, a porcentagem de lacunas com osteócitos picnóticos ( $p=0.0003$ ) e com células viáveis ( $p=0.0043$ ) foi significativamente inferior no grupo tratado com a broca helicoidal (Tabela 1) (Gráfico 1).

Tabela 1 - Porcentagem de Lacunas de Osteócitos ( $p<0.001$ , Mann-Whitney, Média±EPM)

	<b>Broca Helicoidal</b>		
	Vazias (%)	Piconse (%)	Células Viáveis (%)
<b>Média±EPM</b>	79.5±2.2	13.6±1.4	6.8±1.0
<b>Mediana (Mín-Máx)</b>	80(70-90)	10(10-20)	5 (0-10)
<b>Serra Oscilatória</b>			
<b>Média±EPM</b>	43.3±3.3	38.7±2.1	17.9±1.9
<b>Mediana (Mín-Máx)</b>	40(30-70)	40 (25-50)	20 (5-30)

Fonte: Dados da pesquisa.

Gráfico 1 - Porcentagem de Lacunas de Osteócitos.  
( $p<0.01$ , Mann-Whitney, Média±EPM)



Fonte: Dados da pesquisa.

No grupo tratado com broca helicoidal as lacunas com células vazias somaram o maior porcentual de lacunas significativamente superior aos demais grupos ( $p<0.0001$ ) (Tabela 2) e (Gráfico 2). No grupo tratado com serra oscilatória não houve diferença entre a porcentagem de lacunas vazias e com picnose, mas

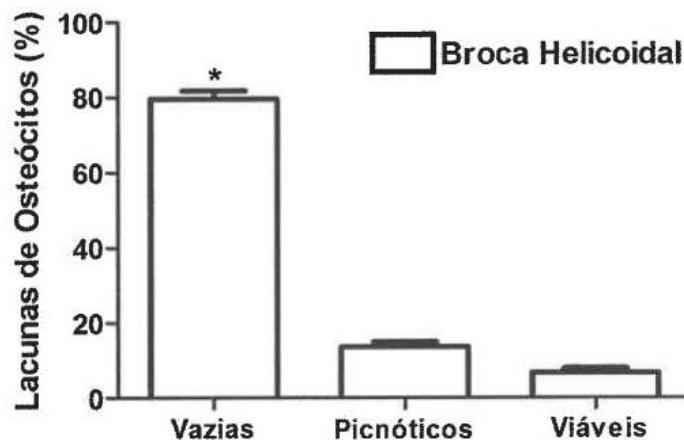
número de lacunas com células viáveis foi显著mente inferior aos demais grupos ( $p= 0.0007$ ) (Tabela 3) (Gráfico 3).

Tabela 2 - Porcentagem de Lacunas de Osteócitos no grupo tratado com Broca Helicoidal. ( $p<0.01$ , Kruskall-Wallis/Dunn, Média $\pm$ EPM)

	Broca Helicoidal		
	Vazias (%)	Piconse (%)	Células Viáveis (%)
Média $\pm$ EPM	79.5 $\pm$ 2.2	13.6 $\pm$ 1.4	6.8 $\pm$ 1.0
Mediana (Mín-Máx)	80(70-90)	10(10-20)	5(0-10)

Fonte: Dados da pesquisa

Gráfico 2 - Porcentagem de Lacunas de Osteócitos no grupo tratado com Broca Helicoidal. ( $p<0.01$ , Kruskall Wallis/Dunn, Média $\pm$ EPM).



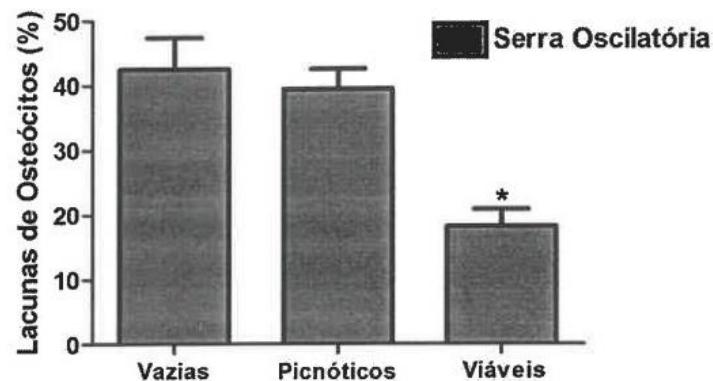
Fonte: Dados da pesquisa.

Tabela 3 - Porcentagem de Lacunas de Osteócitos no grupo tratado com Serra orcentagem de Lacunas de Osteocitos no Oscilatória. ( $p<0.001$ , Kruskall-Wallis/Dunn, Média $\pm$ EPM)

	Serra Oscilatória		
	Vazias (%)	Piconse (%)	Células Viáveis (%)
Média $\pm$ EPM	43.3 $\pm$ 3.3	38.7 $\pm$ 2.1	17.9 $\pm$ 1.9
Mediana (Mín-Máx)	40(30-70)	40 (25-50)	20 (5-30)

Fonte: Dados da pesquisa.

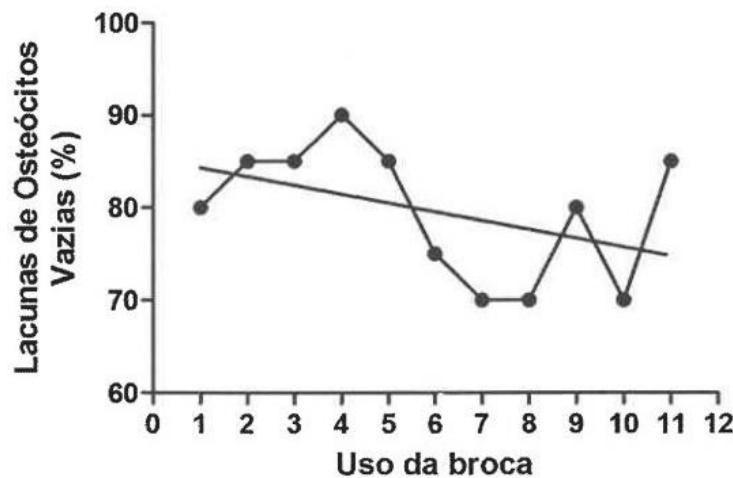
Gráfico 3 - Porcentagem de Lacunas de Osteócitos no grupo tratado com Serra Oscilatória. ( $p<0.05$ , Kruskall-Wallis/Dunn, Média±EPM)



Fonte: Dados da pesquisa.

Não houve correlação significativa entre a porcentagem de lacunas de osteócitos vazias e a quantidade de vezes de uso da broca helicoidal ( $p=0.1995$ ) (Gráfico 4).

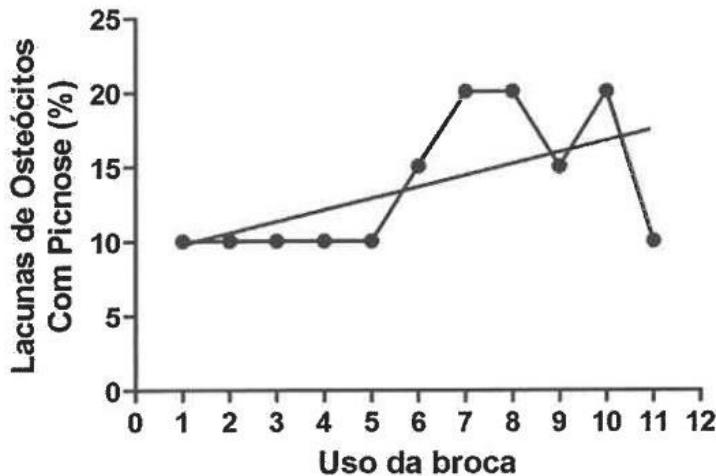
Gráfico 4 - Correlação entre a porcentagem de lacunas de ostosteócitos vazias e o uso da broca



Fonte: Dados da pesquisa.

Não houve correlação significativa entre a porcentagem de lacunas de osteócitos com picnose e a quantidade de vezes de uso da broca helicoidal ( $p=0.0626$ ) (Gráfico 5).

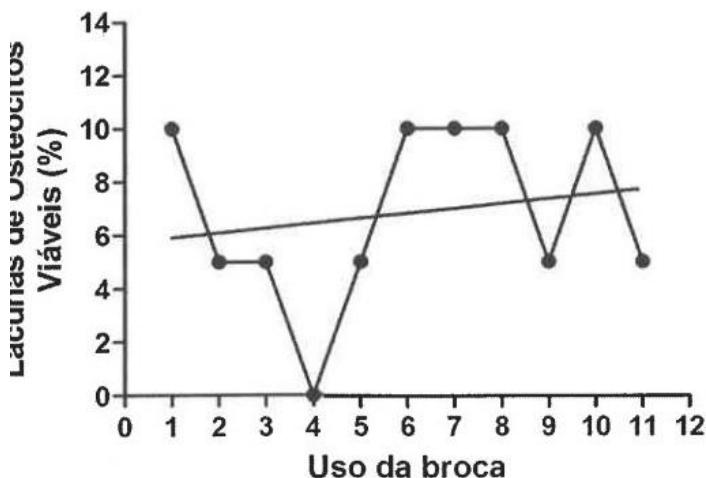
Gráfico 5 - Correlação entre a porcentagem de lacunas de osteócitos compõe e o uso da broca



Fonte: Dados da pesquisa.

Não houve correlação significativa entre a porcentagem de lacunas de osteócitos com células viáveis e a quantidade de vezes de uso da broca helicoidal ( $p=0.6367$ ) (Gráfico 6).

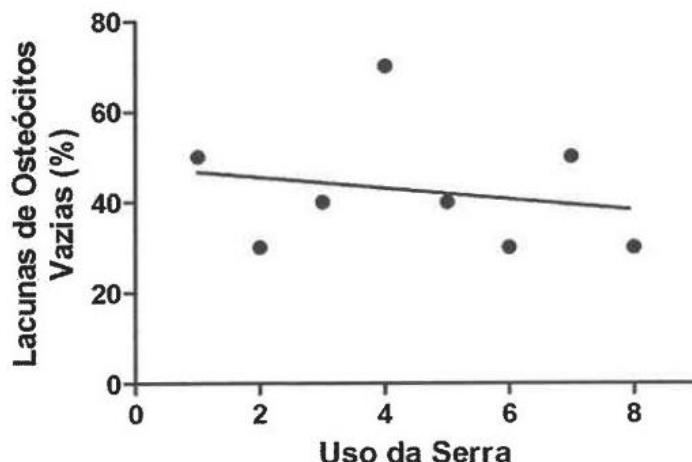
Gráfico 6 - Correlação entre a porcentagem de lacunas de osteócitos com células viáveis e o uso da broca



Fonte: Dados da pesquisa.

Não houve correlação significante entre a porcentagem de lacunas de osteócitos vazias e a quantidade de vezes de uso da serra oscilatória ( $p=0.5552$ ) (Gráfico 7).

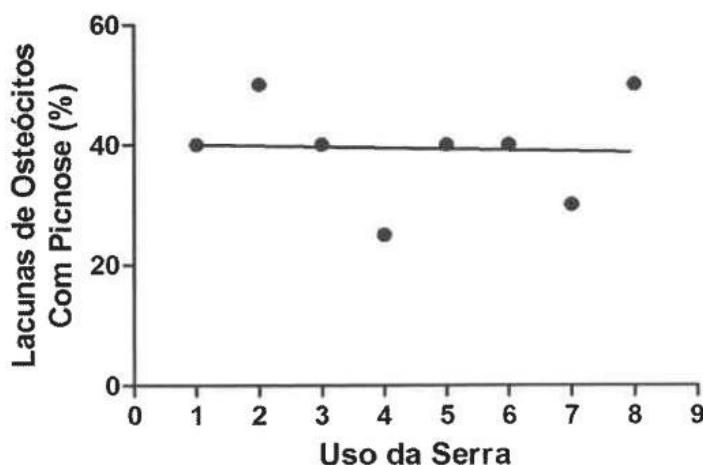
Gráfico 7 - Correlação entre a porcentagem de lacunas de ostosteócitos vazias e o uso da serra oscilatória



Fonte: Dados da pesquisa.

Não houve correlação significativa entre a porcentagem de lacunas de osteócitos com picnose e a quantidade de vezes de uso da serra oscilatória ( $p=0.9282$ ) (Gráfico 8).

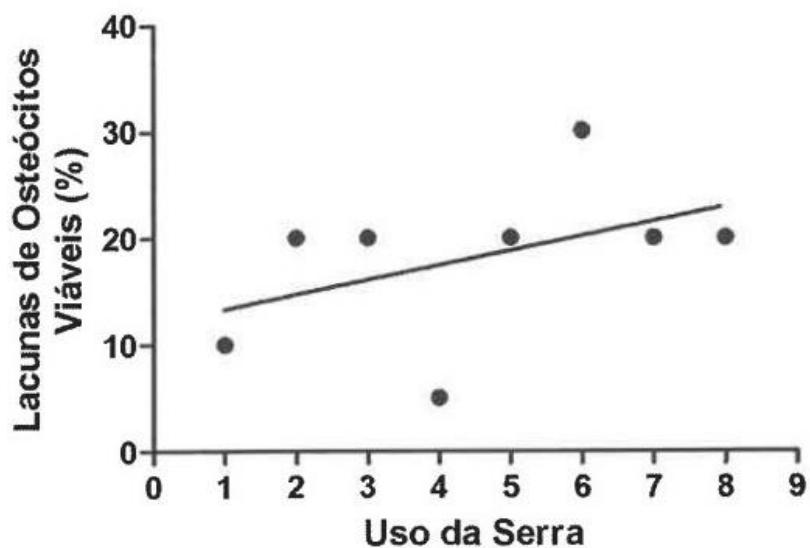
Gráfico 8 - Correlação entre a porcentagem de lacunas de ostosteócitos com picnose e o uso da serra oscilatória



Fonte: Dados da pesquisa.

Não houve correlação significativa entre a porcentagem de lacunas de osteócitos com células viáveis e a quantidade de vezes de uso da serra oscilatória ( $p=0.2471$ ) (Gráfico 9).

Gráfico 9 - Correlação entre a porcentagem de lacunas de osteócitos com células viáveis e a quantidade de vezes de uso da serra oscilatória



Fonte: Dados da pesquisa.

## 5 DISCUSSÃO

Este estudo foi realizado para verificar e comparar a necrose óssea térmica provocada por corticotomias promovidas pelas técnicas com broca e osteótomo e com serra oscilatória.

O alongamento ósseo pode ser realizado a partir da distração osteogênica e está realizada a partir da corticotomia. A corticotomia é o corte ósseo (osteotomia) com a maior preservação possível do periôsteo e medular óssea, elementos importantes para a irrigação óssea. A distração osteogênica tem objetivo de promover o alongamento do membro, o preenchimento de falhas ósseas e a correção de deformidades. A biologia tecidual é importante no sucesso da distração osteogênica. Os princípios do alongamento ósseo são: estabilidade, ritmo de alongamento, periodicidade, corticotomia e funcionalidade (SILVA, 2000). A técnica de corticotomia descrita por Ilizarov em 1990 usa-se osteótomo de 5mm para interromper as duas corticais ósseas mais superficiais e, por meio da rotação entre os fragmentos, promove a fratura da terceira cortical e da medula óssea, contudo a corticotomia geralmente é irregular representada por uma fratura oblíqua. A descrita por Cattaneo *et al.* (1988) orienta a trepanação óssea múltipla prévia à osteotomia, com intuito de obter um traço transverso, evitando a fratura oblíqua longa. A referida por Moseley (1991) usa a serra de Gigli que vem sendo utilizada por valorizar imagem mais regular evitando traços de fratura para os fragmentos ósseos proximal e distal. O presente estudo utilizou as técnicas de corticotomias utilizando a broca e osteótomo e a com serra oscilatória. A serra oscilatória possibilita uma corticotomia regular semelhante a realizada com serra de Gigli.

O osso é um tecidoativamente metabólico que no estado adulto constantemente sofre reabsorção e formação de novo osso adaptando-se a situações do organismo como: ação hormonal, vitaminas e outros compostos biologicamente ativos, secretados internamente ou externamente administrados através de agentes farmacológicos. Existem características próprias do tecido ósseo que nos mostram sua vitalidade, remodelação e inviabilidade; e junto com estas características desenvolvem-se respostas biológicas e/ou patológicas (substituição do tecido ósseo por tecido adiposo ou fibroso) como resultado de uma agressão externa (HARRIS, 1960). A corticotomia pela técnica de perfuração por broca e

osteótomo ou serra oscilatória avaliadas nesse estudo agride o tecido fisicamente por ação térmica promovendo necrose tecidual.

O osso é um tecido conjuntivo especializado mineralizado, constituído de 33% de matriz orgânica, dos quais 28% são colágeno Tipo I. Os restantes 5% são proteínas não colágenas constituídas por osteonectina, osteocalcina, proteína morfogenética óssea, proteoglicanos ósseos e sialoproteínas óssea. A matriz é permeada por cristais de hidroxiapatita, que perfazem os 67% remanescentes (TEN CATE, 1985). O osso é constituido principalmente por colágeno e hidroxiapatita. Estes elementos seriam afetados pelo aumento da temperatura (ROBINSON, 1952). Quando se realiza a perfuração óssea com broca metálica, parte de 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 (SAHA; PAL; ALBRIGHT, 1982). A suscetibilidade do osso elevação térmica por meio físico pela fricção óssea a partir da perfuração óssea por broca e o corte ósseo pela serra oscilatória é comprovada por este estudo quando demonstra necrose óssea térmica por ambas técnicas.

A irrigação óssea é realizada por canais e canalículos, sistema de Havers e Volkmann, existente na matriz cálcica, responsáveis pela difusão de substâncias através da matriz cálcica do osso (JUNQUEIRA, 2010). Através do sistema vascular do periôsteo, que entra no tecido ósseo, e pelo sistema externo ao periôsteo, que passa através deste. Uma irrigação centrífuga parte então da cavidade medular, passando pelo tecido ósseo e saindo através dos vasos do periôsteo (ROSS *et al.*, 1993). O periôsteo é ricamente suprido por vasos sanguíneos de tecidos subjacentes, que penetram também no tecido ósseo (BURKITT; YOUNG; HEATH, 1994). Este estudo teve a precaução de preservar o periôsteo nas realizações de ambas técnicas de corticotomias avaliadas, simulando as técnicas realizadas em humanos. O periôsteo foi identificado, incisionado com lâmina número 15 descolado do osso com tesoura para sua proteção.

Neste estudo a necrose óssea térmica foi avaliada pelas características da morfológica viabilidade celular do osteócito pela microscopia óptica de luz, baseando-se que as células ou seus elementos podem ser vistos em lacuna (osteoplasto). Com a lacuna vazia interpreta-se que o osteócito morreu após lise celular e seus componentes foram removidos (KERONZA *et al.*, 1978). A necrose

óssea térmica deteriora a porção orgânica do tecido ósseo bem como as células diferenciadas e indiferenciadas presentes na circulação sanguínea local (ERIKSSON *et al.*, 1982). Pode-se observar, em outros trabalhos, o uso desta mesma técnica, por exemplo, por Barbosa (2009).

Gigliies (1941), durante a II Guerra Mundial demonstrou a existência de necrose óssea ao redor de pinos metálicos utilizados para o tratamento de fraturas relacionada ao calor produzido pelo uso de perfurador elétrico. Albrektsson (1985) evidenciou que o aumento da temperatura da broca devido a fricção, aquecendo o tecido ósseo adjacente provocando a Necrose Óssea Térmica. Block (1925) citou a importância da existência do calor produzido por serras e perfuradores elétricos. A relevância da necrose óssea térmica pela perfuração óssea é demonstrada historicamente, confirmando a importância da perfuração óssea nos mais diversos procedimentos ortopédicos. Este estudo concordando com a importância da necrose óssea térmicas nos procedimentos ortopédicos acrescenta a avaliação da necrose óssea térmica nas corticotomias com broca e osteótomo e com serra de oscilatória.

O aquecimento ósseo acima de 47° C por um minuto ou 50°C por 30 segundos provoca necrose óssea térmica (BONFIELD; LI, 1968; ERIKSSON; ALBERKTSSON, 1983; LUNDSJKOG, 1972). Krause *et al.*, (1982) relataram que a efeito do calor no tecido ósseo resulta desnaturação de enzimas e proteínas de membranas, gerando morte celular. A elevação da temperatura aceleraria a atividade enzimática a sua inativação. Cada enzima teria uma temperatura específica onde começaria a sua inativação. Por exemplo, a temperatura de desnaturação do colágeno no estado sólido seria de 112°C e 66°C quando intumescido em água desionizada. O presente trabalho limitou-se a avaliar a necrose óssea térmica apenas por parâmetros histomorfométricos, sem estudar o limite da temperatura necessário para gerar alterações proteicas e enzimáticas.

A geometria ideal da broca metálica deveria ser: ângulo de hélice de 12° a 14°, ângulo de ponta de 70° e ângulo de entrada de 18° a 24° (FUCHSBERGER, 1988). De acordo com Augustin *et al.*, (2008) os ângulos da ponta broca não mostram influência significativa no aumento da temperatura. Baseado neste último estudo o presente trabalho não avalia a influência geométrica das brocas na necrose óssea térmica.

Sneath (1964) relatou as diversas funções da broca metálica na realização correta da perfuração óssea, que deveria eliminar os fragmentos

produzidos durante a perfuração óssea, avançando na direção desejada e produzindo um orifício uniforme e regular. À medida que a broca metálica progredisse, ocorreria a formação de fragmentos ósseos, que tenderiam a seguir pelos dois caminhos espirais formados pelas flautas da broca até a superfície do osso. Mathews e Hirsch (1972) relataram que o aumento da fricção provocado pelos fragmentos ósseos presos nas flautas da broca metálica como fator de aumento da temperatura. Esse estudo teve o cuidado de limpar o osso presente nas flautas da broca entre uma perfuração e outra, a fim de diminuir a atrito nas perfurações seguintes e desta maneira diminuir aumento da temperatura entre as perfurações.

Este estudo optou avaliar a necrose óssea térmica por broca devido a comprovação de ser um instrumento de perfuração óssea de melhor qualidade que o fio de Kirschner. Khanna *et al.* (1999), em um estudo comparando fios de Kirschner de diferentes espessuras e tipos de ponta, relatou que fios de Kirschner seriam instrumentos de perfuração óssea de pior qualidade por não terem um ângulo de ponta adequado e flautas para eliminação de fragmentos ósseos. Independentemente do tipo de ponta, os fios mais finos produziram maior elevação de temperatura dos que os mais grossos.

A necrose óssea térmica relacionada com a velocidade de rotação foi estudada por diversos autores. Anderson *et al.* (1943) demonstrou que a perfuração do osso realizada com velocidade elevada de rotação 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, definindo esta lesão como necrose asséptica térmica. Peterson (1947) afirmou que o uso de broca em elevada velocidade de rotação queimaria o osso e produziria necrose óssea, principalmente se a broca metálica estivesse desgastada. Thompson (1958) demonstrou o uso de equipamentos de alta velocidade de rotação 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 utilizada perfuração com controle de baixa rotação. Seus resultados histológicos mostraram maior lesão osteolítica quanto maior foi a velocidade de perfuração. A velocidade ideal de perfuração seria de 500 rpm pela mínima lesão histológica causada em relação às velocidades superiores. E esta velocidade de rotação se obteve uma menor fragmentação das bordas,

possibilitando maior facilidade de penetração no osso em relação à velocidade menores. Okamoto *et al.* (1984) em estudo dos efeitos de diferentes tipos de osteotomias sobre a reparação óssea em cães, demonstraram que a broca sob baixa rotação ocasiona alterações mais profundas no tecido ósseo, provocando considerável atraso no processo de reparo, o reparo ósseo é menos retardado na cavidade óssea realizada por broca sob alta rotação com resfriamento, o processo de reparação das lojas cirúrgicas preparadas com broca sob alta rotação com resfriamento são semelhantes àquelas realizadas com cinzel e martelo. Abagge (1998) demonstrou que a faixa de velocidade de rotação entre 520 à 1320 rpm ser a mais segura para realização do procedimento de perfuração óssea com broca metálica na tíbia de ovelhas adultas. O presente estudo utilizou a técnica de corticotomia com broca e osteótomo e com serra oscilatória com 24000 rpm afim de usar uma rotação uniforme para avaliação da necrose óssea térmica, já que a velocidade necessária para a utilização da serra oscilatória é de 24000rpm. Portanto não foi estudado influência das diferentes velocidades de rotação pela broca e frequência oscilatória da serra. Com o intuito de avaliar a necrose óssea térmica por instrumentos diferentes, broca com osteótomo e serra oscilatória, teve-se o cuidado de usar iguais velocidade de rotação e frequência de oscilação, 24000 rpm e 24000 oscilações por minuto.

Abouzgia e Symington (1996) comparando diferentes velocidades de rotação do perfurador (20 mil a 100mil rpm) e diferentes forças de perfuração óssea (1,5 a 1,9 N) relataram que a temperatura na cortical óssea diminuiu de 80°C para até 30°C quando aumentada a força de perfuração de 2,0 para 6,2 N, e que duração da elevação da temperatura acima de 47°C diminuiu de 60 para 20 segundos. Concluiu-se que o aumento da temperatura e a duração da elevação desta na cortical óssea durante uma perfuração diminuía com a velocidade e força, sugerindo que a realização de uma perfuração óssea com grandes velocidades de rotação e com forças maiores de perfuração seria a mais adequada. Bachus (2000) demonstrou que através da aplicação de uma força maior para a broca, as temperaturas máximas corticais acima de 50° C podem ser reduzidos de forma eficaz, diminuindo o potencial de necrose térmica no osso cortical vizinha. Sezek, Aksakal e Karaka (2012) comprovaram que para manter a temperatura de perfuração baixa, a força de perfuração ideal é de 140N. A força de perfuração deve ser mantida acima de 70N e a velocidade abaixo de 800rpm em osso com

densidade superior a 2,194 g/cm<sup>2</sup>. Nestas condições a temperatura diminui de 20% para cada mm de distância a partir do local da perfuração. A partir do ínicio da perfuração alteração de no máximo de 132°C foi detectada em intervalo de 0-1 s. Este estudo não mensurou a influência da força aplicada durante a perfuração com broca e o corte pela serra. Teve apenas o cuidado de todos os procedimentos serem realizados pelo mesmo observador.

Vários estudos avaliaram o degaste da broca na necrose óssea térmica. As perfurações de alvéolos cirúrgicos realizados por brocas desgastadas provocam maior aquecimento friccional do tecido ósseo, quando comparadas às brocas novas (BARBOSA, 2009). A utilização de brocas desgastadas e de perfuradores elétricos de alta velocidade de rotação para realização de perfuração óssea prévia com broca para colocação de pinos de Schanz produziria necrose térmica do osso com consequente soltura precoce do pino (TEIXEIRA, 2000). As brocas desgastadas diminuem significativamente a eficiência de perfuração e poderiam causar traumatismo local ao osso. Uma broca danificada poderia aumentar o tempo de perfuração em 35 vezes (MAZZOCA *et al.*, 2000). Fuchsberger (1988), relata que as brocas deveriam ser trocadas após 20 a 30 perfurações ósseas realizadas. Ashford, Pande e Dey (2001) recomendam que novas brocas sejam usadas para cada novo caso, reduzindo potenciais efeitos adversos como necrose térmica do osso e quebra da broca. O desgaste da broca metálica, maior ou igual a 100 perfurações ósseas prévias aumenta a extensão da necrose óssea térmica, a velocidade de rotação do perfurador elétrico a 520 à 2600 rpm não influencia na extensão necrose óssea térmica, o uso de solução salina isotônica a 0.9% para resfriamento, na quantidade maior ou igual a 100ml por hora, reduz a extensão de necrose óssea térmica consequente a perfuração óssea com broca metálica na tíbia de ovelhas adultas (ABAGGE, 2002). O aumento médio de temperatura nas perfurações para broca nova foi 7.5°C, broca após 600 buracos 13,4°C e broca de teatro 25.4°C. Portanto alterações de temperatura são relacionadas com a quantidade de desgaste. A utilização repetida da broca pode comprometer o resultado da cirurgia devendo ser trocadas a cada procedimento cirúrgico (ALLAN; WILLIANS; KERAWALA, 2005). Neste estudo foi utilizado a mesma broca e mesma serra em todos os procedimentos, a broca foi utilizada 36 vezes e a serra oscilatória 12 vezes. Não foi observado variação significativa na necrose óssea térmica pela quantidade de uso da broca e da serra.

A irrigação externa é o fator mais importante de resfriamento na perfuração óssea. O aumento no diâmetro da broca e a velocidade da broca causam aumento da temperatura óssea. Ao se usar temperaturas abaixo de 3°C pode causar insulto pelo frio (*cryoinsult*) tornando esta uma situação delicada. assim abaixamento da temperatura da broca para eliminar osteonecrose térmica pode produzi-lo (TU; HONG; CHEN, 2009). A irrigação externa à temperatura ambiente pode fornecer resfriamento suficiente durante a perfuração óssea. E a irrigação do local deve ser mantida entre os passos da perfuração (SENER *et al.*, 2009). O presente estudo realizou a irrigação externa com 20cc de solução salina 0,9% para diminuir a temperatura durante os procedimentos de cada corticotomia com o objetivo de minimizar o efeito térmico no osso.

O uso de serras elétricas para a retirada de enxerto ósseo assim como o uso de broca para perfuração óssea também provoca lesão térmica capaz de retardar ou diminuir a qualidade da consolidação óssea (JACOBS; RAY, 1972). O uso de serras ou perfuradores de alta rotação poderia causar lesão térmica no osso. Especialmente os perfuradores elétricos (CHRISTIE, 1981). Este estudo demonstrou que ocorreu necrose óssea térmica nas corticotomias realizadas com serra oscilatória através da avaliação da viabilidade celular.

Tuffl (2004), observou maior incidência de complicações relacionadas com a área da corticotomia realizada com broca e osteótomo em relação a serra de Gigli. A. No ato cirúrgico, 61% dos pacientes apresentaram corticotomias irregulares e 30,4% incompletas com o uso de broca e osteótomo. A observação macroscópica e avaliação microscópica deste estudo observou que a corticotomia pela técnica utilizando broca e osteótomo foi mais irregular que a com serra oscilante.

A análise histológica em processo de raparação de defeitos ósseos produzidos cirurgicamente com broca tronco-cônica apresenta retardo no processo de reparação óssea quando comparado a serra oscilante e serra reciprocante (LOPES; PASSERI; NOVAES, 1999). Este estudo não avaliou o processo de reparação, apenas a necrose óssea térmica pela lesão celular por análise histológica duas horas após a realização do procedimento. Foi realizado a comparação entre a serra oscilatória e a broca helicoidal com osteótomo. O estudo acima referido avaliou perfuração com broca tronco-cônica, este analisou a perfuração por broca helicoidal associada a osteotomia com preservação do periôsteo (corticotomia).

Alterações nas lâminas das serras oscilatórias não alteraram o efeito térmico durante o corte do osso cortical (LARSEN, 1992). Foi utilizado neste trabalho apenas um modelo de serra, já que o estudo anterior não mostra interferência no formato da serra na produção de necrose óssea térmica.

Em osteotomias realizadas uniformemente na frequência máxima de oscilação (18 mil / min), para minimizar a duração do procedimento a serra oscilatória combinada com irrigação diminui a elevação da temperatura de forma adequada, o que permite uma osteotomia sem dano ósseo (WÄCHTER; STOLL, 1991). Esse estudo foi realizado uma frequência máxima de 24000 oscilações por minuto, e para minimizar o efeito térmico durante a corticotomia óssea foi combinado irrigação externa com solução salina 0.9%.

Vários modelos experimentais descritos na literatura são úteis para o estudo da reparação óssea. Algumas restrições, entretanto, tornam modelos clássicos inadequados para o objetivo de muitos estudos. O rato e o camundongo, por exemplo, têm uma anatomia e uma biologia óssea diferente do ser humano. Possuem um processo reparatório diferente do homem pois estes animais são desprovidos de um sistema harvesiano ósseo e isto impossibilita estudos que pretendam examinar a forma, função ou propriedades materiais e biomecânicas do sistema harvesiano (NUNAMAKER, 1998). Além de ser difícil obter múltiplas amostras de um mesmo osso destes pequenos roedores, os quais também não se mostram práticos para estudos biomecânicos e testes de biomateriais, pois requerem métodos difíceis para a fixação da fratura ou osteotomia proposta (HILTUNEN; VUORIO; ARO, 1993; NUNAMAKER, 1998).

O coelho é um modelo experimental muito utilizado nos estudos que envolvem a fisiopatologia óssea frente às fraturas e os diversos tipos de tratamento, representando cerca de 35% de todos os estudos científicos do sistema músculo esquelético. Algumas das vantagens desses animais são: a facilidade de manuseá-los, seu pequeno porte, baixo custo de manutenção, requisito de pequeno espaço para mantê-los durante o período experimental e principalmente a curta maturidade esquelética, cerca de seis meses após a maturidade sexual. Em comparação as outras espécies, as alterações ou mudanças no esqueleto do coelho são mais rápidas, assim como a fase de remodelação óssea. Esses animais possuem grande capacidade de renovação celular e de metabolismo com regeneração óssea três vezes mais rápida que os humanos (JOHNSSON *et al.*, 2000; PEARCE *et al.*, 2007).

Os grandes animais, tais como mamíferos, cães e primatas, exigem custos elevados para sua utilização. Além da importância do uso de um número suficiente de animais para que se garanta uma significância estatística (LEOPIZI *et al.*, 1998).

O coelho foi o modelo experimental escolhido para esse estudo devido suas características biológicas e porte. Desta forma permite avaliar alterações celulares comparando com os humanos pelo de fato de apresentarem irrigação óssea mais semelhante aos humanos que os ratos e camundongos. O porte permite obter amostras óssea que podem serem submetidas a testes biofísicos, como o estudo de técnicas de corticotomias com brocas e osteótomas e com serra oscilatória. O tamanho dos membros dos ratos e camundongos não permitem a realização desses procedimentos. Foi optado pela tíbia devido o osso ser mais acessível no acesso cirúrgico que o fêmur, facilitando a técnica cirúrgica.

Várias técnicas de osteotomias e perfurações ósseas estão sendo estudadas com objetivo de diminuir a necrose óssea térmica. Eyrych (2005) demonstrou que o laser causa uma elevação de temperatura mais baixa do que perfuração convencional, para osteotomias em segmentos ósseos. Mostra uma eficácia aceitável com tempos comparáveis à broca dental convencional de perfuração. A utilização clínica de um 9.6 mmCO<sub>2</sub> laser como uma ferramenta de corte de osso pode ser considerado para preservar tecido com o mínimo de efeitos histológicos. Alam *et al.* (2009) compararam a rugosidade da superfície de furos no osso cortical bovino, utilizando dois métodos: perfuração óssea convencional assistida por ultra-som. A textura da superfície indica que a superfície do furo produzido pela perfuração assistida por ultra-som foi um pouco mais suave do que a obtida com o sistema convencional. Kfouri (2011), demonstrou que a cirurgia piezoelétrica foi eficaz na produção de alvéolos ósseos para integração de implantes dentais de titânio, podendo ser considerada alternativa viável para utilização clínica na implantodontia, visto que não apresentou áreas de necrose óssea e os resultados foram similares à técnica tradicional. Essas técnicas merecem ser estudadas nas corticotomias e avaliadas quando o potencial de promover necrose óssea térmica.

Esse trabalho limitou-se em avaliar alterações celulares características da necrose óssea térmica comparando as técnicas utilizando perfuração com broca a 24000rpm associada a osteótomo, e com serra oscilatória à 24000 oscilações por minuto, realizadas por um mesmo observador. Não foi estudado a influência da

aplicação de diferentes forças na perfuração e corte ósseo, diferentes temperaturas, diferentes velocidades de rotação na broca e frequência de oscilação na serra, na necrose óssea térmica. Portanto estudos com o objetivo de estudar fatores determinantes na necrose óssea térmica nas corticotomias por perfuração com broca associada a osteótomo e serra oscilatória devem ser feitos no futuro.

## 6 CONCLUSÃO

A técnica de corticotomia com a broca helicoidal com osteotomo apresenta incidência de necrose óssea térmica significamente maior que o grupo tratado com serra oscilatória. A técnica de corticotomia com perfuração com broca associado a osteótipo não apresenta alterações nas porcentagens de lacunas vazias, osteócito com picnócito e osteótomo normal em relação ao desgaste da broca. A técnica de corticotomia com serra oscilatória não apresenta alterações nas porcentagens de lacunas vazias, osteócito com picnócito e osteótomo normal em relação ao desgaste da serra.

## REFERÊNCIAS

- ABAGGE, M. **Análise multifatorial de variáveis associadas à extensão da necrose óssea térmica consequente à perfuração com broca metálica em ovinos.** 2002. 65 f. Tese (Doutorado) - Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, Santa Catarina, 2002.
- ABAGGE, M. **Necrose térmica do osso produzido por perfuração com broca metálica.** 1998. 39 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Cirúrgica) - Setor de Ciências da Saúde. Universidade Federal do Paraná, Santa Catarina, 1998.
- ABOUZGIA, M. B.: SYMINGTON, J. M. Effect of drill speed on bone temperature. *Int. J. Oral Maxillofa. Surg.*, v. 25, p. 394-399, 1996.
- ALAM. K.: MITROFANOV, A. V.: SILBERSCHMIDT, V. V. Measurements of surface roughness in conventional and ultrasonically assisted bone drilling. *Am. J. Biomed. Sci.*, v. 1, 312-320, 2009.
- ALBREKTSSON, T. Bone tissue response. In: BRANEMARK, P.-I., ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. **Tissue-integrated prostheses:** osteointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985. p. 129-143.
- ALLAN, W.: WILLIANS, E. D.; KERAWALA, C. J. Effects of repeated drill use on bone temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-taing snew. *Bristish J. Oral Maxillofa. Surg.*, v. 43, p. 314-319, 2005.
- ANDERSON, R.: FINLAYSON, B. L. Sequalae of transfixation of bone. *Surgery*, v. 13, p. 46-54, 1943.
- ASHFORD, R.: PANDE, K. C.; DEY, A. Current practice regarding re-use of trauma instrumentation: results of a postal questionnaire survey. *Injury*, v. 32, p. 37-40, 2001.
- AUGUSTIM, G.: DAVILA, E. S.; UDILJAK, E. T.; VEDRINA, E. D. S.; BAGATIN, E. D. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: hy: preliminary report. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, v. 129, p. 703-709. 2009.
- AUGUSTIN, G.; DAVILA, E. S.; MIHOCI, K.; UDILJAK, T.; VEDRINA, D. S.; ANTABA. A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, v. 128, p. 71-77, 2008.
- BACHUS, K. N.; RONDINA, M. T.; HUTCHINSON, D. T. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Medical Engineering & Physics*, v. 22, p. 685-691, 2000.
- BARBOSA, B. A. **Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis.** 2009. 107 p. Tese (Doutorado) - Faculddade de Odontologia de Bauru, Bauru, 2009.

- BLOCK, W. Über das verhalter dês 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, p. 323-329, 1968.
- BURKITT, H.; YOUNG, B.; HEATH, J. W. Tecidos esqueléticos. In: YOUNG, B.; HEATH, J. W. **Wheater histología funcional**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. Cap. 10, p. 170-190.
- CATTANEO, R.; VILLA, A.; CATAGNI, M. TENTORI, L. Limb lengthening in achondroplasia by Ilizarov's method. **Cli. Orthop. Relat. Res.**, v. 12, p. 173, 1988.
- CHRISTIE, J. Surgical heat injury of bone. **Injury**, v. 13, p. 188-190, 1981.
- ERIKSSON, A.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold level for heat-introduced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. **J. Prosthe Dent.**, v. 50, p. 101-107. 1983.
- ERIKSSON, A.; ALBREKTSSON, T.; GRANE, B.; MCQUEEN, D. Thermal injury to bone :A vital microscopic description of heat effects. **Int. Oral Surg.**, v. 11, p. 115-21, 1982.
- EYRICH, Gerold K. H. Laser-osteotomy induced changes in bone. **Medical Laser Application.**, v. 20, p. 25-36, 2005.
- FUCHSBERGER, A. Experimentelle arbeiten. **Unfallchirurgie**, v. 14, p. 173-183, 1988.
- GILLIES, H. D. Replacement and control of maxillofacial fractures. **Brit. D. J.**, v. 71, p. 531-558, 1941.
- HARRIS W.H. A microscopic method of determining rates of bone growth. **Nature**. v. 188. p. 1038-1049, 1960.
- HILTUNEN, A.; VUORIO, E.; ARO, H.T. A standardized experimental fracture in mouse tibia. **J. Orthop. Res.**, v. 11, p. 305-312, 1993.
- ILIZAROV, G. A. Clinical application of the tension stress for limb lengthening. **Clin. Orthop. Relat. Res.**, v. 250, p. 8-26, 1990.
- JACOBS, R. L.; RAY, R. D. The effect of heat on boné healing. **Arch. Surg.**, v. 104, p. 687-691, 1972.
- JOHANSSON, A. A.; JACOBSSON, M.; GRANSTRÖM, G.; JOHANSSON, C. B.; STRID, K.; TURESSON, I. A microradiographic investigation of cancellous boné healing after irradiation and hyperbaric oxygenation: a rabbit study. **Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.**, v. 48, n. 2, p. 555-563, 2000.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. 8. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010. v 8, p 135-152.

KENZORA, J. E.: STEELE, R.: YOSIPOVITCH, Z. H.; GLIMCHER, M. L. Experimental osteonecrosis of the femoral head in adult rabbits. **Clin. Orthop. Related Res.**, v. 130, p. 8-46, 1978.

KFOURI, F. Á. **Interface osso-implante dental de titânio produzida por cirurgia piezoeletrica**. 2011. 118 f. Tese (Doutorado em Cirurgia Plástica) - Universidade Federal de São Paulo, Programa de Pós-graduação em Cirurgia Plástica, São Paulo, 2011.

KHANNA, A; PLESSAS, S. J.: BARRET, P.: BAINBRIDGE, L. C. The thermaleffects of Kirschner wire fixation on small bones. **J. Hand Surg.**, v. 24-B, p. 355-357, 1999.

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.

LARSEN, S.T.; RYD, L.; LINDSTRAND, A. Temperature Influenci in different Orthopaedic Saw Blades. **The Journal of Arthroplasty**, v. 7, n. 1, p. 21-24, 1992.

LEOPIZZI, N.; BOLLINGER NETO, R.; BARROS FILHO, T. E. P.; AZZE, R. J. Modelos experimentais em ortopedia e ISO 10993: biological evaluation of medical devices - part 2: animal welfare requirements. Interpretação e extensão da norma. **Acta Ortop. Bras.**, v. 6, p. 139-142, 1998.

LOPES, M. C. A.; PASSERI, L. A.; NOVAES, P. D. Reparação óssea após osteotomias com broca tronco-cônica, serra oscilatória e serra reciprocante: estudo histológico em cães / Bone healing after osteotomy with cross-cut fissure bur, oscillating saw and reciprocating saw: histological study in dogs. **RPG Rev. Pos-Grad.**, v. 6, n. 4, p. 374-379, out./dez. 1999.

LUNDSJKOG, J. **Heat and bone tissue**: an experimental investigation of the thermal proprieties of bone tissue and threshold level for thermal injury. 1972. Tese (Doutorado) - University of Göteborg, Gotemburgo, 1972.

MATHEWS, L. S.; HIRSCH, C. Temperatures measured In human cortical bone when drilling. **J. Bone Joint Surg.**, v. 54-A, n. 2, 1972.

MAZZOCA, A. D.; CAPUTO, A. E.: BROWNER, B. D.; MAST, J. W.; MENDES, M. W., Princípios de fixação interna. In: BROWNER, B. D.; JUPITER, J.B.; LEVINE, A. M.: TRAFTON, P. G. **Traumatismo do sistema esquelético**. São Paulo: Manole, 2000. p. 287-348.

MOSELEY, C.F. Limb lengthening: the historical perspective. **Orthop. Clin. of North Am.**, v. 22, n. 4. p. 555. 1991.

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.

- NUNAMAKER, V. M. D. Experimental model of fracture repair. **Clin. Orthop.**, v. 355S, p. 57-65, 1998.
- OKAMOTO, T.: CARVALHO, A. C. P.; SAAD-NETO, M.; CARVALHO, P. S. P. Efeitos de diferentes tipos de osteotomia sobre a reparação óssea. Estudo histológicos em cães. **Rev. Odont. UNIFESP**, São Paulo, v. 13, n. 1/, p. 71-78, 1984.
- PEARCE, A. I.; RICHARDS, R. G.; MILZ, S.; SCHNEIDER, E.; PEARCE, S. G. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. **European Cells and Materials**, v. 13, p.1-10, 2007.
- PETERSON, L. T. Fixation of bones by plates and screws. **J. Bone Joint Surg.**, v. 29, n. 2, p. 335-347, 1947.
- ROBINSON, R. A. Na electron microscopic study of the crystalline inorganic component of bone and its relationship to the organic matrix. **J. Bone Joint Surg.**, v. 34-a, p. 389-341, 1952.
- ROSS, M. H.; REITH, E. J.; ROMRELL, L. J. Osso. In: \_\_\_\_\_. **Histologia: texto e atlas**. 2. ed. São Paulo: Panamericana, 1993. Cap. 8, p.141-180.
- SAHA, S.; PAL, S.; ALBRIGHT, J. A. Surgical drilling: Design and performance of a improved drill. **J. biomech. Eng.**, v. 104, p. 245-252, 1982.
- SENER, B. C.; DERGIN, G.; GURSOY, B.; KELESOGLU, E.; SLIN, I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 20, p. 294-298, 2009.
- SEZEK, S.; AKSAKAL, B.; KARAKA, F. Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis. **Computational Materials Science**, v. 60, p. 13-18, 2012.
- SILVA, W. N. Alongamentos ósseos: indicações, técnicas e complicações. In: PARDINI, A.; Souza; G. de. **Clínica ortopédica**. São Paulo: Guanabara Koogan, 2000. v. 1. p. 373-386.
- 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.
- TEIXEIRA, A. A. A. Fixadores externos lineares: técnica de Instalação. In: PARDINI, A.; Souza; G. de. **Clínica ortopédica**. São Paulo: Guanabara Koogan, 2000. v. 1, p. 277-284.
- TEN CATE, A. R. Osso. In.: **Histologia bucal**: desenvolvimento, estrutura e função. 2. ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1985. Cap. 8, p. 95-112.
- THOMPSON, H. C. Effect of drilling into bone. **J. Oral Surg.**, v. 16, p. 22-30, 1958.
- TU, Y. K.: HONG, Y. Y.: CHEN, Y. C. Finite element modeling of kirschner pin and bone thermal contact during drilling. **Life Science Journal**, v. 6, p. 23-27, 2009.

TUFFI, G. J. **Avaliação radiográfica da evolução do regenerado na tíbia proximal após corticotomias por osteótomo ou serra de Gigli: estudo de 45 pacientes.** 2004. 180 p. Tese (Doutorado em Ortopedia e Traumatologia) - Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2004.

WÄCHTER, R.; STOLL, P. Increase of temperature during osteotomy: in vitro and in vivo investigations. **Int. J. Oral Maxilofac. Surg.**, v. 20, p. 245-249, 1991.

WIGGINS, C. W; MALKIN, S. Drilling og bone. **J. Biomech.**, v. 9, p. 553-559, 1976.

**APÊNDICE A – PORCENTAGEM DE LACUNAS DE OSTEÓCITOS VIÁVEIS,  
LACUNAS DE OSTEÓCITOS COM PICNOSE E LACUNAS DE OSTEÓCITOS  
COM CÉLULAS VIÁVEIS, EM CORTICOTOMIAS COM BROCA HELICOIDAL E  
SERRA OSCILATÓRIA**

Técnicas de corticotomias	Lacunas de Osteócitos Vazias (%)		Lacunas de Osteócitos com Picnose (%)		Lacunas de Osteócitos com Células Viáveis (%)	
	Dados	Média $\pm$ EPM Mediana (Mínima-Máxima)	Dados	Média $\pm$ EPM Mediana (Mínima-Máxima)	Dados	Média $\pm$ EPM Mediana (Minima-Máxima)
Broca Helicoidal com osteótomo	80	79.5 $\pm$ 2.2 80(70-90)	10	13.6 $\pm$ 1.4 10(10-20)	10	6.8 $\pm$ 1.0 5 (0-10)
	85		10		5	
	85		10		5	
	90		10		0	
	85		10		5	
	75		15		10	
	70		20		10	
	70		20		10	
	80		15		5	
	70		20		10	
	85		10		5	
Serra Oscilatória	50	43.3 $\pm$ 3.3 40(30-70)	40	38.7 $\pm$ 2.1 40(25-50)	10	17.9 $\pm$ 1.9 20 (5-30)
	40		40		20	
	40		40		20	
	50		30		20	
	50		40		10	
	30		50		20	
	40		40		20	
	70		25		5	
	40		40		20	
	30		40		30	
	50		30		20	
	30		50		20	

Fonte: Dados da pesquisa.

## ANEXO A – DECLARAÇÃO DE APROVAÇÃO DA COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA ANIMAL (CEPE), PROTOCOLO 66/2010



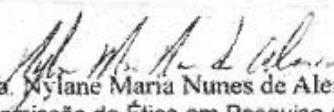
Universidade Federal do Ceará  
Comissão de Ética em Pesquisa Animal – CEPA  
Rua: Coronel Nunes de Melo, 1127 Rodolfo Teófilo  
Cep: 60430-970 Fortaleza-CE  
Tel: (85) 3368 8331 Fax: (85) 3368.8333

### DECLARAÇÃO

Declaramos que o protocolo para uso de animais em experimentação nº 66/2010, sobre o projeto intitulado: "NECROSE ÓSSEA TÉRMICA EM TÍBIA DE COELHOS: ESTUDO COMPARATIVO ENTRE AS TÉCNICAS DE CORTICOTOMIAS UTILIZANDO BROCA E OSTEÓTOMO COM SERRA OSCILANTE.", de responsabilidade de Juvêncio Oliveira Araújo de Castro, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotados pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA).

Declaramos ainda que o referido projeto foi aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa Animal – CEPA – em reunião realizada em 01 de dezembro de 2011.

Fortaleza, 12 de abril de 2013

  
Profa. Dra. Nylane Maria Nunes de Alencar  
Coordenadora da Comissão de Ética em Pesquisa Animal – CEPA