

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Maurício Vicente Pereira

**Efeitos da osteotomia realizada por brocas com tratamento superficial de
passivação e revestidas com carbono: Estudo histomorfológico em
coelhos**

CURITIBA

2010

Maurício Vicente Pereira

Efeitos da osteotomia realizada por brocas com tratamento superficial de passivação e revestidas com carbono: Estudo histomorfológico em coelhos

Dissertação apresentada ao
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,
como parte dos requisitos para obtenção do título
de mestre em odontologia
área de concentração de Implantodontia.

Orientadora: Prof. Dra. Daniela Ponzoni.

CURITIBA

2010

Pereira, Maurício Vicente
P436 Efeitos da osteotomia realizada por brocas com tratamento superficial de passivação e revestidas com carbono: Estudo histomorfológico em coelhos. Curitiba, 2010
93f.: il.; 31 cm.

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2010
Orientadora: Prof^a. Dra. Daniela Ponzoni.
Inclui bibliografia

1. Calor. 2. Brocas. 3. Implantes Dentários.I. Título.

Maurício Vicente Pereira

Efeitos da osteotomia realizada por brocas com tratamento superficial de passivação e revestidas com carbono: Estudo histomorfológico em coelhos

Presidente da Banca (Orientadora): Profa. Dra. Daniela Ponzoni

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Ana Paula Farnezi Bassi

Prof. Dr. Leandro Eduardo Kluppel

Aprovada em: 06/04/2010

Agradecimentos

A Deus por sempre estar ao meu lado me conduzindo e mostrando-me os caminhos corretos.

Aos meus pais, Daureo e Ester que desde o início foram meus alicerces, pela presença constante e inspiradora, e me transmitindo os valores e a força necessária.

A minha irmã Mariana; amiga cirurgiã dentista e grande incentivadora na busca de mais este sonho.

A minha esposa Elizandra, pela compreensão nos momentos ausentes, sem a qual não conseguiria concluir mais esta etapa da minha vida.

A prof. Dra. Ivete Mattias Sartori sua dedicação à docência, enorme conhecimento e humildade são exemplos de conduta pessoal e profissional.

A todos os professores do programa de mestrado, pela transmissão de conhecimentos e amizade.

A professora Daniela Ponzoni orientadora deste trabalho pela visão e conhecimento que de forma imprescindível contribuíram na realização deste estudo.

A Elisa Sartori pela contribuição na fase experimental do trabalho, assim como o funcionário Sérgio do biotério da USC Bauru - SP, suas contribuições foram valiosas.

A Marcos Nunes Lourenço, Elírio Liotto e Rodrigo Gadotti, colegas de turma, de hotel e acima de grandes amigos para toda a vida.

A todos os colegas da turma, pelos os momentos de agradável convivência e amizade que com certeza não terminam ao final deste curso.

A empresa Neodent pela confiança e doação do material necessário para realização desta pesquisa.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução	11
2. Revisão de Literatura	
2.1. Aspectos Relevantes dos Instrumentais de Corte na Implantodontia.....	13
2.1.1. Aços Inoxidáveis	13
2.1.2. Tratamentos de Superfície	14
2.2. Tecido Ósseo.....	15
2.3. Fisiologia do Reparo Ósseo	16
2.4. Aquecimento Ósseo e Implantodontia.....	24
3. Proposição	
3.1. Objetivo Geral.....	35
3.2. Objetivo Específico	35
4. Materiais e Método.....	36
4.1. Modelo Animal	36
4.2. Brocas	37
4.3. Cirurgia	39
4.4. Métodos Histológicos.....	45
5. Artigos	
5.1. Artigo Científico 1.....	48
5.2. Artigo Científico 2.....	67
6. Referências.....	77
7. Apêndice	82
8. Anexos.....	90

Lista de Figuras

Figura 1 - Brocas com tratamento superficial de passivação.	38
Figura 2 - Brocas com tratamento de superfície com aplicação de filme de carboneto de tungstênio com matriz de carbono (WC/C).	38
Figura 3 - Tibia do coelho após tricotomia e antissepsia com P.VP.I.	39
Figura 4 - Anestesia loco regional com mepivacaína com vaso constritor.	42
Figura 5 - Exposição óssea após dilvulsão.	42
Figura 6 - Instalação do guia cirúrgico.....	43
Figura 7 - Guia cirúrgico instalado, notar as diferenças dos parafusos de fixação.....	43
Figura 8 - Início da perfuração das cavidades teste.	44
Figura 9 - Início da perfuração das cavidades controle.....	44
Figura 10 - Final das perfurações.....	45
Figura 11 - Sutura final	45
Figura 12 - Peça do tempo imediato, após remoção	46
Figura 13 - Peça seccionada para preparo histológico	47

Lista de Abreviaturas, siglas e símbolos

DLC	- Diamond Like Carbon (Filme de Carboneto de Tungstênio).
PVPI	- Polivinil Pirrolidona Iodo
HE	- Hematoxilina e Eosina
WC/C	- Filme de Carboneto de Tungstênio em matriz de Carbono
mm	- Milímetros
Rpm	- Rotações por minuto
Min	- Minutos
MEV	- Microscopia Eletrônica de Varredura
Kg	- Kilograma
TiN	- Nitreto de Titânio
N.cm	- Newton por centímetro
VSi	- Very Special Implants
UH	- Housfield

Resumo

O dano provocado ao osso devido à geração de calor ocasionada pelo atrito durante a osteotomia para implantes vem sendo estudado ao longo dos anos. A literatura mostra uma busca no intuito de controlar e/ou minimizar os efeitos desta geração de calor para não interferir na cicatrização inicial e conseqüente osseointegração. As pesquisas na área da bioengenharia relatam o uso benéfico de revestimentos sobre os instrumentos cortantes, e alguns desses materiais, entre eles o DLC (*Diamond Carbon Like*), apresentam dentre suas propriedades, um baixo coeficiente de atrito. A proposta deste trabalho foi avaliar a resposta óssea em coelhos, analisando resultados histológicos dos efeitos das osteotomias realizadas por brocas do sistema Neodent® com revestimento de carbono e com tratamento superficial de passivação. Foram utilizados 19 coelhos, que receberam em cada tíbia, uma perfuração com a broca convencional (passivação) e uma com a broca revestida por filme de carbono. As cavidades realizadas pela broca convencional foram denominadas de grupo controle e as cavidades feitas com a broca revestida de grupo teste. Foram determinados tempos de sacrifício imediato, com 7, 15, 30 e 60 dias pós-operatório e as peças obtidas foram analisadas histomorfologicamente. Os resultados obtidos não mostraram diferenças significativas no reparo ósseo nas cavidades confeccionadas com as brocas revestidas por filme de carbono ou sem revestimento. De acordo com a metodologia empregada é possível concluir que não há diferença em análise microscópica qualitativa nas respostas ósseas após a realização de cavidades confeccionadas por brocas sem ou com revestimento à base de carboneto de tungstênio.

Palavras-chave: Calor, Osteotomia, Implantes Dentários.

Abstract

The damage caused to the bone due to heat generation caused by friction during osteotomy for implants has been studied over the years. A literature shows a search in order to control and / or minimize the effects of heat generation for not interfere with the initial healing and consequent osseointegration. The research in bioengineering reported the beneficial use of coatings on the sharp instruments, and some of these materials, among they DLC (Diamond Like Carbon), have among their properties, a low coefficient of friction. Proposal this study was to evaluate the bone response in rabbits analyzing results of the histological effects of osteotomies performed by drills Neodent ® system with carbon coating and surface treatment passivation. We used 19 rabbits that received in each tibia, a drill with drill conventional (passivation) and a drill with the coated film carbon. The cavities made by conventional drill were determined in the control group and the cavities made with the drill coated group were determined test. Were certain times of sacrifice immediate with 7, 15, 30 and 60 days post-operatively and the samples obtained were analyzed and scored. Results obtained showed no significant differences in repair bone cavities prepared with drills coated with carbon film or uncoated. According to the methodology used is not complete there is no difference in qualitative microscopic analysis the responses after the bone cavity prepared by drills with or without coating based tungsten carbide.

Keywords: Heat, Osteotomy, Dental Implants.

1. Introdução

A reabilitação oral sofreu grandes mudanças desde que as pesquisas do professor Branemark descobriram a possibilidade do uso de implantes endósseos, através da osseointegração. Inicialmente o próprio Branemark¹² em 1977 definiu este evento como:

“Uma firme aposição de osso novo e remodelado em congruência com as fixações, incluindo as irregularidades superficiais, de tal forma que, à microscopia de luz não haja interposição de tecido conectivo ou fibroso e que uma conexão estrutural direta e funcional seja estabelecida, capaz de suportar cargas fisiológicas normais sem deformação excessiva e sem iniciar mecanismos de rejeição”.

Apesar das altas taxas de sucesso, o fenômeno da osseointegração depende de uma série de fatores, e entre eles o mais importante é a cura primária do local de instalação⁴. Mas para que aconteça esta cicatrização a técnica cirúrgica empregada tem de ser a menos traumática possível.¹⁰

Todo procedimento de implantação tem um potencial para ser mal sucedido porque são inúmeros os fatores a serem controlados e, entre eles, os traumas imprimidos ao osso através dos instrumentos rotatórios¹³. Um implante será envolvido por tecido conjuntivo fibroso pouco diferenciado quando o somatório das agressões ao osso exceder seu limiar regenerativo/ reparador.⁴¹

O processo de osseointegração depende de diversas condições que envolvem características mecânicas e biológicas relacionadas diretamente aos procedimentos realizados durante a preparação da cavidade óssea¹⁰. No entanto, essas condições são bastante variáveis, envolvendo a densidade do osso, a rotação da broca utilizada no processo de perfuração, o calor gerado durante a osteotomia, a estabilidade primária do implante, dentre outros fatores.²⁰

As pesquisas mostraram que o osso é mais suscetível ao calor do que se imaginava, no preparo da cavidade o limite da elevação na temperatura é de até 47°C.²⁵

Segundo Misch³⁸ em 2000, os fatores essenciais para a minimização do calor gerado durante o preparo da osteotomia são:

- Fluido de resfriamento;
- Qualidade óssea;
- Volume ósseo mínimo removido por cada uma das brocas (aumentos sucessivos de diâmetro);
- Broca: corte e *design*;
- Frequência/ tempo de contato;
- Profundidade;
- Pressão;
- Velocidade.

Levando-se em consideração o item broca, seu desenho corresponde, entre outros detalhes, ao formato do implante, mas a superfície dessa broca pode receber um revestimento que segundo a literatura reduz o atrito com o osso e conseqüentemente pode minimizar a geração de calor.⁴⁶

Os revestimentos são utilizados com o intuito de melhorar algumas propriedades mecânicas dos instrumentos, tais como: dureza, coeficiente de atrito e resistência química ao calor, ao desgaste, ao escurecimento e à corrosão.⁴⁹

Na busca pela excelência, quanto maior o controle sobre esses fatores, melhor será a resposta do tratamento.

2. Revisão de Literatura

2.1. Aspectos Relevantes dos Instrumentais de Corte na Implantodontia

2.1.1. Aços Inoxidáveis

Os aços inoxidáveis martensíticos têm sido os mais utilizados para a fabricação de instrumentais cirúrgicos cortantes como brocas, raspadores, lâminas, entre outros, pois proporcionam durezas adequadas e resistência à corrosão satisfatória quando comparados a outros materiais como aços inoxidáveis ferrítico e austenítico ou aços carbono.²⁸

Durante uma osteotomia muito da energia não usada no processo de corte é transformada em calor. A quantidade de calor gerada vai depender da geometria das lâminas das brocas^{31,51}; da afiação do instrumento de corte e da pressão aplicada¹; da duração da ação de perfuração, por exemplo se continua ou intermitente^{2,5}; da técnica de refrigeração^{24,34}; da velocidade do instrumento rotatório e a densidade do osso.^{20,52}

O uso repetido de instrumentos de corte vai aumentando progressivamente seu desgaste e diminuindo sua eficiência de corte, conseqüentemente, produzindo maior calor friccional. Brocas desgastadas produzem calor excessivo que pode causar a falha da osseointegração.²⁰

A liga é comumente chamada de aço inoxidável quando 12 a 30% de cromo são adicionados ao aço, porém outros elementos podem estar presentes.⁴⁹ Ainda; Define-se como aço inoxidável, o grupo de ligas ferrosas resistentes à oxidação e corrosão, que contenham um teor mínimo de 11% de cromo.¹⁶

2.1.2. Tratamentos de Superfície

Os tratamentos de superfície buscam alterações significativas nas propriedades mecânicas, térmicas e químicas. As propriedades mecânicas mais frequentemente procuradas são a elevação da dureza e, em decorrência, a elevação da resistência ao desgaste e a diminuição da força de atrito.⁴⁶

Atualmente alguns instrumentos odontológicos já recebem recobrimentos. Estes processos são utilizados com o intuito de melhorar certas propriedades mecânicas dos instrumentos, tais como: dureza, coeficiente de atrito, resistência química, ao calor, ao desgaste, ao escurecimento e à corrosão, além de serem utilizados também apenas para melhorar a estética de certas superfícies.⁴⁹

Entre os diversos fatores que afetam o desempenho e a durabilidade das ferramentas de corte, os recobrimentos são, provavelmente, os mais importantes. A composição química do recobrimento e a aderência ao substrato são determinantes para a melhoria da produtividade na usinagem.⁴⁸

Uma grande variedade de recobrimentos duros vem sendo utilizadas em ferramentas, com a finalidade de aumentar a resistência ao desgaste e o poder de corte. Os carbonetos e os nitretos dos metais de transição, o diamante e os DLC (*diamond like carbon*) são os materiais mais utilizados para essa finalidade. Esses materiais apresentam elevada dureza e elevada inércia química, propriedades que conferem baixo coeficiente de atrito, alta resistência ao desgaste e baixa interação química com a peça a ser trabalhada.⁴⁸

2.2. Tecido Ósseo

O osso é um tecido ativamente metabólico que no estado adulto constantemente sofre reabsorção e neoformação óssea adaptando-se a situações do organismo como, por exemplo: ação dos hormônios, vitaminas e outros compostos biologicamente ativos secretados internamente ou externamente por meio 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.^{9,30}

O osso é ativo, além de responsável pela homeostase de cálcio no organismo, é capaz de absorver toxinas e metais pesados e minimizar seus efeitos adversos nos outros tecidos do corpo, funcionando como uma linha de defesa.⁶

Os três tipos de células ósseas: osteoblastos, osteócitos e osteoclastos têm cada um seu papel no importante metabolismo ósseo. Os osteoblastos são as células formadoras do tecido ósseo e, portanto, responsáveis pela estruturação do esqueleto. Já os osteoclastos são responsáveis pela degradação do tecido ósseo em condições fisiológicas ou patológicas.³²

Porém os osteócitos são de grande importância, pois além de serem as células mais abundantes no osso maduro, e supõe-se sua capacidade de mecano transmissão, ou seja, modulação de atividades associadas a remodelação e ao *turn over* ósseo. Além disso, revelam a importância da viabilidade dos osteócitos na manutenção óssea, sendo que, comandam onde e quando os osteoblastos e osteoclastos devem agir.³³

O processo de reparação e regeneração é a resposta dos tecidos vivos a qualquer tipo de injúria que cause a descontinuidade morfológica e/ou funcional desses tecidos, e

envolve uma série de eventos. A reparação aplica-se aos tecidos que após a agressão iniciam o processo de reparo com formação de tecido de granulação, como por exemplo: o tecido ósseo e o tecido conjuntivo. A regeneração indica recuperação tecidual à custa dos remanescentes celulares, sem formação de tecido de granulação, como por exemplo: nervos periféricos, vísceras e epitélios.⁹

2.3. Fisiologia do Reparo Ósseo

No início da década alguns autores começaram a estudar os efeitos da remoção e do desgaste ósseo, como o trabalho de Simpson⁴⁴ em 1961, que utilizou cinzéis e brocas para osteotomias, analisando seus efeitos no reparo da ferida em macacos *rhesus*. E concluiu que a resposta inflamatória encontrada estava associada com fragmentos ósseos no interior da loja e sob o retalho e reparo pareceu favorecido quando as lojas eram irrigadas com soro fisiológico 0,9% antes da sutura.⁴⁵

Se no trabalho anterior a conclusão destacava a importância da irrigação na remoção dos fragmentos ósseos, o estudo de Moss³⁹ conclui que o corte com altas velocidades 250.000 a 300.000 rpm, não aumentou o dano e que os efeitos da alta velocidade no osso são similares ou mesmo menores do que os observados com velocidades consideradas menores 40.000 a 80.000 rpm, desde que com resfriamento adequado. Formalizando a idéia de que o agente resfriador reduz o dano térmico.

Em um estudo realizado em 1968, a remoção de osso com instrumentos da alta velocidade a 48.000 rpm e instrumentos convencionais a 8.000 rpm foi estudada utilizando cavidades experimentais em tíbias de coelhos. As peças foram analisadas por meio de microradiografia e microscopia de luz em períodos que variam de 0 a 40 dias.³ Eles observaram reação óssea já aos três dias de pós-operatório proveniente dos osteoblastos do

endósteo. Não houve diferença entre as velocidades, já que, em ambos os casos, não ocorreu reabsorção óssea, mas a aposição começou imediatamente. Esse experimento mostrou a importância de se usar uma técnica cirúrgica adaptada a não produzir, desnecessariamente, danos com subsequente inviabilidade óssea.³

Após um trauma térmico são lesadas várias zonas de tecidos: a primeira zona consiste em um tecido completamente ou permanentemente morto; a segunda zona consiste em um dano tecidual mais ou menos temporário, mas com severas manifestações de falência microcirculatória; a terceira zona mostra anormalidades na microcirculação e na estrutura e função do tecido. A vitalidade e as possibilidades de restituição funcional e estrutural da zona intermediária são cruciais e importantes em queimaduras severas. Caso um trauma adicional seja acrescentado aumenta-se o volume de tecido destruído ou perdido.¹⁴

Matthews e Hirsh³⁶ realizaram uma pesquisa para avaliar o aumento de temperatura e a duração deste aumento, com o intuito de determinar as condições ótimas para a fresagem do osso cortical humano com uma broca tipo helicoidal. Como material e método, os autores utilizaram 22 blocos da diáfise femural, de cadáveres com média de idade de 65.1 anos, removidas entre 2 a 3 dias após a morte. A mensuração das temperaturas foi realizada por termopares instalados no interior do bloco ósseo próximo as cavidades, com o auxílio de guias, mantendo assim, a padronização na localização dos termopares. Brocas novas foram utilizadas até a visualização da perda de corte ou no máximo por 40 perfurações, para comparações com brocas velhas, estas foram confeccionadas usando-as aproximadamente por 200 perfurações antes dos testes. Os espécimes foram separados em grupos de acordo com os testes: presença ou ausência de irrigação externa, broca nova e broca velha, velocidade de perfuração (345, 885, 2900 rpm), e pressão para perfuração (2, 6, 12 Kg). Concluíram que: a força aplicada sobre a

broca era muito mais importante que a velocidade de rotação como fator traumatogênico, tanto para a magnitude quanto para a duração da elevação da temperatura cortical; brocas desgastadas causam muito mais mudanças de temperaturas que brocas novas; e que todas as formas de irrigação aplicadas que permitam o alcance no ponto de penetração no córtex ósseo foram efetivas em limitar o aumento de temperatura.

Em 1976, Wiggins e Malkin⁵¹ propuseram estudar o processo de fresagem óssea tentando correlacionar alguns fatores, como: pressão, média de corte, torque, e energia específica de corte para três tipos de desenho de brocas, sendo uma broca cirúrgica tipo helicoidal, uma broca helicoidal de uso convencional e uma broca lança especialmente desenvolvida. Os resultados mostraram que o procedimento de fresagem descrito depende primariamente da geometria da extremidade do instrumento de corte. O fechamento dos canais de escape das brocas ou a ausência, foi um problema sério que pode ter causado o aumento de torque e energia específica quando a extremidade da broca penetrou com maior profundidade no osso, ocasionando um aumento do stress e elevadas temperaturas. Os autores ainda recomendaram a irrigação cirúrgica como meio de reduzir o efeito deletério da obstrução.

Lavelle e Wedgood³⁴ em 1980 propuseram estudar a eficácia dos meios de irrigação. Compararam a irrigação externa à interna durante o preparo de alvéolos cirúrgicos em baixa rotação (350 rpm). Para esse estudo *in vitro*, utilizaram o osso fêmur humano, obtido após necrópsias de cadáveres de óbitos recentes com idades variando entre 45 a 65 anos. Foi realizado um levantamento radiográfico prévio para descartar quaisquer lesões patológicas existentes. Seguindo o método de Matthews e Hirsch³⁶, as temperaturas ósseas foram mensuradas por termopares. Para o preparo dos alvéolos, utilizou-se uma broca de aço esférica e outra semi-elíptica ambas com um canal central para irrigação interna. As cavidades foram realizadas até profundidades de 5, 10, 20 30 mm, sob pressão

de perfuração de 2 Kg. Para a variante irrigação utilizou-se 10 amostras em cada grupo, sendo: grupo 1 sem irrigação; grupo 2 com irrigação externa de 500 ml/min de soro fisiológico 0,9% a temperatura ambiente; e grupo 3 com irrigação interna de 500 ml/min de SF 0,9% a temperatura ambiente. O estudo mostrou que a irrigação interna apresenta-se mais eficiente em reduzir o calor durante o preparo de cavidades quando comparada à irrigação externa ou sem irrigação. Já a irrigação externa também apresentou resultados satisfatórios, porém perde sua eficácia em profundidades de perfuração maiores. Tanto sob irrigação interna como externa, as temperaturas não atingiram níveis de necrose óssea térmica; já a ausência de irrigação comprova um dano irreversível. Os autores alertam para as diferenças que podem existir entre estudos *in vitro* e *in vivo* e a influência que o fluxo sanguíneo pode exercer.

A partir do início da década de 80, Eriksson e Albrektsson²² e mais um grupo de pesquisadores da Universidade de Gotemburgo na Suécia, começaram a publicar estudos sobre o aquecimento ósseo.

Em 1982, Eriksson e Albrektsson²² realizaram um estudo onde se propuseram a observar os efeitos do aquecimento ósseo, utilizando uma câmara de titânio para visualização microscópica vital. Utilizando a tíbia de 5 coelhos de ambos os sexos, onde foram instaladas as câmaras de observação, o aquecimento era realizado por uma resistência até 53°C por 1 minuto. Após o aquecimento a 40°C grande número de capilares, tanto vasculares como arteriais, sofreu hiperemia e fluxo sanguíneo aumentou consideravelmente, entretanto sem estagnação vascular. Alcançando os 53°C o fluxo de sangue parou em alguns vasos, se tornou vagaroso em outros e retornou normalmente após uma hora. Acompanhou-se, após o aquecimento, a reação local do tecido ósseo, observando-se que após dois dias não havia fluxo nas veias e placas de sangue hemolisado foram encontradas no tecido. Em uma semana a circulação pré-existente não foi observada

iniciando-se neoformação de pequenos vasos. Apenas, após cinco semanas notou-se uma situação vascular favorável, indistinguível da inicial, pois gradualmente os vasos originais foram substituídos com o desenvolvimento de novos vasos por outros caminhos. Células gordurosas vistas antes do aquecimento foram reabsorvidas, sendo a remodelação óssea iniciada entre três a cinco semanas após a injúria. Estes autores concluem que, a temperatura de 53°C, abaixo do ponto de desnaturação da fosfatase alcalina por exemplo, causa injúrias irreversíveis ao osso, mas que se curaram depois a partir dos tecidos circundantes.²²

Questionando-se a respeito do pouco conhecimento com relação a qual temperatura causaria injúrias reversíveis ou irreversíveis ao osso, ou até que temperatura o tecido ósseo sobreviveria, Eriksson e Albrektsson, continuaram seus estudos.

E, no seu estudo seguinte, de 1983, utilizaram o mesmo tipo de câmara de titânio para observação da medula óssea, instalada na tíbia de 15 coelhos adultos de ambos os sexos entre 5 a 7 Kg de peso. Aplicaram calor nas variações de temperatura de 47°C- 50°C por diferentes períodos de tempo. O grupo A sofreu aquecimento a 50°C por 1 minuto, o grupo B a 47°C por 5 minutos e o grupo C, 47°C por 1 minuto. Com esse estudo os autores concluíram que o tecido ósseo é mais sensível ao calor do que se imaginava, sendo que a 47°C o tecido ósseo apresenta hiperemia e aumento do fluxo sanguíneo, tanto por 1 minuto quanto por 5 minutos de aquecimento. Passando desse ponto de aquecimento, a circulação sanguínea fica alterada, chegando até a parar quando a temperatura atinge os 50°C. Nos grupos B e C em todos os períodos pós-agressão não se verificou alterações intensas no tecido ósseo. O presente estudo é claro em mostrar que o aquecimento do tecido ósseo a 50°C por 1 minuto ou a 47°C por 5 minutos não manterá a função do osso, mas será reabsorvido e substituído por células de gordura. E como conclusão estes autores ressaltam o tecido ósseo é sensível ao aquecimento até 47°C, e em outro estudo foi demonstrado

grande injúria após 53°C por 1 minuto. Este estudo enfatiza a importância no controle do trauma cirúrgico, de modo a evitar prejuízos na cicatrização óssea com elevação da temperatura resultante de uma preparação óssea com técnica inadequada. E que deve-se lembrar dos outros fatores igualmente importantes na busca pela ossoeintegração.²⁶

Desenvolvendo uma nova câmara de visualização, mas seguindo a mesma linha de estudo e metodologia do trabalho anterior, Eriksson e Albrektsson²⁷ em 1984, propuseram avaliar os efeitos do aumento da temperatura na osteogênese inicial em implantes intra ósseos utilizando uma câmara de crescimento ósseo recém desenvolvida que permite a quantificação numérica da taxa de crescimento do osso após uma lesão térmica. Um total de 30 coelhos saudáveis, de ambos sexos, com peso entre 4,1 a 6,2 Kg, foram divididos em três grupos de 10 cada. No grupo A, o aquecimento ósseo foi de 50°C, no grupo B de 47°C, e no grupo C de 44°C, durante 1 minuto para os três grupos. Todos os grupos possuíam animais controle, ao quais não sofriam aquecimento. A análise de torque para remoção após 4 semanas e a resposta biológica do tecido ósseo por microscopia óptica eram os pontos a serem analisados. O grupo A, que sofreu aquecimento a 50°C, foi o que apresentou pior situação, onde não verificou-se resistência para remoção e total ausência de material neoformado no interior da câmara de ossificação. Nos grupos B e C, notou-se relativa semelhança nos parâmetros de torque de remoção e no de material neoformado dentro da câmara. Além disso estes espécimes mostraram resistência significativa do torque de remoção, quando comparados com os resultados obtidos nos animais controle. No grupo C e no grupo controle, algumas câmaras não puderam ser removidas devido à quantidade de tecido ósseo encontrado nas câmaras de ossificação. Após a análise microscópica o estudo demonstrou que o aquecimento ósseo a 50°C resultou na presença de muitos osteoclastos, osso trabecular e quase sem nova formação vascular. Após os aquecimentos a 44°C e 47°C nenhuma diferença microscópica significante foi observada

entre os grupos e os animais controle. Com esses resultados, os autores concluíram que as temperaturas entre 44°C e 47°C são o limite para não prejudicar a regeneração óssea quando medidas a uma distância de 0,5 mm do implante e por um tempo de 1 minuto. E por fim que o osso é muito mais sensível ao calor do que se imaginava.²⁷

No Brasil também no ano de 1984, o professor Okamoto et al.⁴⁰ publicam um estudo sobre os efeitos da osteotomia sobre a reparação óssea em mandíbula de cães, testando alta e baixa rotação, com e sem irrigação, e cinzel e martelo. A cavidade óssea preparada com baixa rotação e irrigação para resfriamento, apresentou um atraso mais acentuado no reparo, comparada com a de alta rotação com resfriamento e com cinzel e martelo que tiveram seus processos de reparo ósseo menos afetados.

Com o advento e a evolução da osseointegração, as pesquisas com relação aos danos causados ao tecido ósseo pelo aquecimento friccional entraram em outro patamar. Os estudos que antes investigavam os efeitos do aquecimento gerado por instrumentos com diferentes rotações⁴⁷; ou com diferentes rotações e uso de cinzéis^{37,44,45} mostraram que os benefícios da irrigação^{2,39}, assim como a importância da técnica cirúrgica adequada³ e a força aplicada³⁶, passaram a ser uma preocupação tão importante quanto só o tipo de fresagem. O desenho das brocas³⁴ e o desenvolvimento das câmaras de observação *in vivo*^{22,26,27} contribuíram com o avanço nos estudos.

Se os trabalhos anteriores eram focados em estudos *in vitro* em osso humano ou *in vivo* em animais, nesse trabalho, Eriksson e Albrektsson²⁴ publicaram uma análise mensurando *in vivo* as variações de temperatura no osso durante a fixação de uma placa de Richards para estabilizar fraturas transtrocantéricas. Investigaram ainda: a elevação da temperatura na perfuração na diáfise femural de coelhos; e compararam a elevação da temperatura em perfurações localizadas na medial e na lateral da cortical femural de ambos os lados de cachorros da raça *beagle* operados sob anestesia geral. A velocidade de rotação

da broca foi ao redor de 20.000 rpm e o resfriamento foi realizado com irrigação de soro fisiológico a 0,9%. A média de temperatura registrada nos coelhos foi de 40°C; nos cachorros, 56°C na cortical lateral, enquanto que nos humanos a elevação foi em média a 89°C. E concluíram que, os resultados do presente estudo indicam que as medidas de temperatura alcançadas em experimentos em animais não pode ser aplicada ou comparada àquelas obtidas em situações clínicas, onde temperaturas muito mais altas podem surgir na fresagem de osso cortical, mesmo quando soro fisiológico 0,9% é aplicado.

Neste estudo da área ortopédica, Matthews³⁶ et al. analisaram os efeitos térmicos da instalação de pinos para fixação externa do osso. Na revisão de literatura os autores relatam vários trabalhos onde quase todos os sistemas de fixação apresentam consideráveis incidências de complicações. Sendo que a perda e infecção dos pinos são dois dos problemas mais freqüentes e considerados secundários à necrose térmica do osso e tecidos moles. Utilizaram tíbia e fêmur de cadáver humano armazenados a -20°C e que antes do teste ficaram à temperatura ambiente de 20°C a 24°C, a espessura cortical foi de 5,9 +/- 0,4 mm, e foram da implantados sensores térmicos para registro permanente da temperatura em função do tempo. Foram fresadas quatro cavidades a várias distâncias dos sensores testando três velocidades: manual (60 a 120 rpm), por motor à 300 rpm e por motor à 700 rpm. A força não foi controlada, mas foi sempre cerca de 60 a 120 Newtons. Avaliaram cinco tipos de 3,9 mm em duas fases, com e sem pré fresagem. Concluíram que a velocidade de fresagem não teve grande efeito sobre a temperatura e a duração de sua elevação, e que o desenho da extremidade do pino foi muito importante, sendo que as extremidades que possibilitaram uma eliminação efetiva das lascas ósseas foram associadas a temperaturas mais baixas, e finalizando, que a pré-fresagem também foi muito efetiva para minimizar tanto a temperatura máxima quanto a sua duração.

Eriksson e Albrektsson²³, ainda em 1984, verifica-se a utilização da histoquímica e histologia convencional, além da já utilizada anteriormente microscopia vital na avaliação da injúria. Como indicação de morte óssea, determinaram a falta de lacunas de osteócitos preenchidas ou a ausência da atividade de enzimas oxidativas. Com microscopia vital, o aquecimento a 50°C por um minuto revelou uma injúria severa com morte celular parcial, reabsorção de células ósseas e subsequente degeneração das células de gordura do tecido, sendo essa injúria considerada extensa pelos autores. Esse método foi considerado mais sensível que os indiretos, que exibiam sinais inconsistentes de injúria tecidual. Acreditam ainda que dos métodos laboratoriais, o histoquímico é o mais seguro para avaliação da viabilidade óssea após trauma por calor.

2.4. Aquecimento Ósseo e Implantodontia

Com a evolução da implantodontia, os conhecimentos a respeito da osseointegração, e das técnicas pertinentes a este processo, Eriksson e Adell²¹, publicam em 1986, o primeiro trabalho *in vivo* do grupo voltado especificamente às técnicas de fresagem escalonada de instalação de implantes. Os cinco pacientes da amostra, com idades entre 34 a 69 anos, provenientes da lista de espera para receber próteses fixas implantossuportadas de acordo com técnica de Branemark, Lekholm e Adell¹, foram escolhidos aleatoriamente. Para a mensuração, foram instalados termopares a 0,5 mm da superfície da broca e separado pela cortical óssea, e a fresagem foi realizada por uma série gradual de brocas alargando os diâmetros das cavidades sucessivamente. A perfuração foi intermitente, com baixa pressão, a velocidade de 1500 a 2000 rpm e com irrigação constante. A somatória do tempo de fresagem foi de 18 segundos (variação de 9 a 35 segundos). A média de temperatura inicial foi de 29,2°C e a média de temperatura máxima

30,3°C, com pico de 33,8°C. E verificaram que a duração da temperatura máxima nunca excedeu cinco segundos, sendo que todas as temperaturas mensuradas foram inferiores àquela tida como prejudicial ao reparo ósseo.

Usando sistemas de marcas comerciais, Watanabe et al.⁵⁰, em fevereiro de 1992 publicam um trabalho com o propósito de avaliar e mensurar a distribuição de calor e da temperatura máxima desenvolvida no tecido ósseo durante a preparação de cavidades para implantes, através da análise térmica por termografia em tempo real. Foram utilizadas costelas de porco com osso cortical de 2mm como modelo experimental controlando e estabelecendo a temperatura do osso inicial em 30°C +/- 1°C. A fresagem óssea foi realizada com brocas do sistema IMZ[®], ITI[®] e Branemark[®], com a mensuração da temperatura desde antes do contato da broca com o osso, até o momento em que esta atingiu a temperatura ambiente. Todos os testes foram realizados com e sem irrigação de soro fisiológico 0,9%. Concluíram que: sem irrigação o calor provocado pela fresagem diferiu de acordo com o formato da broca e local de perfuração; o calor gerado estendeu-se continuamente ao redor do osso, mesmo após as brocas terem sido removidas e a temperatura original retornou em cerca de 60 segundos; A broca espiral necessitou de um tempo maior para gerar calor, com um aumento gradual da temperatura, já as brocas esférica e a do tipo canhão terminaram o corte em pouco tempo com rápida geração de calor; A temperatura máxima sem irrigação foi maior que com irrigação para qualquer broca, sendo que, com irrigação quase nenhum calor foi gerado; e visualizaram algumas diferenças entre as brocas, porém ressaltando os efeitos do resfriamento proveniente da irrigação.

Outro trabalho usando o sistema IMZ[®], foi realizado por Haider et al.²⁹ em 1993, tinha como objetivo comparar os métodos de resfriamento existentes e a estrutura da loja óssea preparada para colocação de implantes. Usaram diáfises -osso compacto- e metáfises

-osso esponjoso- de tíbias de seis ovelhas que seriam mortas com 4, 8, 16 semanas após a cirurgia. Avaliaram as lojas ósseas e as reações osso-implante em cortes descalcificados e microradiografias com a ajuda de histometria computadorizada. Utilizaram marcadores de polifluorocrome, tertaciclina e complexo Alizarin para se determinar em que período a formação óssea tinha iniciado. Baseado nas porcentagens de osso neoformado, a irrigação externa foi melhor em todas as cavidades superficiais, tanto no osso compacto quanto no esponjoso, ao passo que a irrigação interna só foi melhor em níveis mais profundos no osso compacto. Com esse experimento puderam concluir que o resfriamento externo adicional parece ser benéfico para o resfriamento interno, particularmente no osso compacto, e que o osso esponjoso aparentemente tolera o calor da fresagem melhor e reage com uma formação maior e mais precoce de osso.

Utilizando as brocas do sistema T.F.[®] (Tissue Functional), Carvalho et al.¹⁷ avaliaram em análise histológica a importância da irrigação externa nas brocas usadas no preparo cirúrgico das lojas para implantes. A amostra era composta por 16 coelhos, que receberam três perfurações em cada tíbia, sendo no lado direito com irrigação de soro fisiológico 0,9%, e do lado esquerdo sem irrigação, ambas a uma velocidade de 1800 rpm. E os autores concluíram que: as brocas utilizadas apresentavam alto poder de corte; a velocidade de 1800 rpm foi bastante adequada; o preparo das cavidades sem irrigação externa levou a um quadro sugestivo de osteonecrose superficial, além da presença de esquírolas ósseas e que a superfície onde se usou irrigação externa foi mais regular e sem esquírolas.

Questionando sobre a pouca ênfase na literatura a respeito do efeito que a carga colocada sobre a broca causa durante as osteotomias, Brisman¹⁵ em 1996 estudou o efeito da velocidade, pressão e tempo no desenvolvimento da temperatura óssea durante a fresagem para implantes. Neste estudo *in vitro*, foram utilizadas 60 amostras de osso

femural bovino, separadas em 4 grupos e mantidas em “banho-maria” a 37°C. As perfurações foram realizadas a 1800 rpm com 1,2 e 2,4 Kg e a 2400 rpm com 1,2 e 2,4 Kg, a uma profundidade de 7mm e com esta série em sequência de brocas: piloto 2,0; 2,5 mm spade e 3,25 mm spade. Foi usada irrigação externa para refrigeração. A temperatura foi mesurada através de um termômetro blindado posicionado paralelamente às cavidades preparadas a uma distância de 0,5 mm. O trabalho permitiu concluir que: quando grande pressão é aplicada e a velocidade é mantida a 1800 rpm, é gerado grande calor; quando a velocidade é aumentada e pequena pressão (1,2 kg) é mantida, também ocorre um aumento na temperatura; quando o aumento da pressão é acompanhado de aumento na velocidade a temperatura eleva o mínimo enquanto que o corte é maximizado. O autor sugeriu que mais estudos devem ser conduzidos para se determinar a razão de pressão e velocidade *in vivo*.

Procurando aproximar os estudos experimentais às situações características *in vivo*, Yacker e Klein⁵² tiveram o cuidado de tentar aproximar a compatibilidade da densidade óssea da amostra, que era osso bovino, com as encontradas no osso cortical e no medular. Para isso utilizaram exames de tomografia computadorizada nos modelos experimentais, obtendo resultados de 1.400 unidades Hounsfield (UH) (nota de rodapé: HU é uma escala de cinza criada especialmente para as tomografias computadorizadas e leva esse nome em homenagem à Godfrey Hounsfield, que em 1972 desenvolveu a TC) na amostra cortical e 470 UH no medular. Segundo os autores, a mandíbula humana possui entre 1.400 a 1.600 UH de densidade no osso cortical e entre 400 a 600 UH no osso medular. Desenvolveram um aparelho para registrar a temperatura da broca durante a osteotomia usando tecnologia de sensores térmicos, que foram acoplados no centro da broca a 2 mm da extremidade. As brocas utilizadas perfuraram a 8.5, 10.5, 13.5, 15.5, 18.5 e 20 mm de comprimento e na sequência de 2 mm de diâmetro, piloto 2/3 e 3 mm de diâmetro. Padronizaram a irrigação externa com soro fisiológico a 0,9% a taxa de 40mm³/

minuto, realizada manualmente e com jato diretamente na entrada da broca no osso, e a velocidade de rotação de 2.000 rpm. Após a análise dos resultados, concluem que a densidade óssea parece ser mais influente na elevação da temperatura da broca que a profundidade da osteotomia; que uso da broca piloto na sequência tende a ter temperaturas mais baixas e que uma irrigação externa precisa auxiliar na redução da temperatura da broca, e, mesmo assim deve-se levar em consideração a qualidade óssea.

Outro trabalho que reafirma a importância do uso da irrigação externa, afim de atenuar os danos ao tecido ósseo é o de Pinelli⁴¹, que avaliou os efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa com variação do tempo de fresagem com brocas do sistema VSi (*Very Special Implants*) em um estudo in vivo em mandíbulas de cães. Foram confeccionadas cavidades ósseas em mandíbulas previamente desdentadas, utilizando-se a sequência de brocas lança, 2.5 mm, 3.2 mm, 3.7 mm e laminador ósseo. Os animais foram mortos imediatamente após o preparo das cavidades e aos 45 dias. Os cortes histológicos obtidos foram submetidos à análise histomorfométrica com o objetivo de se avaliar a alteração do tecido ósseo (sacrifício imediato) e a neoformação óssea (sacrifício tardio). Observou-se que a alteração óssea foi mais severa nos grupos onde não se usou irrigação externa. Com relação à neoformação óssea, o grupo com tempo de fresagem entre 17 e 19 segundos com irrigação externa foi o que apresentou melhores resultados. Após análise estatística, concluiu que o uso da irrigação externa atenuou os danos ao tecido ósseo, independente do tempo de fresagem.

Entrando no campo da biologia celular e molecular, Li, Chien e Branemark³⁵ usaram culturas de osteoblastos como modelo para investigar os mecanismos de morte celular por choque de calor induzido, para definir a temperatura crítica que determina a indução irreversível à morte celular, seja por necrose ou apoptose. Culturas de osteoblastos provenientes de calvária de ratos foram incubados e após, aquecidas à temperaturas de 42,

45 ou 48°C por 10 minutos, ou mantidas a 37°C no grupo controle. Após as análises estatísticas, os resultados mostram que o choque de calor a 42°C ou a 45°C causa danos que são reversíveis, e que a 48°C os danos a estrutura da célula são irreversíveis. E conclui que esse estudo fornece não só informações a respeito do mecanismo molecular que induz a morte dos osteoblastos por calor, mas também sugere a temperatura crítica que possa contribuir para orientar os procedimentos cirúrgicos e melhorar os resultados dos implantes.

Assim como concluiu Boyne e Herford¹¹ sugerindo que os desenhos das brocas usadas na preparação de lojas ósseas devem ser extensivamente avaliados e comparados, a preocupação com o desenho¹⁹ da broca em relação ao tipo de irrigação, se interna gera menos calor ou não que a irrigação externa, eram os questionamentos pertinentes à época.

E que Benington et al.¹⁰ se propuseram a comparar, através de termografia em infra vermelho, a geração de calor nas perfurações para implantes osseointegráveis com sistemas de irrigação interna e externa. Usando blocos de aproximadamente 6x6 cm de osso bovino, e aplicando uma carga constante de 1,7 Kg foram realizadas as perfurações com brocas de 2 mm de diâmetro. Após coleta dos dados, e utilizando o teste t, nenhuma diferença estatística foi encontrada entre irrigação interna ou externa. E que por este fato, o uso clínico de brocas com irrigação interna parece ser injustificado, uma vez que apresenta um custo maior.

Ercoli et al.²⁰ em um estudo amplo comparado sete diferentes marcas comerciais (Nobel Biocare, 3i/implant Innovation, Steri-Oss, Paragon, Implamed, Lifecore e ITI), analisaram a influência do desgaste pelo uso de broca na eficácia de corte e a relação deste fator com o aquecimento ósseo. Costelas bovinas cortadas transversalmente com oito a dez centímetros, mantidas refrigeradas a -20°C foram utilizadas como modelo experimental, pois a densidade óssea e as relações entre cortical e osso medular são similares ao osso da

mandíbula humana^{21,52}. Para experimento as costelas foram descongeladas até atingirem temperatura ambiente e preparadas com dois termopares instalados: um a 15mm de profundidade e outro a 5mm, ambos paralelos ao eixo de perfuração da broca e distantes um centímetro de perfuração. Para todas as perfurações e sistemas de implante foi adotada irrigação local com solução fisiológica em temperatura ambiente, sendo mantida constante a 90ml/min., velocidade de rotação a 1500rpm e torque de 37N/cm. Após adaptação do bloco ósseo iniciavam-se as perfurações com temperatura a $29^{\circ}\text{C} + 2^{\circ}\text{C}$, realizando-se movimentos de vai e vêm coordenados por um sistema computadorizado. Para o teste de resistência foram executados 100 perfurações com a mesma broca e estas foram substituídas por brocas novas caso fraturassem, ficassem “cegas” ou atingisse temperaturas acima de 47°C em três osteotomias consecutivas. Após a as análises dos resultados concluíram que a durabilidade e a eficiência de corte de broca estão diretamente relacionadas a forma e ao material de fabricação. Além disso, observaram que o fator refrigeração (sendo interna ou externa) é fundamental e determinante para que ocorra o aquecimento ósseo, perfuração contínua sem movimentos intermitentes gera temperaturas danosas ao osso. Por outro lado, os autores não observaram resultados significantes comparando as diferentes marcas comerciais.

A análise da geração de calor internamente no osso e o comportamento de brocas utilizadas na implantodontia são, portanto, fatores de grande importância para que se identifiquem pontos relacionados ao sucesso da osseointegração na instalação de implantes dentários.

Em 2005 Golin²⁸ utilizando os sistemas de brocas da Neodent[®], propôs realizar análises comparativas entre três diferentes grupos de brocas como segue: I- brocas sem revestimentos; II- brocas com revestimentos TiN e III- brocas com revestimentos WC/C.

Avaliaram-se os índices de desgaste em massa, o aumento da rugosidade e as características da afiação, sendo que todas as avaliações foram realizadas antes de qualquer solicitação mecânica e também, ao final de 20 perfurações executadas por cada broca simulando osteotomias cirúrgicas. Como propriedades mecânicas, foram avaliados as espessuras dos revestimentos aplicados em dois grupos de brocas, analisadas as composições químicas do filme e do substrato e também, caracterização microestrutural do substrato das amostras. E conclui que a perda de massa ocorreu para todos os grupos, independente do diâmetro; as temperaturas geradas internamente ao osso durante as simulações de osteotomias estão de acordo com os critérios de Eriksson e Albrektson nos três grupos; e que os revestimento TiN e WC/C apresenta resultados positivos para aplicação em ferramentas para implantodontia, quando comparadas à brocas com tratamento superficial de passivação.

Chacon et al.¹⁸ avaliaram o calor gerado no tecido ósseo comparando três sistemas de fresas para implante após repetidas perfurações e processos de esterilização. Para o estudo utilizaram fêmur bovino e sistemas de fresas para implante divididos em: fresas com triplo corte e ângulo de alívio (grupo A), triplo corte sem ângulo de alívio (grupo B) e duplo corte com alívio (grupo C). As perfurações foram executadas a 2500rpm por um contra ângulo Kavo adaptado a uma máquina para perfuração vertical e sobre ela se aplicou 2,4kg. Os espécimes foram aquecidos uma hora antes do experimento em solução salina em banho-maria a 37°C. Para medição dos picos de temperatura utilizaram termopares inseridos a 2-3mm da perfuração e a 15mm de profundidade. Os corpos de prova foram mantidos imersos na solução salina durante toda fresagem, e esta só era iniciada no momento em que se alcançava 37°C +/- 1°C. As perfurações eram intermitentes (2-2 segundos) executados sob irrigação constante de solução salina a 40ml/min em temperatura ambiente. Os picos de temperatura foram avaliados desde a primeira até a

vigésima quinta utilização e esterilização. Após a análise dos resultados os autores verificaram uma diferença estatisticamente significativa comparado os grupos A-C com o grupo B, onde o grupo B sofreu aquecimento acima de 60°C desde a primeira perfuração, enquanto os grupos A-C não revelaram temperatura acima dos 47°C. Para tais resultados, os autores relacionaram o tamanho do ângulo de alívio e o número de fresas constante a cada sistema de implante (grupo A=4 fresas; grupo B=3 fresas e C=5 fresas). Ângulos de alívio maiores provocam danos menores e aquecem menos o tecido ósseo; já quanto mais fresas cortantes nos sistemas, menor o aquecimento promovido.

Em 2008, Queiroz et al.⁴² procuraram avaliar o efeito de repetidas perfurações para implantes na viabilidade celular e avaliar o desgaste das brocas através de microscopia eletrônica de varredura. As tíbias de 10 coelhos foram usadas e divididas em 5 grupos (G): G1 corresponde a brocas novas, e G2, G3, G4 e G5 corresponde a respectivamente a 10, 20, 30 e 40 vezes de uso. Cada animal recebeu 10 perfurações em cada tíbia. Os animais foram mortos por perfusão letal de formaldeído a 4%, logo após as osteotomias. As amostras foram submetidas a tratamento imuno-histoquímico para análise qualitativa de osteoprotegerina (OPG), ligante RANKL (receptor relacionado à necrose) e osteocalcina. A deformação plástica foi avaliada através de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Resultados: houve uma expressão superior de proteínas nos osteócitos durante as 40 perfurações; entretanto, no G4 e G5 foi observado um discreto aumento na expressão de RANKL, quando comparado a OPG; este aumento foi estatisticamente relevante no G5; e por fim a análise ao MEV revelou maior deformação plástica da broca no G4 e G5. Os autores concluem, com base na metodologia empregada, que a viabilidade celular é preservada se empregado um protocolo cirúrgico pouco traumático, e que brocas com uso acima da trigésima perfuração altera o equilíbrio das proteínas.

Em um trabalho que se propôs a analisar o diâmetro e ângulo de corte da broca, relacionado ao aquecimento ósseo, Augustin et al.⁷ ainda avaliaram a velocidade de rotação e a influencia da irrigação externa. Com o objetivo de encontrar a condição ideal para que o aumento da temperatura durante a fresagem fosse o mínimo possível, utilizaram a parte central do fêmur posterior de suínos, removidos poucas horas após a morte. Caso não utilizassem no mesmo dia, estes eram armazenados à -10°C em sacos plásticos contendo solução salina, e utilizados no máximo em dois dias.⁴³ A instalação do termopar foi padronizada como em outros estudos em 0.5 mm do ponto de fresagem e a 3 mm de profundidade na cortical óssea. Fresas com 2.5, 3.2 e 4.5 mm de diâmetro foram usadas com ângulos de corte de 80°, 100° e 120°. A profundidade de perfuração foi padronizada em 24, 56, 84 e 196 mm. As velocidades de rotação adotadas foram de: 188, 462, 1440 e 1820 rpm. O experimento foi dividido em duas partes, na primeira, foram coletados os dados de todas as variantes sem irrigação externa, e na segunda, todas as variantes com irrigação externa de água a 26°C. Ficou comprovado por este estudo que muitos parâmetros influenciam o acréscimo de temperatura durante a perfuração; que a irrigação externa é o fator mais importante no controle da temperatura e deve ser usada; que se possível usar brocas de pequeno diâmetro e bastante irrigação.

Usando a mesma metodologia e estrutura do trabalho anterior, Augustin et al.⁸ avaliaram a distribuição espacial do acréscimo de temperatura no osso durante a perfuração através de termografia infra vermelho. Diferentemente do primeiro trabalho os autores usaram uma só combinação de parâmetros: broca de 4.5 mm de diâmetro, velocidade de rotação de 1820 rpm, taxa de irrigação de 84 mm/min, e ângulo de perfuração de 100°. A câmera termográfica infra-vermelha coletava imagens em dois planos perpendiculares. As fotos foram tiradas, antes da perfuração, quando atingia a temperatura máxima durante a fresagem e após a remoção da broca do interior do osso. As termofotografias mostraram

um aumento irregular de temperatura, muito maior ao longo da cortical, que é a parte mais compacta do osso. A distribuição do aumento da temperatura segue a forma do osso cortical. E concluem que o aumento de temperatura se espalha através do osso cortical, que é a parte mais densa e compacta gerando grande atrito friccional, e que o osso medular, em função de sua estrutura, contribui para a dissipação do calor.

3. Proposição

3.1. Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho foi avaliar comparativamente em coelhos, a nível histomorfológico, os efeitos imediatos e tardios da geração de calor durante a osteotomia com dois tipos de brocas para implantes.

3.2. Objetivo Específico

- Realizar fresagens *in vivo* em coelhos utilizando brocas com tratamento superficial de passivação e revestidas por filme de carboneto de tungstênio;
- Analisar histologicamente em tempos imediato e tardio as peças obtidas dos dois grupos.

4. Materiais e Método

4.1. Modelo Animal

O presente estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa da USC - Universidade Sagrado Coração- Bauru - sob o nº 016/09 conforme carta em anexo de 20/03/2009. (Anexo B)

Para a realização deste trabalho foram utilizados 19 coelhos machos brancos (*Oryctolagus cuniculus*, Nova Zelândia) com peso corporal de 3 a 4 kg provenientes do biotério central da UNESP Campus Botucatu.

Os animais foram acondicionados em gaiolas individuais, alimentados com ração própria e água corrente no período pré e pós operatório, no biotério da Universidade Sagrado Coração em Bauru/SP.

Os coelhos foram divididos em 5 grupos de acordo com o tempo de cada sacrifício da seguinte maneira:

Tabela 1 - Divisão dos Grupos

Tempo de sacrifício	Número de coelhos
60 dias	4
30 dias	4
15 dias	4
7 dias	4
imediatos	3

Fonte: O autor

Em cada tíbia de todos os coelhos foram realizadas 02 perfurações em locais padronizados e constantes em todos os animais da amostra. Sendo realizada 01 perfuração do grupo controle e 01 perfuração do grupo teste em cada tíbia.

- Grupo controle = cavidades realizadas por brocas com tratamento superficial de passivação (Figura 1);
- Grupo teste = cavidades realizadas por brocas com aplicação de filme em carboneto de tungstênio com matriz de carbono (wc/c) (Figura 2).

4.2. Brocas

As brocas utilizadas nesse estudo são fabricadas pela Neodent[®] - Curitiba Brasil em aço inoxidável martensítico conforme especificação ASTM f 899 440c, constam no catálogo de produtos da empresa e fazem parte da sequência comum de fresagem para implantes cilíndricos.

Em cada grupo, a sequência de fresagem foi padronizada da seguinte forma:

1. Broca lança 2.0;
2. Broca helicoidal Titamax 2.0;
3. Broca piloto 2/3;
4. Broca helicoidal 3.0.



Figura 1 - Brocas com tratamento superficial de passivação.



Figura 2 - Brocas com tratamento de superfície com aplicação de filme de carboneto de tungstênio com matriz de carbono (WC/C).

Foi confeccionado um guia cirúrgico em alumínio com a finalidade de padronização do local das perfurações teste, controle e instalação dos parafusos de enxerto para identificação. Este foi fixado na tíbia e removido logo depois das fresagens (Figura 7).

A perfuração do grupo teste foi realizada na porção proximal da tíbia e ao lado foi instalado um parafuso de enxerto 1.5 x 8 mm Neodent[®] (Figura 8).

A perfuração com a broca controle foi realizada na porção distal da tíbia e recebeu um parafuso de enxerto 1.5 x 8 mm cabeça expandida ao lado, para identificação (Figura 9).

4.3. Cirurgia

Foi realizada a antissepsia da tíbia do coelho com P.V.P.I. –Polivinil Pirrolidona Iodo em solução aquosa- e em seguida realizada a tricotomia da área e nova antissepsia com P.V.P.I. (Figura 3).



Figura 3 - Tíbia do coelho após tricotomia e antissepsia com P.V.P.I.

Os animais foram anestesiados pela combinação de Dopalen[®] Injetável que tem como princípio ativo Cloridrato de Ketamina a 1,16g + 10 ml de veículo q.s.q. Marca Vetbrands[®] - Brasil - na dose de 0,2 ml/kg via intramuscular, mais Rompum[®] - Bayer[®] - divisão Brasil, que apresenta como princípio ativo Cloridrato de Xilazina 2g + 100 ml de excipiente q.s.q. por via intramuscular na dose de 3 mg/kg ou seja 1,5 ml/10kg de peso vivo com a função de relaxamento muscular. E foi realizada anestesia loco regional com Mepiadre[®] 100 DFL - Brasil – Anestésico local com vaso constritor a base de Cloridrato de Mepivacaína 2% com Epinefrina 1:100.000 com a função de anestesia e hemostasia.

Todos os campos e instrumentais utilizados, quando não descartáveis foram esterilizados em autoclave e os princípios de biossegurança e assepsia do campo operatório foram seguidos.

A incisão foi realizada com lâmina 15 na porção medial das tíbias direita e esquerda de cada coelho, seguida da divulsão dos tecidos e incisão e descolamento do periósteo para a realização das osteotomias (Figura 5).

Após estudo piloto, a profundidade de perfuração foi padronizada em 7 mm para evitar a bicorticalização da perfuração em função da espessura da tíbia do coelho.

Para a realização das fresagens foi utilizado motor elétrico para implantes marca W.H.[®] e um contra ângulo Anthogyr[®] 20:1 a rotação pré - determinada foi de 800 rpm e irrigação constante na velocidade 3 do motor através de bomba peristáltica levando solução de cloreto de sódio 0,9% a temperatura ambiente.

Não foi utilizada ponta de aspiração com o intuito de preservar o sangramento e manutenção de coágulo no interior dos alvéolos (Figura 10).

A sutura do periósteo, tecido muscular e tecido cutâneo foi realizada com Mononylon 4.0 Ethicon[®] marca Jonhson&Jonhson[®] (Figura 11).

Para analgesia foi utilizado o Analgex V[®] uso veterinário - fabricado pela Agener União Saúde Animal[®] - SP - Brasil com fórmula de 50,0g de Dipirona por 100 ml de veículo, ministrado por via intramuscular.

Foram utilizadas 02 doses de Pentabiótico Veterinário Pequeno Porte - Font Dodge[®] - Campinas - Brasil, uma primeira no pós - operatório imediato e a segunda 5 dias depois conforme orientação na bula do medicamento.

A fórmula:

- Benzilpenicilina Benzatina 600.000 UI;
- Benzilpenicilina Procaína 300.000 UI;
- Benzilpenicilina Potássica 300.000 UI;
- Diidroestreptomicina base(sulfato)250 mg;
- Estreptomicina base (sulfato) 250 mg;
- Água destilada 3 ml.

Usada na dose de 0,5 ml para 5 kg de peso.

Nenhuma intercorrência seja cirúrgica, pós-operatório ou de ordem veterinária foi registrada. Período de acompanhamento dos animais até o sacrifício.

A morte dos animais foi realizada por meio de administração IM de dose letal de Hidrato de Cloral a 30% (2 ml/kg).

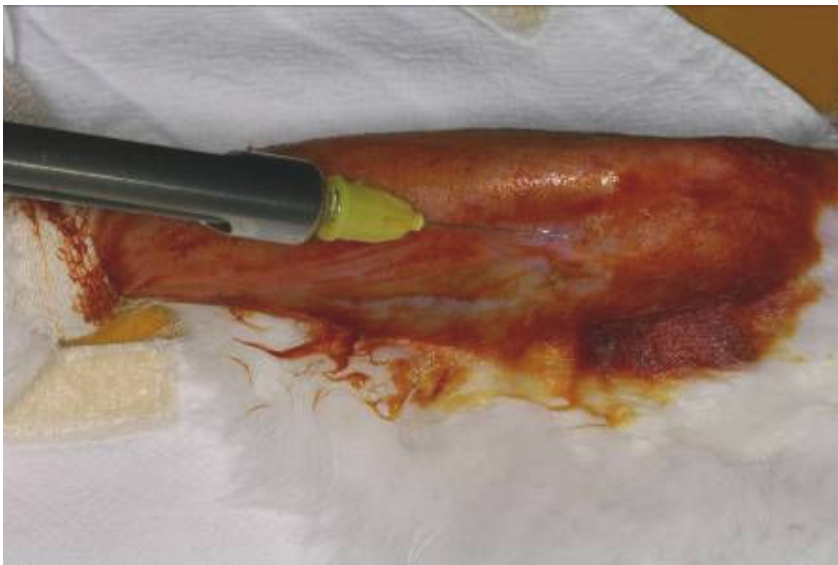


Figura 4 - Anestesia loco regional com mepivacaína com vaso constritor.



Figura 5 - Exposição óssea após dilvulsão.

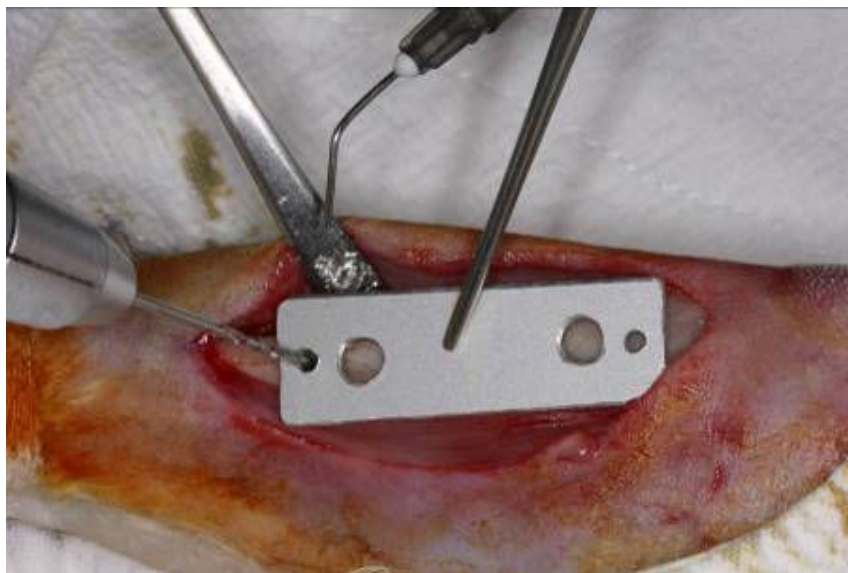


Figura 6 - Instalação do guia cirúrgico.



Figura 7 - Guia cirúrgico instalado, notar as diferenças dos parafusos de fixação.



Figura 8 - Início da perfuração das cavidades teste.

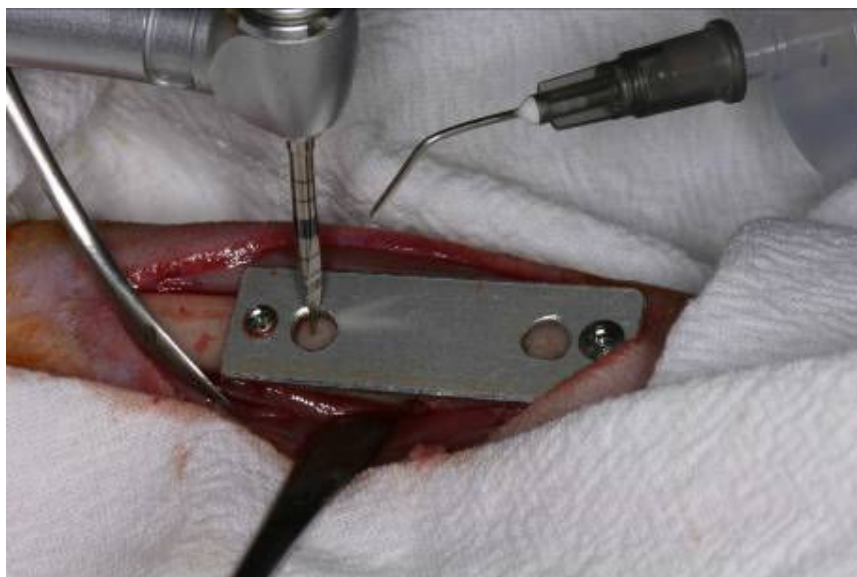


Figura 9 - Início da perfuração das cavidades controle.

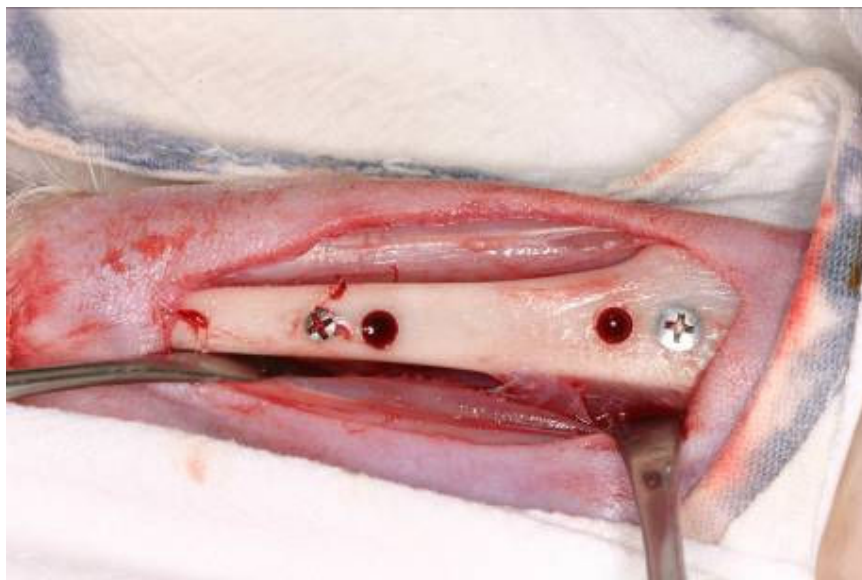


Figura 10 - Final das perfurações.



Figura 11 - Sutura final

4.4. Métodos Histológicos

Após a morte dos animais as peças eram seccionadas em pequenos blocos contendo as cavidades preparadas para favorecer o processo, e colocadas em vidros identificados conforme seus grupos e tempos de acompanhamento. As peças

permaneceram em formol a 10% (Merck®) por 48 horas para a fixação, seguido de banho em água corrente por mais 24 horas. A desmineralização foi realizada em EDTA 10% por 20 dias.. Uma vez descalcificadas, as peças foram lavadas por 24 horas em água corrente em seguida desidratadas, duas horas em álcool 70%, duas horas em álcool 95% e três banhos, de uma hora cada, em álcool absoluto.

A diafanização foi realizada com xilol em dois banhos de vinte minutos cada, as peças foram, então, colocadas em parafina na estufa a 58°C, em três banhos, de uma hora cada e, em seguida, realizada a inclusão em temperatura ambiente. As inclusões foram orientadas de forma a permitir cortes no sentido transversal. Foram realizados cortes semi-seriados de seis micrômetros de espessura em micrótomo, corando-os com Hematoxilina e Eosina (HE) e tricrômio de Masson para estudo histomorfológico qualitativo entre os grupos.



Figura 12 - Peça do tempo imediato, após remoção.



Figura 13 - Peça seccionada para preparo histológico.

5. Artigos

5.1. Artigo Científico 1

Artigo preparado segundo as normas da Revista Implant News

Efeitos da osteotomia realizada por brocas com tratamento superficial de passivação e revestidas com carbono: Estudo histomorfológico em coelhos.

Maurício Vicente Pereira ¹

Daniela Ponzoni ²

Resumo

Proposição: Este estudo buscou investigar se as brocas que possuem tratamento superficial de passivação apresentam comportamento histológico diferente quando comparadas às brocas com revestimento de filme em carboneto de tungstênio com matriz de carbono, uma vez que este revestimento tem a propriedade de reduzir o atrito. **Material e Método:** Foram utilizados 19 coelhos, que receberam em cada tíbia, uma perfuração com a broca convencional (passivação) e uma com a broca revestida por filme de carbono. As cavidades realizadas pela broca convencional foram determinadas de grupo controle e as cavidades feitas com a broca revestida de grupo teste. Foram estabelecidos tempos de sacrifício pós-operatório e as peças obtidas foram analisadas histomorfologicamente. **Resultados:** Nos tempos imediato, 7, 15 e 30 dias não se verificou diferença qualitativa significativa entre as lâminas do grupo teste e grupo controle. **Conclusão:** Baseado na metodologia proposta não se visualiza diferença no reparo das cavidades confeccionadas com brocas com revestimento de carbono ou sem revestimento.

Unitermos: Calor, Brocas, Implantes Dentários.

¹ Especialista em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial pela EAP-Ponta Grossa PR. Mestrando em Odontologia, área de concentração Implantodontia pelo ILAPEO.

² Mestre e Doutora em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilo Facial.

1. Introdução

Apesar das altas taxas de sucesso, o fenômeno da osseointegração depende de uma série de fatores, e entre eles o mais importante é a cura primária do local de instalação². Mas para que aconteça esta cicatrização a técnica cirúrgica empregada tem de ser a menos traumática possível.³

Todo procedimento de implantação tem um potencial para ser mal sucedido porque são inúmeros os fatores a serem controlados e, entre eles, os traumas imprimidos ao osso através dos instrumentos rotatórios⁴. Um implante será envolvido por tecido conjuntivo fibroso pouco diferenciado quando o somatório das agressões ao osso exceder seu limiar regenerativo/ reparador.⁵

O processo de osseointegração depende de diversas condições que envolvem características mecânicas e biológicas relacionadas diretamente aos procedimentos realizados durante a preparação da cavidade óssea³. No entanto, essas condições são bastante variáveis, envolvendo a densidade do osso, a rotação da broca utilizada no processo de perfuração, o calor gerado durante a osteotomia, a estabilidade primária do implante, entre outros fatores.⁶

As pesquisas mostraram que o osso é mais suscetível ao calor do que se imaginava, no preparo da cavidade o limite da elevação na temperatura é de até 47°C.⁷

Segundo Misch⁸ em 2000, os fatores essenciais para a minimização do calor gerado durante o preparo da osteotomia são:

- Fluido de resfriamento;
- Qualidade óssea;
- Volume ósseo mínimo removido por cada uma das brocas (aumentos sucessivos de diâmetro);
- Broca: corte e *design*;
- Frequência/ tempo de contato;
- Profundidade;
- Pressão;
- Velocidade.

Levando-se em consideração o item broca, seu design corresponde, entre outros detalhes, ao tipo de implante e formato, mas a superfície dessa broca pode receber um

revestimento que segundo a literatura reduz o atrito com o osso e conseqüentemente pode minimizar a geração de calor.⁹

Os revestimentos são utilizados com o intuito de melhorar algumas propriedades mecânicas dos instrumentos, tais como: dureza, coeficiente de atrito e resistência química ao calor, ao desgaste, ao escurecimento e à corrosão.¹⁰

Na busca pela excelência, quanto maior o controle sobre esses fatores, melhor será a resposta do tratamento.

2. Revisão de Literatura

Brisman¹¹ em 1996, estudou o efeito da velocidade, pressão e tempo no desenvolvimento da temperatura óssea durante a fresagem para implantes. Trabalhando com as variáveis rotação e pressão a uma mesma profundidade e temperatura mensurada paralelamente às cavidades O trabalho permitiu concluir que: quando grande pressão é aplicada e a velocidade é mantida a 1800 rpm, é gerado grande calor; quando a velocidade é aumentada e pequena pressão (1,2 kg) é mantida, também ocorre um aumento na temperatura; quando o aumento da pressão é acompanhado de aumento na velocidade a temperatura eleva o mínimo enquanto que o corte é maximizado. O autor sugeriu que mais estudos devem ser conduzidos para se determinar a razão de pressão e velocidade *in vivo*.

Procurando aproximar os estudos experimentais às situações características *in vivo*, Yacker e Klein¹² tentaram compatibilizar a densidade óssea da amostra (osso bovino) às encontradas no osso cortical e medular humano. Após a análise dos resultados, concluem que a densidade óssea parece ser mais influente na elevação da temperatura da broca que a profundidade da osteotomia; que uso da broca piloto na sequência tende a ter temperaturas mais baixas; e que uma irrigação externa precisa auxilia na redução da temperatura da broca, e, mesmo assim deve-se levar em consideração a qualidade óssea.

Ercoli et al.⁶ em um amplo estudo *in vitro* comparado sete diferentes marcas comerciais analisaram a influência do desgaste pelo uso da broca na eficácia de corte e a relação deste fator com o aquecimento ósseo. Após a as análises dos resultados concluíram que a durabilidade e a eficiência de corte de broca estão diretamente relacionadas a forma e ao material de fabricação. Além disso, observaram que o fator refrigeração (sendo interna ou externa) é fundamental e determinante para que ocorra o aquecimento ósseo, perfuração contínua sem movimentos intermitentes gera temperaturas danosas ao osso. Por outro lado,

os autores não observaram resultados significantes comparando as diferentes marcas comerciais.

E em 2005 Golin¹³, propôs realizar análises comparativas entre três diferentes grupos de brocas como segue: I- brocas sem revestimentos; II- brocas com revestimentos TiN (Nitreto de Titâneo) e III- brocas com revestimentos WC/C (Carboneto de Tungstênio em matriz de Carbono). E utilizando metodologia semelhante ao trabalho de Ercoli et al.⁶ em 2004, concluiu que as temperaturas geradas internamente ao osso durante as simulações de osteotomias estão de acordo com os critérios de Eriksson e Albrektson⁷ nos três grupos; e que os revestimento TiN e WC/C apresenta resultados positivos para aplicação em ferramentas para implantodontia.

Em 2008, Queiroz et al.¹⁴ procuraram avaliar o efeito de repetidas perfurações para implantes na viabilidade celular e avaliar o desgaste das brocas através de microscopia eletrônica de varredura por meio de estudo in vivo em coelhos. E concluem, com base na metodologia empregada, que a viabilidade celular é preservada se empregado um protocolo cirúrgico pouco traumático, e que brocas com uso acima da trigésima perfuração altera o equilíbrio das proteínas.

Também em 2008, Augustin et al.¹⁵ avaliaram a velocidade de rotação e a influencia da irrigação externa, com o objetivo de encontrar a condição ideal para que o aumento da temperatura durante a fresagem fosse o mínimo possível. Ficou comprovado por este estudo que muitos parâmetros influenciam o acréscimo de temperatura durante a perfuração; que a irrigação externa é o fator mais importante no controle da temperatura e deve ser usada; que se possível usar brocas de pequeno diâmetro e bastante irrigação.

Em 2009, usando a mesma metodologia e estrutura do trabalho anterior, Augustin e outros colaboradores¹⁶ avaliaram a distribuição espacial do acréscimo de temperatura no osso durante a perfuração através de termografia infra vermelho. E concluem que o aumento de temperatura se espalha através do osso cortical, que é a parte mais densa e compacta gerando grande atrito friccional, e que o osso medular, em função de sua estrutura, contribui para a dissipação do calor.

2. Material e Método

2.1 Modelo Animal

Para realização deste trabalho foram utilizados 19 coelhos machos brancos (*Oryctolagus cuniculus* - Nova Zelândia) com peso corporal de 3 a 4 kg provenientes do biotério central da UNESP Campus Botucatu. O presente estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa da USC - Universidade Sagrado Coração- Bauru - sob o nº 016/09 de 20/03/2009.

Os animais foram acondicionados em gaiolas individuais, alimentados com ração própria e água corrente no período pré e pós operatório, no biotério da Universidade Sagrado Coração em Bauru SP.

Em cada tíbia dos coelhos foram realizadas 02 perfurações em locais padronizados e constantes em todos os animais da amostra. Sendo realizada 01 perfuração para confecção da cavidade do grupo controle e 01 perfuração para a cavidade do grupo teste em cada tíbia.

- Grupo controle = cavidades realizadas por brocas com tratamento superficial de passivação;
- Grupo teste = cavidades realizadas por brocas com aplicação de filme em carboneto de tungstênio com matriz de carbono (wc/c).



Figura 1 Tibia do coelho após tricotomia e antissepsia com P.V.P.I.

2.2 Cirurgia

Os animais foram anestesiados pela combinação de Dopalen Injetável que tem como princípio ativo Cloridrato de Ketamina a 1,16g + 10 ml de veículo q.s.q. Marca Vetbrands - Brasil - na dose de 0,2 ml/kg via intramuscular, mais Rompum - Bayer - divisão Brasil, que apresenta como princípio ativo Cloridrato de Xilazina 2g + 100 ml de excipiente q.s.q. por via intramuscular na dose de 3 mg/kg ou seja 1,5 ml/10kg de peso vivo com a função de relaxamento muscular. E foi realizada anestesia loco regional com Mepiadre 100 DFL - Brasil – Anestésico local com vaso constritor a base de Cloridrato de Mepivacaína 2% com Epinefrina 1:100.000 com a função de anestesia e hemostasia.

Para analgesia foi utilizado o Analgex V uso veterinário - fabricado pela Agener União Saúde Animal - SP - Brasil com fórmula de 50,0g de Dipirona por 100 ml de veículo, ministrado por via intramuscular.

Foram utilizadas 02 doses de Pentabiótico Veterinário Pequeno Porte - Font Dodge - Campinas - Brasil, uma primeira no pós-operatório imediato e a segunda 5 dias depois conforme orientação veterinária, na dose de 0,5 ml para 5 kg de peso.

Todos os campos e instrumentais utilizados, quando não descartáveis foram esterilizados em autoclave e os princípios de biossegurança e assepsia do campo operatório foram seguidos.

Foi realizada a antissepsia da tíbia do coelho com P.V.P.I. –Polivinil Pirrolidona Iodo em solução aquosa- e em seguida realizada a tricotomia da área e nova antissepsia com P.V.P.I.

A incisão foi realizada com lâmina 15 na porção medial das tíbias direita e esquerda de cada coelho, seguida da divulsão dos tecidos e incisão e descolamento do periósteo para a realização das osteotomias.

Para a realização das fresagens foi utilizado motor elétrico para implantes marca w.h e um contra ângulo Anthogyr 20:1 a rotação pré - determinada foi de 800 rpm e irrigação constante na velocidade 3 do motor através de bomba peristáltica levando solução de cloreto de sódio 0,9%.



Figura 2 - Anestesia loco regional com mepivacaína com vaso constritor.



Figura 3 - Exposição óssea após dilvulsão.

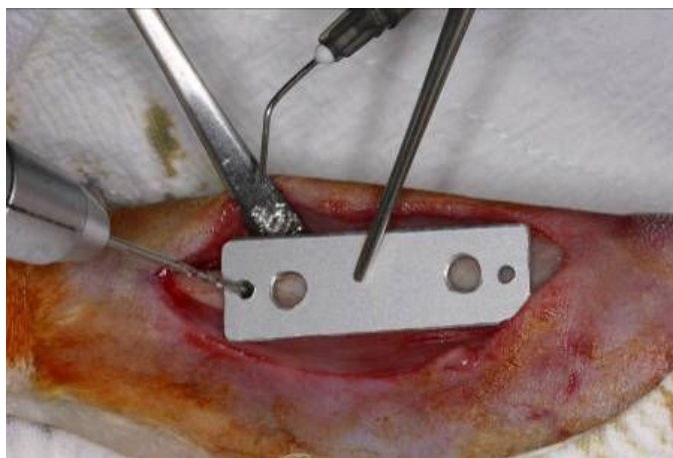


Figura 4 - Instalação do guia cirúrgico.



Figura 5 - Guia cirúrgico instalado, notar as diferenças dos parafusos de fixação.



Figura 6 - Início da perfuração das cavidades teste.

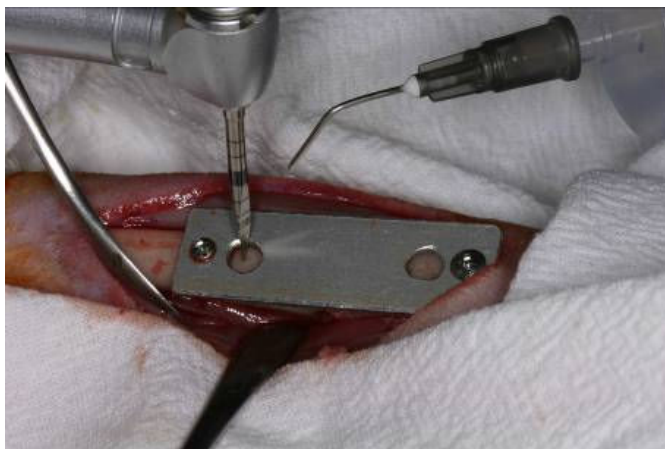


Figura 7 - Início da perfuração das cavidades controle.



Figura 8 - Final das perfurações.



Figura 9 - Sutura final.

2.3 Brocas

As brocas utilizadas nesse estudo são fabricadas pela Neodent - Curitiba Brasil em aço inoxidável martensítico conforme especificação ASTM f 899 440c, constam no catálogo de produtos da empresa e fazem parte da sequência comum de fresagem para implantes cilíndricos.

Em cada grupo, a sequência de fresagem foi padronizada da seguinte forma:

- 1° - Broca lança 2.0;
- 2° - Broca helicoidal 2.0;
- 3° - Broca piloto 2/3;
- 4° - Broca helicoidal 3.0.



Figura 10 - Brocas com tratamento superficial de passivação



Figura 11 - Brocas com tratamento de superfície com aplicação de filme de carboneto de tungstênio com matriz de carbono (WC/C).

A profundidade de perfuração foi padronizada em 7 mm com a finalidade de evitar a bicorticalização.

A perfuração do grupo teste foi realizada na porção proximal da tíbia e ao lado foi instalado um parafuso de enxerto 1.5 x 8 mm Neodent. A perfuração com a broca controle foi realizada na porção distal da tíbia e recebeu um parafuso de enxerto 1.5 x 8 mm cabeça expandida ao lado, para identificação.

Foi confeccionado um guia cirúrgico em alumínio com a finalidade de padronização do local das perfurações teste, controle e instalação dos parafusos de enxerto para identificação. Este foi fixado na tíbia e removido logo depois das fresagens.

Não foi utilizada ponta de aspiração com o intuito de preservar o sangramento e manutenção de coágulo no interior dos alvéolos.

A sutura do periósteo, tecido muscular e tecido cutâneo foi realizada com Mononylon 4.0 Ethicon marca Jonhson&Jonhson.

Os coelhos foram divididos em 5 grupos de acordo com o tempo de cada sacrifício da seguinte maneira:

Tabela 1 - Divisão do Grupo

Tempo de sacrifício	Número de coelhos
60 dias	4
30 dias	4
15 dias	4
7 dias	4
imediatos	3

2.4 Métodos Histológicos

Após a morte dos animais, as peças eram seccionadas em pequenos blocos contendo as cavidades preparadas para favorecer o processo, e colocadas em vidros identificados conforme seus grupos e tempos de acompanhamento. As peças permaneceram em formal a 10% (Merck) por 48 horas para a fixação, seguido de banho em água corrente por mais 24 horas. A desmineralização foi realizada em EDTA 10% por 20 dias. Uma vez descalcificadas, as peças foram lavadas por 24 horas em água corrente em seguida desidratadas, duas horas em álcool 70%, duas horas em álcool 95% e três banhos, de uma hora cada, em álcool absoluto.

A diafanização foi realizada com xilol em dois banhos de 20 minutos cada, as peças foram, então, colocadas em parafina na estufa a 58°C, em três banhos, de uma hora cada e, em seguida, realizada a inclusão em temperatura ambiente. As inclusões foram orientadas de forma a permitir cortes no sentido transversal. Foram realizados cortes semi-seriados de seis micrômetros de espessura em micrótomo, corando-os com Hematoxilina e Eosina (HE) e tricrômio de Masson para estudo histomorfológico qualitativo entre os grupos.



Figura 12 - Peça seccionada para preparo histológico.

3. Discussão

Como a proposição deste trabalho é de investigar por meio de análise histológica qualitativa se brocas que possuem revestimento de superfície, apresentam comportamento diferente quando comparadas à brocas com apenas tratamento superficial de passivação, o modelo animal escolhido foi o coelho.

Apesar de a literatura revisada mostrar estudos *in vitro* utilizando ratos¹⁷, cortical bovina^{3,6,11,12,13,18} e cortical suína^{15,16,19}, e estudos *in vivo* utilizando, macacos²⁰ e cães^{5,21}, optou-se por coelhos em função do grande número de trabalhos publicados^{14,22-27} e da facilidade de manutenção em biotério por ser um animal de pequeno porte, e de fácil reprodução e disponibilidade.

O trauma térmico gerado ao osso ocasionado pelo atrito é motivo de estudo desde o início da década 60^{20,28}, o próprio Branemark²⁹, que anos mais tarde descobriria a osseointegração, já pesquisava a influencia do trauma térmico nos tecidos.

Com o advento e a evolução da osseointegração, as pesquisas com relação aos danos causados ao tecido ósseo pelo aquecimento friccional entraram em outro patamar. Os estudos que antes investigavam os efeitos do aquecimento gerado por instrumentos com diferentes rotações³⁰; ou com diferentes rotações e uso de cinzéis^{20,31,32} mostraram que os benefícios da irrigação^{5,28,33}, assim como a importância da técnica cirúrgica adequada²² e a força aplicada³⁴, passaram a ser uma preocupação tão importante ou mais quanto só o tipo de fresagem. O desenho das brocas³⁵ e o desenvolvimento das câmaras de observação *in vivo*^{23,24,25} contribuíram com o avanço nos estudos.

Em 1986³⁶, um trabalho *in vivo* com a técnica escalonada de fresagem para a instalação de implantes e verificaram que as temperaturas mensuradas foram inferiores a registrada nas pesquisas do grupo dos professores Eriksson e Albrektsson²⁴, que em coelhos determinaram que a temperatura limite antes de causar danos irreversíveis a viabilidade óssea é de 47°C.

Nem por isso a ciência parou, e a busca por minimizar os danos e riscos, afim de aumentar ainda mais as taxas de sucesso da osseointegração são uma constante na literatura.

Levando-se em consideração o trabalho de Ercoli et al.⁶ que não encontrou diferenças significativas entre sete marcas comerciais com relação à geração de calor e conclui que a durabilidade e a eficiência do corte estão diretamente relacionadas a forma e ao material de fabricação. E que os tratamentos de superfície nos metais buscam a elevação da dureza e em decorrência a elevação da resistência ao desgaste e a diminuição da força de atrito.⁹

No presente estudo foi padronizado apenas a irrigação externa, como encontrado em vários estudos^{5,6,14,15,16,19,27}, por ser eficaz no auxílio na redução da temperatura¹² e uma vez que Benignton et al.³ concluíram não haver diferenças entre irrigação interna ou externa.

Foram padronizados também um único operador, equipamento, solução irrigadora e sequência de fresagem, além da confecção de um guia cirúrgico para padronizar as distâncias entre as cavidades.

A pesquisa realizada busca analisar se as brocas revestidas com DLC, que apresenta baixo coeficiente de atrito³⁸, tem comportamento diferente de geração de calor quando analisada histologicamente.

A análise qualitativa das lâminas dos dois grupos e em todos os tempos determinados, não mostrou diferenças significativas entre as cavidades confeccionadas com brocas controle ou brocas com revestimento. Esse resultado é semelhante ao de Golin³⁷ que em estudo *in vitro* analisou as temperaturas geradas por brocas sem revestimento e com revestimentos de TiN e DLC, conclui que as diferenças de temperatura inicial e final para todos os grupos foi pequena. E ainda que os revestimentos TiN e DLC apresentam resultados positivos para aplicação em ferramentas para implantodontia.

No período imediato a análise microscópica morfológica mostra padrão semelhante entre os grupos teste e controle, onde a parede da cavidade óssea apresenta tecido celularizado, vascularizado e rico em osteócitos. Diferente do trabalho de Eriksson e Albrektsson²⁴ ao relatar que quando temperaturas excessivas são geradas, o fluxo sanguíneo para ou fica alterado, situação que não ocorreu.

Nas lâminas do grupo teste e do grupo controle, de 7 dias visualiza-se tecido ósseo primário sendo formado às custas das paredes do defeito, as quais mostravam lacunas preenchidas por osteócitos e lacunas vazias em semelhança ao trabalho de Barbosa³⁹ que também visualizou osteócitos e lacunas vazias após testes com brocas novas e usadas.

No período de 15 dias pós-operatório o defeito está preenchido por trabéculas ósseas em maturação, ricamente celularizadas, revestidas por células osteoblásticas em continuidade com as paredes do defeito. Intensa atividade osteoblástica e organização lamelar do tecido ósseo foram visualizados, mostrando claramente a viabilidade dos tecidos. Lógico que como a revisão da literatura deixa claro, a causa o dano térmico e conseqüente necrose é multifatorial, e deve ser sempre bem controlada como nos experimentos^{14,22,28,39}.

Na análise microscópica qualitativa não houve diferença entre a resposta celular nas cavidades confeccionadas com brocas do grupo controle e grupo teste, sugerindo que o revestimento pode ser benéfico em outros aspectos⁹, como a elevação da resistência, mas quanto ao dano celular gerado pelo atrito não se verifica diferença.

Análises imunoistoquímicas serão realizadas na seqüência afim de aprofundar as investigações.

4. Conclusão

De acordo com a metodologia empregada é possível concluir que não há diferença em análise microscópica qualitativa nas respostas ósseas após a realização de cavidades confeccionadas por brocas sem ou com revestimento à base de carboneto de tungstênio.

Effects of osteotomia accomplished by drills with superficial treatment and it is covered with carbon: Histological analysis in rabbits

Abstract

Proposition: This study looked for to investigate the drills that don't possess superficial treatment of they present behavior different histological when compared to the drills with film coating in tungsten carbide with head office of carbon, once this coating has the property of reducing the attrition. **Material And Method:** 19 rabbits were used, that received in each tibia, a perforation with the conventional drill and one with the drill covered by film of carbon. The cavities accomplished by the conventional drill they were certain of group it controls and the cavities done with the covered drill of group it tests. They were established times of postoperative sacrifice and the obtained pieces were histological analyzed. **Results:** In the immediate times, 7, 15 and 30 days significant qualitative difference was not verified among the sheets of the group tests and group control. **Conclusion:** Based on the proposed methodology it doesn't visualize if difference in the repair of the cavities made with drills with coating of carbon or without coating.

Keywords: Heat, Drills, Dental Implants.

5. Referências Bibliográficas

1. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from 10-year period. *Scan. J Plast Reconstr Surg.* 1977;2(16):1-132.
2. Albrektsson T, Branemark PI, Hanson HA, Lindstrom J: Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981; 155 p.
3. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey P. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin. Oral Implants. Res.* 2002; 13(3):293-97.

4. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejidos-integradas: la ossoeintegración em la odontologia clínica. Berlin: Quintessence books; 1987. 351 p.
5. Pinelli LAP. Efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa e da variação do tempo de fresagem com brocas do sistema VSi® (Very Special Implants): estudo histomorfométrico em cães. [Dissertação].Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 1998. 141p.
6. Ercoli C, Funkenbush PD, Lee H, Moss ME, Graser GN. The inflence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19:335-49.
7. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature treshould levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. J Prosthet Dent. 1983 50(1):101-7.
8. Misch CE. Implantes Dentários Contemporâneos. 2. ed. [s.i]:Santos; 2000. 685 p.
9. Sinatora A, Tschiptschin AP. Propriedades de superficie de filmes e camadas. Rev metalurgia e materiais. 2004; (spec):164-66.
10. Vionet MZ. Recobrimento de carbono amorfo para utilização em limas endodonticas. [dissertação]. Rio de Janeiro: COPPE, UFRJ; 2005.
11. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11(1):35-7.
12. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. Int J Oral Maxillofac. Implants 1996;11(5):634-8.
13. Golin AL. Analise do comportamento de referências de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geração de calor no osso. [Tese].Curitiba: PUC/PR; 2005. 125p.
14. Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Margonar R, Pereira-Filho VA, Garcia JIR, Vieira EH. Evaluation of immediate bone – cell viability and of drill wear after implant osteotomies: Immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. J Oral Maxillofac Surg. 2008; 66:1233-40.

15. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg* 2008;128:71-7.
16. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Bagatin D. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2009;129:703-09.
17. Li S, Chien S, Branemark PI. Heat shock-induced necrosis and apoptosis in osteoblasts. *Journal of Orthopaedic Research*. 1999;17(6):891-9.
18. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, Mcglumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64:265-9.
19. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(2):212-9.
20. Simpson HE. Healing of surgical extraction wounds in macacus rhesus monkeys: I. The effect of buns. *J Oral Surg. Anesth Hosp D Serv*. 1961;19(1):3-9.
21. Okamoto T, Carvalho ACP, Saad-Neto M, Carvalho PSP. Efeitos de diferentes tipos de osteotomia sobre a reparação óssea: estudo histológico em cães. *Rev Odontol*. 1984; 13(1/2):71-8.
22. Agren E, Arwill T. High-speed or conventional dental equipment for the removal of bone in oral surgery. III: a histologic and microradiographic study on bone repair in the rabbit. *Acta Odontol. Scand*. 1968;26(spec no):223-46.
23. Eriksson RA, Albrektsson T, Grane B., Mcqueen, D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. *Int J Surg*. 1982; 11(2):115-21.
24. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983;50(1):101-7.

25. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984; 42(11):705-11.

26. Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B. Assesment of bone viability after heat trauma: a histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1984;18(3):261-8.

27. Carvalho PSP, Rossi Junior R, Sanches MG, Jaef SB. Ação das brocas para implantes com e sem irrigação externa: estudo histológico em coelhos. *RGD.* 1994;42(3):171-3.

28. Moos RW. Histopathologic reaction of bone to surgical cutting. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1964;17(3):405-14.

29. Branemark PI., Breine U, Joshi M., Urbaschek B. Part I: Pathophysiology of thermal burns. Microvascular pathophysiology of burned tissue. *Ann N Y Acad Sci.* 1968; 150(3):474-94.

30. Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg.* 1958;16(3):22-30.

31. Mazarow HB. Bone repair after experimentally produced defects. *J Oral Surg Anesth Hosp D Serv.* 1960;8(2):107-15.

32. Simpson HE. Healing of surgical extraction wounds in macacus rhesus monkeys: II. The effect Of Chisels. *J Oral Surg Anesth Hosp D Serv.* 1961;19(3):126-9.

33. Agren E, Arwill T. High-speed or conventional dental equipment for the removal of bone in oral surgery. III: a histologic and microradiographic study on bone repair in the rabbit. *Acta Odontol Scand.* 1968;26(2):223-46.

34. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg.* 1972;54-A(2):297-308.

35. Adell R, Lekholm U, Branemark P-I., Surgical procedures. *In:* Branemark P-I, Zarb GA, Albrektson T. Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985:211-32.

36. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. J Oral Maxillofac Surg. 1986;44(1):4-7.
37. Golin AL. Análise do comportamento de referências de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geração de calor no osso. [Tese] Curitiba: PUC/PR; 2005. 125p.
38. Tschiptschin AP. Relação estrutura-propriedades em recobrimentos duros. Rev metalurgia mater. 2004. p.167-9.
39. Barbosa BA. Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis. [Tese] Bauru:USP; 2009. 107p.

5.2. Artigo Científico 2

Preparado segundo as normas da Revista Implant News

A influência do aquecimento ósseo na implantodontia: Revisão de Literatura

Maurício Vicente Pereira¹

Daniela Ponzoni²

Resumo

Desde a descoberta da osseointegração pelo prof. Branemark¹ os implantes dentais têm sido utilizados com sucesso e previsibilidade nas reabilitações orais. Porém este sucesso depende de uma série de fatores e entre eles a cicatrização primária do local de instalação². E para que isto aconteça o calor friccional gerado durante a osteotomia deve ser o menor possível, afim de viabilizar a osseointegração. A proposta deste artigo foi de revisar e discutir a literatura sobre o contexto da geração de calor como um dos fatores importantes para o sucesso da osseointegração.

Unitermos: Osso; calor; brocas; Implantes osseointegrados.

1. Introdução

A reabilitação oral sofreu grandes mudanças desde que as pesquisas do professor Branemark descobriram a possibilidade do uso de implantes endósseos, através da osseointegração. Que inicialmente o próprio Branemark¹ em 1977 definiu como:

Uma firme aposição de osso novo e remodelado em congruência com as fixações, incluindo as irregularidades superficiais, de tal forma que, à microscopia de luz não haja interposição de tecido conectivo ou fibroso e que uma conexão estrutural direta e funcional seja estabelecida, capaz de suportar cargas fisiológicas normais sem deformação excessiva e sem iniciar mecanismos de rejeição.

¹ Especialista em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial pela EAP-Ponta Grossa PR. Mestrando em Odontologia, área de concentração Implantodontia pelo ILAPEO.

² Mestre e Doutora em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilo Facial

Apesar das altas taxas de sucesso, o fenômeno da osseointegração depende de uma série de fatores, e entre eles o mais importante é a cura primária do local de instalação². Mas para que aconteça esta cicatrização a técnica cirúrgica empregada tem de ser a menos traumática possível.³

Todo procedimento de implantação tem um potencial para ser mal sucedido porque são inúmeros os fatores a serem controlados e, entre eles, os traumas imprimidos ao osso através dos instrumentos rotatórios⁴. Um implante será envolvido por tecido conjuntivo fibroso pouco diferenciado quando o somatório das agressões ao osso exceder seu limiar regenerativo/ reparador.⁵

O processo de osseointegração depende de diversas condições que envolvem características mecânicas e biológicas relacionadas diretamente aos procedimentos realizados durante a preparação da cavidade óssea³. No entanto, essas condições são bastante variáveis, envolvendo a densidade do osso, a rotação da broca utilizada no processo de perfuração, o calor gerado durante a osteotomia, a estabilidade primária do implante, entre outros fatores.⁶

As pesquisas mostraram que o osso é mais suscetível ao calor do que se imaginava, no preparo da cavidade o limite da elevação na temperatura é de até 47°C.⁷

Segundo Misch⁸ em 2000, os fatores essenciais para a minimização do calor gerado durante o preparo da osteotomia são:

- Fluido de resfriamento;
- Qualidade óssea;
- Volume ósseo mínimo removido por cada uma das brocas (aumentos sucessivos de diâmetro);
- Broca: corte e *design*;
- Frequência/ tempo de contato;
- Profundidade;
- Pressão;
- Velocidade.

2. Material e Método

Foi realizada uma pesquisa no medline em busca de artigos, dissertações e teses, desde que relevantes ao assunto, foram selecionados independentemente do ano de publicação.

3. Revisão de Literatura

Mesmo antes do surgimento da implantodontia a preocupação com a resposta óssea em decorrência das osteotomias já era pesquisada^{9,10,11}. Relatos sobre a importância da irrigação na remoção de fragmentos⁹ e resfriamento adequado¹⁰ corroboravam com a idéia da importância da técnica cirúrgica não produzir danos subsequentes à viabilidade óssea.¹¹

A preocupação com a força aplicada e o poder de corte da broca ao longo de sua utilização¹² também eram motivo de estudos, mostrando que brocas velhas causam mais mudanças na temperatura que brocas novas. Assim como a geometria das brocas também influencia no aumento de temperatura.¹³

Já consolidada a importância da irrigação, Lavelle e Wedgood¹⁴ em 1980, pesquisando os resultados obtidos com irrigação externa ou interna concluíram que, tanto a irrigação interna como a externa são eficientes em reduzir o calor durante o preparo das cavidades, porém esta última perde sua eficácia em profundidades maiores. Resultado corroborado anos mais tarde por Haider et al.¹⁵ que baseado na porcentagem de osso neoformado a irrigação externa foi melhor em todas as cavidades superficiais, tanto em osso compacto quanto osso esponjoso, ao passo que a irrigação interna só foi melhor em níveis mais profundos no osso compacto.

Em 2002, Benington et al.³ também propõe comparar a geração de calor nas perfurações por meio de termografia infravermelho, e concluem não haver diferença estatística entre irrigação externa ou interna e ainda, que o uso de brocas com irrigação interna parece ser injustificado, uma vez que apresenta maior custo.

A partir do início da década de 80, Eriksson e Albrektsson¹⁶ e mais um grupo de pesquisadores realizaram uma série de estudos para observar os efeitos do aquecimento ósseo.

Em 1982, Eriksson e Albrektsson¹⁶, por meio de uma câmara de titâneo para visualização microscópica vital instalada em coelhos, concluíram que uma temperatura de 53°C causa injúrias irreversíveis ao osso, mas que se curam depois a partir dos tecidos vizinhos.

Com metodologia semelhante, Eriksson e Albrektsson¹⁷ em 1983, determinaram que osso suporta aquecimento até 47°C, após, a circulação fica alterada, chegando até a parar. E afirmaram que o tecido ósseo é mais sensível ao calor do que se imaginava.

Eriksson e Albrektsson¹⁸ em 1984, propuseram avaliar os efeitos do aumento da temperatura na osteogênese inicial em implantes intra-ósseos instalados em coelhos, utilizando uma câmara de crescimento ósseo desenvolvida a permitir a quantificação numérica da taxa de crescimento do osso após uma lesão térmica. A análise de torque para remoção após 4 semanas e a resposta biológica do tecido ósseo por microscopia ótica eram os pontos a serem analisados. O grupo que sofreu aquecimento a 50°C não apresentou resistência para remoção e os grupos com temperaturas entre 44°C e 47°C são as temperaturas limite para não prejudicar a regeneração óssea.

Com a descoberta da osseointegração por Branemark¹, e a evolução da implantodontia, os conhecimentos a respeito da osseointegração, e das técnicas pertinentes a este processo, Eriksson e Adell¹⁹, publicam em 1986, o primeiro trabalho in vivo do grupo voltado especificamente às técnicas de fresagem escalonada de instalação de implantes. E com o auxílio de termopares, verificaram que a duração da temperatura máxima nunca excedeu cinco segundos, sendo que todas as temperaturas mensuradas foram inferiores àquela tida como prejudicial ao reparo ósseo.

Brisman²⁰ em 1996 estudou o efeito da velocidade, pressão e tempo no desenvolvimento da temperatura óssea durante a fresagem para implantes. Trabalhando com as variáveis rotação e pressão a uma mesma profundidade e temperatura mensurada paralelamente às cavidades, o trabalho permitiu concluir que: quando grande pressão é aplicada e a velocidade é mantida a 1800 rpm, é gerado grande calor; quando a velocidade é aumentada e pequena pressão (1,2 kg) é mantida, também ocorre um aumento na temperatura; quando o aumento da pressão é acompanhado de aumento na velocidade a temperatura eleva o mínimo enquanto que o corte é maximizado. O autor sugeriu que mais estudos devem ser conduzidos para se determinar a razão de pressão e velocidade in vivo.

Procurando aproximar os estudos experimentais às situações características *in vivo*, Yacker e Klein²¹ tentaram compatibilizar a densidade óssea da amostra (osso bovino)

às encontradas no osso cortical e medular humano. Após a análise dos resultados, concluem que a densidade óssea parece ser mais influente na elevação da temperatura da broca que a profundidade da osteotomia; que uso da broca piloto na sequência tende a ter temperaturas mais baixas; e que uma irrigação externa precisa auxiliar na redução da temperatura da broca, e, mesmo assim deve-se levar em consideração a qualidade óssea.

Ercoli et al.⁶ em um amplo estudo *in vitro* comparando sete diferentes marcas comerciais analisaram a influência do desgaste pelo uso da broca na eficácia de corte e a relação deste fator com o aquecimento ósseo. Após as análises dos resultados concluíram que a durabilidade e a eficiência de corte de broca estão diretamente relacionadas a forma e ao material de fabricação. Além disso, observaram que o fator refrigeração (sendo interna ou externa) é fundamental e determinante para que ocorra o aquecimento ósseo, perfuração contínua sem movimentos intermitentes gera temperaturas danosas ao osso. Por outro lado, os autores não observaram resultados significantes comparando as diferentes marcas comerciais.

E em 2005, Golin²² propôs realizar análises comparativas entre três diferentes grupos de brocas como segue: I- brocas sem revestimentos; II- brocas com revestimentos TiN (Nitreto de Titânio) e III- brocas com revestimentos WC/C (Carboneto de Tungstênio em matriz de Carbono). E utilizando metodologia semelhante ao trabalho de Ercoli et al.⁶ em 2004, concluiu que as temperaturas geradas internamente ao osso durante as simulações de osteotomias estão de acordo com os critérios de Eriksson e Albrektson⁷ nos três grupos; e que os revestimentos TiN e WC/C apresentam resultados positivos para aplicação em ferramentas para implantodontia.

Em 2008, Queiroz et al.²³ procuraram avaliar o efeito de repetidas perfurações para implantes na viabilidade celular e avaliar o desgaste das brocas através de microscopia eletrônica de varredura por meio de estudo *in vivo* em coelhos. E concluem, com base na metodologia empregada, que a viabilidade celular é preservada se empregado um protocolo cirúrgico pouco traumático, e que brocas com uso acima da trigésima perfuração altera o equilíbrio das proteínas.

Também em 2008, Augustin et al.²⁴ avaliaram a velocidade de rotação e a influência da irrigação externa, com o objetivo de encontrar a condição ideal para que o aumento da temperatura durante a fresagem fosse o mínimo possível. Ficou comprovado por este estudo que muitos parâmetros influenciam o acréscimo de temperatura durante a

perfuração; que a irrigação externa é o fator mais importante no controle da temperatura e deve ser usada; que se possível usar brocas de pequeno diâmetro e bastante irrigação.

Em 2009, usando a mesma metodologia e estrutura do trabalho anterior, Augustin e outros colaboradores²⁵ avaliaram a distribuição espacial do acréscimo de temperatura no osso durante a perfuração através de termografia infra vermelho. E concluíram que o aumento de temperatura se espalha através do osso cortical, que é a parte mais densa e compacta gerando grande atrito friccional, e que o osso medular, em função de sua estrutura, contribui para a dissipação do calor.

4. Discussão

O trauma térmico gerado ao osso ocasionado pelo atrito é motivo de estudo desde o início da década de 60^{9,10}, o próprio Branemark¹, que anos mais tarde descobriria a osseointegração, já pesquisava a influencia do trauma térmico nos tecidos.

Com o advento e a evolução da osseointegração, as pesquisas com relação aos danos causados ao tecido ósseo pelo aquecimento friccional entraram em outro patamar. Os estudos que antes investigavam os efeitos do aquecimento gerado por instrumentos com diferentes rotações²⁶; ou com diferentes rotações e uso de cinzéis^{9,27,28} mostraram que os benefícios da irrigação^{5,10,29}, assim como a importância da técnica cirúrgica adequada¹¹ e a força aplicada¹², passaram a ser uma preocupação tão importante ou mais quanto só o tipo de fresagem. O desenho das brocas¹⁴ e o desenvolvimento das câmaras de observação *in vivo*^{16,17,30} contribuíram com o avanço nos estudos.

Eriksson e Adell¹⁹ publicaram em 1986 um trabalho *in vivo* com a técnica escalonada de fresagem para a instalação de implantes e verificaram que as temperaturas mensuradas foram inferiores a registrada nas pesquisas do grupo dos professores Eriksson e Albrektsson¹⁷, que em coelhos determinaram que a temperatura limite antes de causar danos irreversíveis a viabilidade óssea é de 47°C.

Nem por isso a ciência parou, e a busca por minimizar os danos e riscos, a fim de aumentar ainda mais as taxas de sucesso da osseointegração, são uma constante na literatura.

Levando-se em consideração o trabalho de Ercoli et al.⁶ que não encontrou diferenças significativas entre sete marcas comerciais com relação à geração de calor concluindo que a durabilidade e a eficiência do corte estão diretamente relacionadas a

forma e ao material de fabricação da broca. E que os tratamentos de superfície nos metais buscam a elevação da dureza e em decorrência a elevação da resistência ao desgaste e a diminuição da força de atrito.³¹

E o trabalho de Queiroz et al.²³ que por meio de imunoistoquímica afirmam que a viabilidade celular é preservada se empregado um protocolo cirúrgico pouco traumático.

Assim como mostram os trabalhos de Augustin et al.^{24,25} que: o aumento de temperatura se espalha através do osso cortical, que é a parte mais densa e compacta gerando grande atrito friccional, e que o osso medular, em função de sua estrutura, contribui para a dissipação do calor; e que muitos parâmetros influenciam o acréscimo de temperatura durante a perfuração; que a irrigação externa é o fator mais importante no controle da temperatura e deve ser usada; que se possível usar brocas de pequeno diâmetro e bastante irrigação.

5. Conclusão

Baseado nas informações obtidas no levantamento bibliográfico e discutidas é possível concluir que a ênfase dada por vários autores a uma técnica cirúrgica pouco traumática é essencial no controle da geração de calor durante a osteotomia visando o sucesso da osseointegração.

The Influence of the Bony Heating in Implantodontia: Revision of Literature.

Abstract

From the discovery of the osseointegração for prof. Branemark¹ you implant them dental they have been used with success and previsibility in the oral rehabilitations. However this success depends on a series of factors and among them the primary cicatrization of the instalation² and for this the heat friccional happens generated during the osteotomia he/she should be the possible smallest, kindred of making possible the osseointegração. The proposal of this article was of to revise and to discuss the literature on the context of the generation of heat as one of the important factors for the success of the osseointegração.

Key Words: Bone; heat; drills; osseointegrated Implant

Referências Bibliográficas

1. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from 10-year period. *Scan. J Plast Reconstr. Surg.* 1977; 2(16):1-132.
2. Albrektsson T, Branemark PI, Hanson HA, Lindstrom J: Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981; 52:155.
3. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey P. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Impl Res.* 2002; 13(3):293-7.
4. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejidos-integradas: la ossoeintegración em la odontología clínica. Berlin: Quintessence books, 1987, 351 p.
5. Pinelli LAP. Efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa e da variação do tempo de fresagem com brocas do sistema VSi® (Very Special Implants): estudo histomorfométrico em cães. [Dissertação] Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 1998. 141p.
6. Ercoli C, Funkenbush PD, Lee H, Moss ME, Graser GN. The inflence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19:335-49.
7. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature treshould levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(1):101-7.
8. Misch CE. Implantes Dentários Contemporâneos. 2. ed. São Paulo:Santos; 2000. 685 p.
9. Simpson HE. Healing of surgical extraction wounds in macacus rhesus monkeys: I. The effect of buns. *J Oral Surg Anesth Hosp D Serv.* 1961; 19(1):3-9.
10. Moos RW. Histopathologic reaction of bone to surgical cutting. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1964; 17(3):405-14.

11. Agren E, Arwill T. High-speed or conventional dental equipment for the removal of bone in oral surgery. III: a histologic and microradiographic study on bone repair in the rabbit. *Acta Odontol. Scand.* 1968; 26(spec):223-46.
12. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg.* 1972; 54-A(2):297-308.
13. Wiggins KL, Malkin S. Drilling of bone. *J Biomech.* 1976; 9(9):553-9.
14. Lavelle C, Wedgood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg.* 1980;38(7):499-503.
15. Haider R, Watzek G, Plenck JRH. Effects on drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):83-91.
16. Eriksson RA, Albrektsson T, Grane B., Mcqueen, D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. *Int J Surg.* 1982;11(2):115-21.
17. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-7.
18. Eriksson RA, Albrektsson T. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand.* 1984;55:629-31.
19. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(1):4-7.
20. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1): 35-7.
21. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac. Implants.* 1996;11(5):634-8
22. Golin AL. Analise do comportamento de referências de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geração de calor no osso. [Tese]. Curitiba: PUC/PR; 2005. 125p.

23. Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Margonar R, Pereira-Filho VA, Garcia JIR, Vieira EH. Evaluation of immediate bone – cell viability and of drill wear after implant osteotomies: Immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 66:1233-40.
24. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:71-77.
25. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Bagatin D. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2009; 129:703-9.
26. Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg.* 1958;16(3):22-30.
27. Mazarow HB. Bone repair after experimentally produced defects. *J Oral Surg Anesth Hosp D Serv.* 1960;18(2):107-15.
28. Simpson HE. Healing of surgical extraction wounds in macacus rhesus monkeys: II. The effect Of Chisels. *J Oral Surg Anesth Hosp D Serv.* 1961;19(3):126-9.
29. Agren E, Arwill T. High-speed or conventional dental equipment for the removal of bone in oral surgery. III: a histologic and microradiographic study on bone repair in the rabbit. *Acta Odontol Scand.* 1968;26(2):223-46.
30. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984; 42(11):705-11.
31. Sinatora A, Tschiptschin AP. Propriedades de superfície de filmes e camadas. *Rev metalurgia e materiais.* 2004; (spec):164-6.

6. Referências

1. Adell R, Lekholm U, Branemark P-I, Surgical procedures. In: Branemark P-I, Zarb GA, Albrektson T. Tissue integrated prostheses: Osseoint clin dent; 1985. p. 211-32.
2. Agren E, Arwill T. High-speed or conventional dental equipment for the removal of bone in oral surgery. III: a histologic and microradiographic study on bone repair in the rabbit. *Acta Odontol Scand.* 1968;26(2):223-46.
3. Agren E, Arwill T. High-speed or conventional dental equipment for the removal of bone in oral surgery. III: a histologic and microradiographic study on bone repair in the rabbit. *Acta Odontol Scand.* 1968; 26(spec no):223-46.
4. Albrektsson T, Branemark PI, Hanson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981; 52.
5. Albrektsson T, Eriksson RA. Thermally induced bone necrosis in rabbits: Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop.* 1985;195:311-2.
6. Arrotéia KF, Pereira LAV. Células-uma abordagem multidisciplinar. São Paulo: Manole; 2005.
7. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:71-7.
8. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Bagatin D. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2009;129:703-09.
9. Barbosa BA. Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis. [Tese] Bauru:USP, 2009. 107p.
10. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey P. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implant Res.* 2002; 13(3):293-7.

11. Boyne PJ, Herford AS. Effect of configuration of surgical burs on osseointegration of dental implants: a pilot study. *Implant Dent.* 1994;3(1):47-50.

12. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from 10-year period. *Scan J Plast Reconstr Surg.* 1977;2(16):1-132.

13. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejidos-integradas: la ossoeintegración em la odontologia clínica. Berlin: Quintessence books; 1987. 351 p.

14. Branemark PI, Breine U, Joshi M, Urbaschek B. Part I: Pathophysiology of thermal burns. Microvascular pathophysiology of burned tissue. *Ann Acad Sci* 1968;150(3):474-94.

15. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int. J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1): 35-7.

16. Callister WD. Materials science and engineering an introduction. 3^a ed. Rio de Janeiro:BestBooks; 1997.

17. Carvalho PSP, Rossi Junior R, Sanches MG, Jaef SB. Ação das brocas para implantes com e sem irrigação externa: estudo histológico em coelhos. *RGO.* 1994;42(3):171-3.

18. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, Mcglumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64:265-9.

19. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(2):186-93.

20. Ercoli C, Funkenbush PD, Lee H, Moss ME, Graser GN. The inflence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:335-49.

21. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(1):4-7.

22. Eriksson RA, Albrektsson T, Grane B, Mcqueen, D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. *Int J Surg.* 1982;11(2):15-21.
23. Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B. Assesment of bone viability after heat trauma: a histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1984; 18(3):261-8.
24. Eriksson RA, Albrektsson T. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand.* 1984;55:629-31.
25. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature treshould levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-7.
26. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature treshould levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-7.
27. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984; 42(11):705-11.
28. Golin AL. Analise do comportamento de referências de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geração de calor no osso. [Tese]. Curitiba: PUC/PR; 2005. 125p.
29. Haider R, Watzek G, Plenck JRH. Effects on drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):83-91.
30. Harris WHA. Microscopic method of determining rates of bone growth. *Nature* [1960];188:1038-49.
31. Jacobs CH, Pope MH, Berry JT, Hoagland F. A study of the bone machining process-Orthogonal cutting. *J Biomech.* 1974;7:131-6.
32. Junqueira LC, Carneiro J. Tecido Ósseo. In: Junqueira LC, Carneiro J. *Histologia Básica.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004. P.136-53.

33. Knothe TML, Adamson JR, Tami AE, Bauer TW. The Osteocyte. *J Biochem Cell Biol.* 2004;36:1-8.
34. Lavelle C, Wedgood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg.* 1980;38(7):499-503.
35. Li S, Chien S, Branemark PI. Heat shock-induced necrosis and apoptosis in osteoblasts. *J Orthopedic Research.* 1999; 17(6):891-99.
36. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg.* 1972; 54-A(2):297-308.
37. Mazarow HB. Bone repair after experimentally produced defects. *J Oral Surg Anesth Hosp D Serv.* 1960;18(2):107-15.
38. Misch CE. *Implantes Dentários Contemporâneos.* 2. ed. São Paulo:Santos; 2000. 685 p.
39. Moos RW. Histopathologic reaction of bone to surgical cutting. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1964;17(3):405-14.
40. Okamoto T, Carvalho ACP, Saad-Neto M, Carvalho PSP. Efeitos de diferentes tipos de osteotomia sobre a reparação óssea: estudo histológico em cães. *Rev Odontol UNESP.* 1984; 13(1/2):71-8.
41. Pinelli LAP. Efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa e da variação do tempo de fresagem com brocas do sistema VSi® (Very Special Implants): estudo histomorfométrico em cães. [Dissertação] Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 1998. 141p.
42. Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Margonar R, Pereira-Filho VA, Garcia JIR, Vieira EH. Evaluation of immediate bone – cell viability and of drill wear after implant osteotomies: Immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66:1233-40.
43. Sedlin ED, Hirsch C. Factor affecting the determination of the physical properties offemoral cortical bone. *Acta Orthopaedica Scandinavica Suppl.* 1966;37(1):29-48.

44. Simpson HE. Healing of surgical extraction wounds in macacus rhesus monkeys: II. The effect Of Chisels. J Oral Surg Anesth Hosp D Serv. 1961;19(3):126-9.
45. Simpson HE. Healing of surgical extraction wounds in macacus rhesus monkeys: I. The effect of buns. J Oral Surg Anesth Hosp D Serv. 1961;19(1):3-9.
46. Sinatora A, Tschiptschin AP. Propriedades de superfície de filmes e camadas. Rev metalurgia e materiais. 2004;(spec):164-6.
47. Thompson HC. Effect of drilling into bone. J Oral Surg. 1958;6(3):22-30.
48. Tschiptschin AP. Relação estrutura-propriedades em recobrimentos duros. Rev metalurgia e materiais. 2004:167-9.
49. Vionet MZ. Recobrimento de carbono amorfo para utilização em limas endodonticas. [dissertação]. Rio de Janeiro: COPPE, UFRJ; 2005.
50. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7(2):212-9.
51. Wiggins KL, Malkin S. Drilling of bone. J Biomech. 1976;9(9):553-9.
52. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(5):634-8.

7. Apêndice

7.1. Apêndice A- Resultados

Análise Microscópica Morfológica

Período Imediato – Grupo Controle) Após o período de sete dias, as paredes do defeito apresentam tecido ósseo viável, rico em osteócitos e vascularizado. O defeito apresenta-se preenchido por coágulo. Não se observa atividade osteoclástica neste período (Figura 1 a, b). ***Grupo Teste)*** Padrão semelhante é observado no grupo teste, sendo que a parede da cavidade óssea apresenta tecido ósseo celularizado e vascularizado, bem como presença de coágulo preenchendo a área do defeito. Igualmente, não há sinais de atividade osteoclástica (Figura 1 c, d).

Período 7 dias – Grupo Controle) No período de 7 dias, notou-se área de defeito preenchida por tecido ósseo neoformado, oriundo a partir das paredes do defeito formando uma ponte óssea. Nas paredes do defeito observou-se tecido ósseo apresentando lacunas ora vazias, ora preenchidas por osteócitos. Discreta atividade osteoclástica pode ser visualizada na superfície das paredes, bem como de neoformação óssea (Figura 2 a, b, c, d). ***Grupo Teste)*** Observou-se tecido ósseo primário sendo formado às custas das paredes do defeito, as quais mostravam ora lacunas preenchidas por osteócitos, ora vazias. Eventualmente notou-se persistência do coágulo nas porções mais centrais do defeito. Intensa atividade osteoblástica pode ser notada, na formação do tecido ósseo primário de preenchimento (Figura 3 a, b, c, d).

Período 15 dias – Grupo Controle) Defeito preenchido por trabéculas ósseas em maturação, ricamente celularizadas, revestidas por células osteoblásticas, em continuidade com a parede do defeito. Intensa atividade osteoblástica e organização lamelar do tecido ósseo

foram visualizados (Figura 4a, b, c). Grupo Teste) Preenchendo a área do defeito, observou-se trabéculas ósseas em fase de maturação, com eventual organização em tecido ósseo lamelar. De permeio, alguns espécimes mostravam moderado infiltrado inflamatório mononuclear difuso (Figura 5 a, b, c).

Período 30 dias – Grupo Controle) Neste período, o tecido ósseo presente no defeito ósseo mostra nítida organização para formação de sistemas de Havers, recuperando característica de osso cortical original (Figura 6 a, b, c). Grupo Teste) Padrão microscópico similar foi observado no grupo teste, com organização dos sistemas de Havers (Figura 7a, b, c).

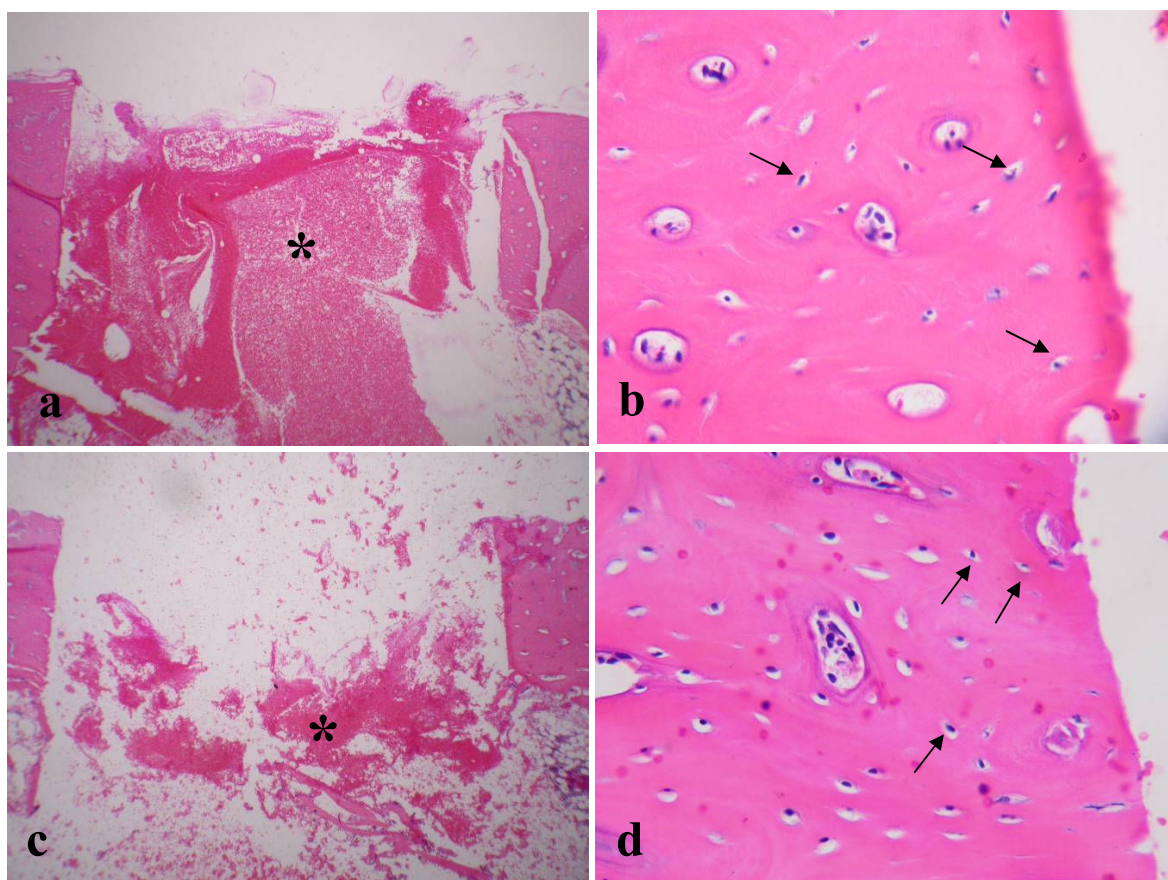


Figura 1 – *Período Imediato* - Imediatamente após a perfuração da tíbia observa-se padrão microscópico similar entre os Grupos Controle (a, b) e Teste (c, d), com preenchimento da cavidade por coágulo (*). As paredes ósseas do defeito mostram tecido viável, apresentando lacunas preenchidas por osteócitos (setas), sem sinais de reabsorção. (H.E.; a, c – barra = 20µm; b, d – barra = 40µm)

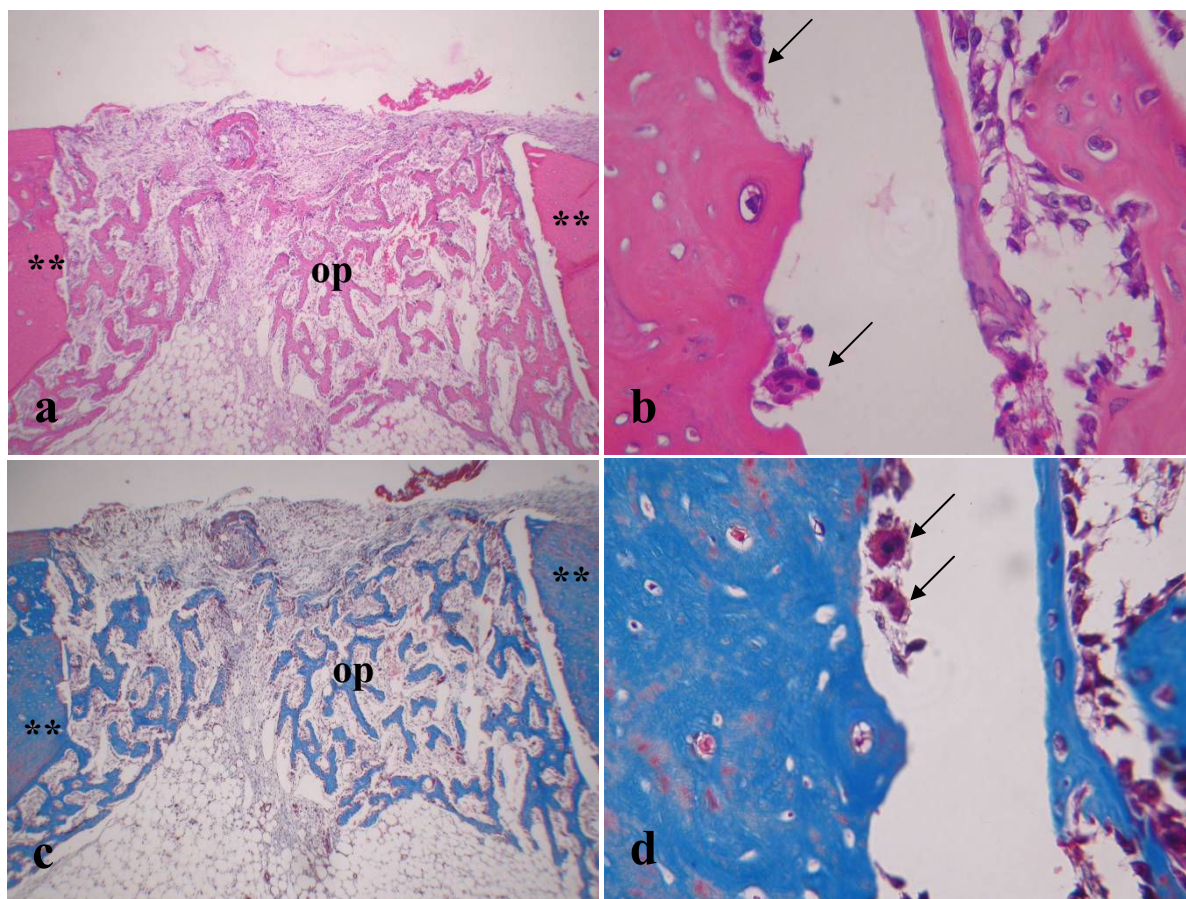


Figura 2 – Período 7 dias – Grupo Controle) Nota-se defeito ósseo preenchido por tecido ósseo neoformado (op) mais intensamente presente próximo às paredes do defeito (**). Observa-se atividade osteoclástica (setas) na superfície das paredes do defeito (a – H.E.; aumento original ~ 20x; b – Tricrômico de Masson; aumento original ~ 40x; c - H.E.; aumento original ~ 20x; d – Tricrômico de Masson; aumento original ~ 40x)

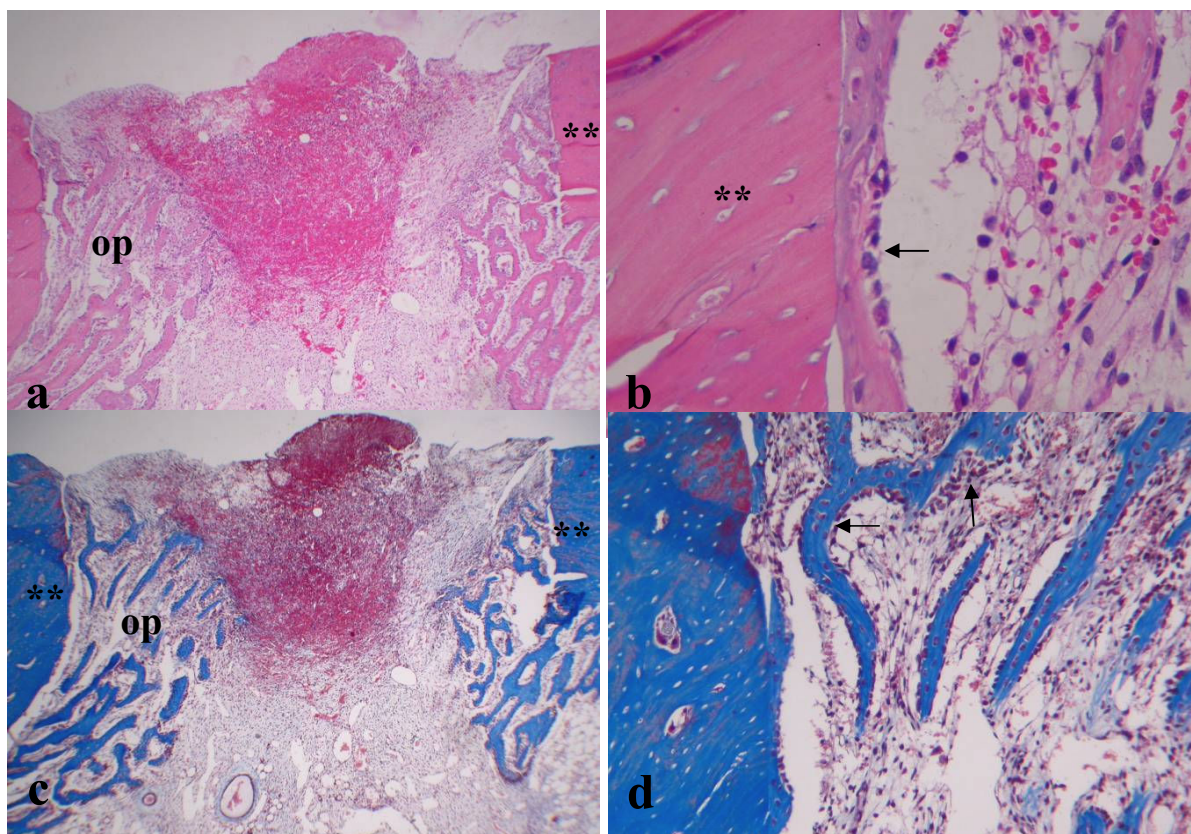


Figura 3 – Período 7 dias – Grupo Teste) Tecido ósseo primário (op) sendo formado a partir das paredes do defeito (**). Observa-se atividade osteoblástica intensa (setas). (a – H.E.; aumento original ~ 20x; b – Tricrômico de Masson; aumento original ~ 40x; c - H.E.; aumento original ~ 20x; d – Tricrômico de Masson; aumento original ~ 40x)

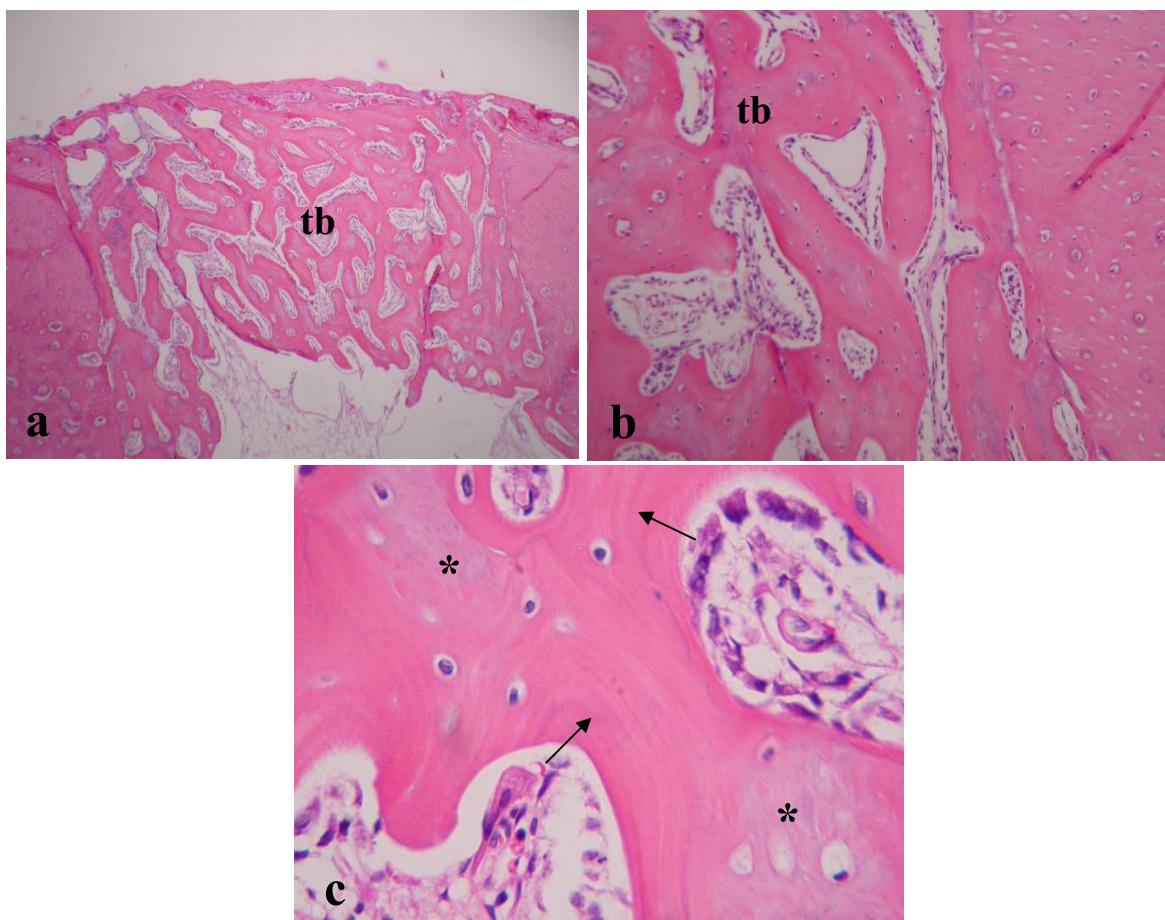


Figura 4 – Período 15 dias – Grupo Controle) Observam-se trabéculas ósseas (tb) em maturação preenchendo a área de defeito cortical da tíbia (a, b). Nota-se a presença de áreas de osso lamelar (setas) substituindo regiões de osso primário (*). (a – H.E.; aumento original ~ 10x; b - H.E.; aumento original ~ 20x; d – Tricrômico de Masson; aumento original ~ 40x)

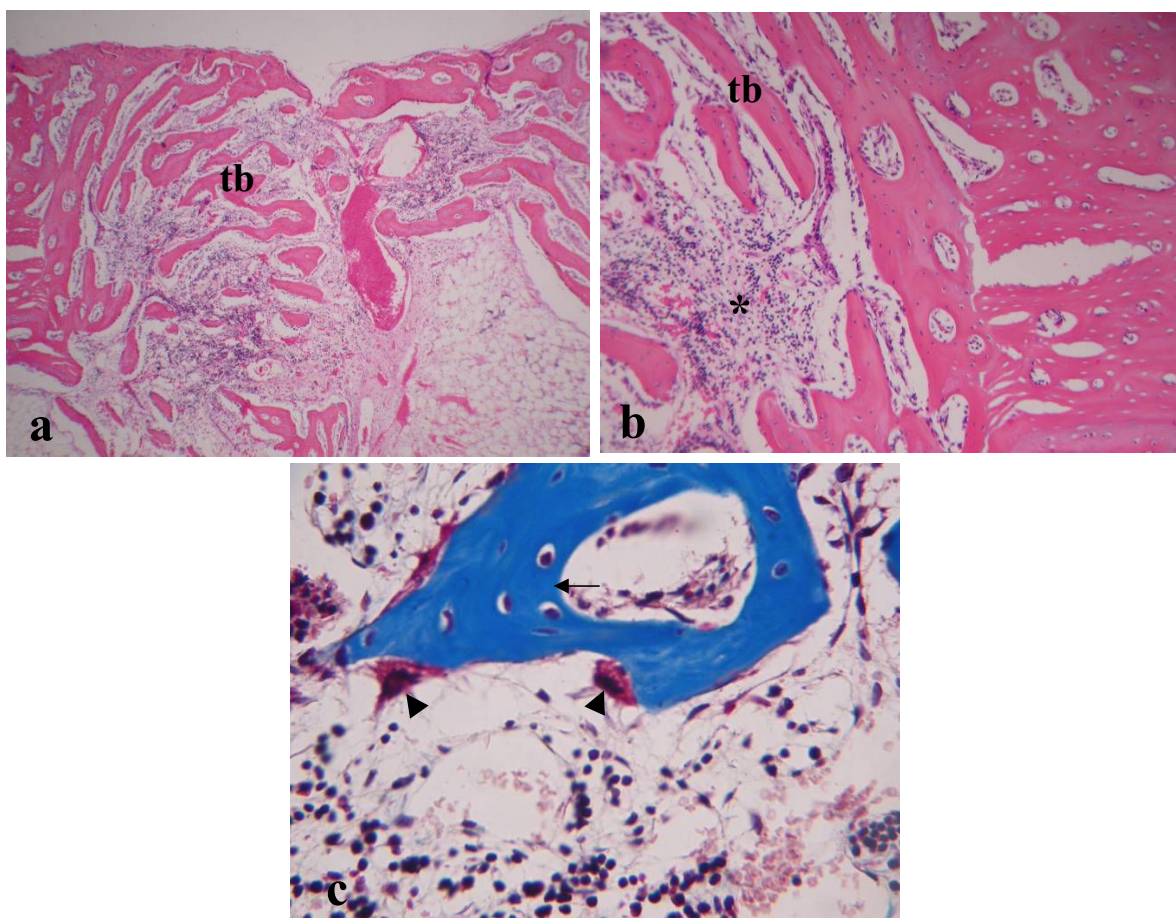


Figura 5 – Período 15 dias – Grupo Teste) Observam-se trabéculas ósseas (tb) em maturação preenchendo a área de defeito cortical da tíbia permeadas por moderado infiltrado inflamatório mononuclear (*) (a, b). Destaque da atividade osteoclástica (cabeças de seta) denotando processo de maturação óssea para deposição de osso lamelar (seta). (a – H.E.; aumento original ~ 10x; b - H.E.; aumento original ~ 20x; d – Tricrômico de Masson; aumento original ~ 40x)

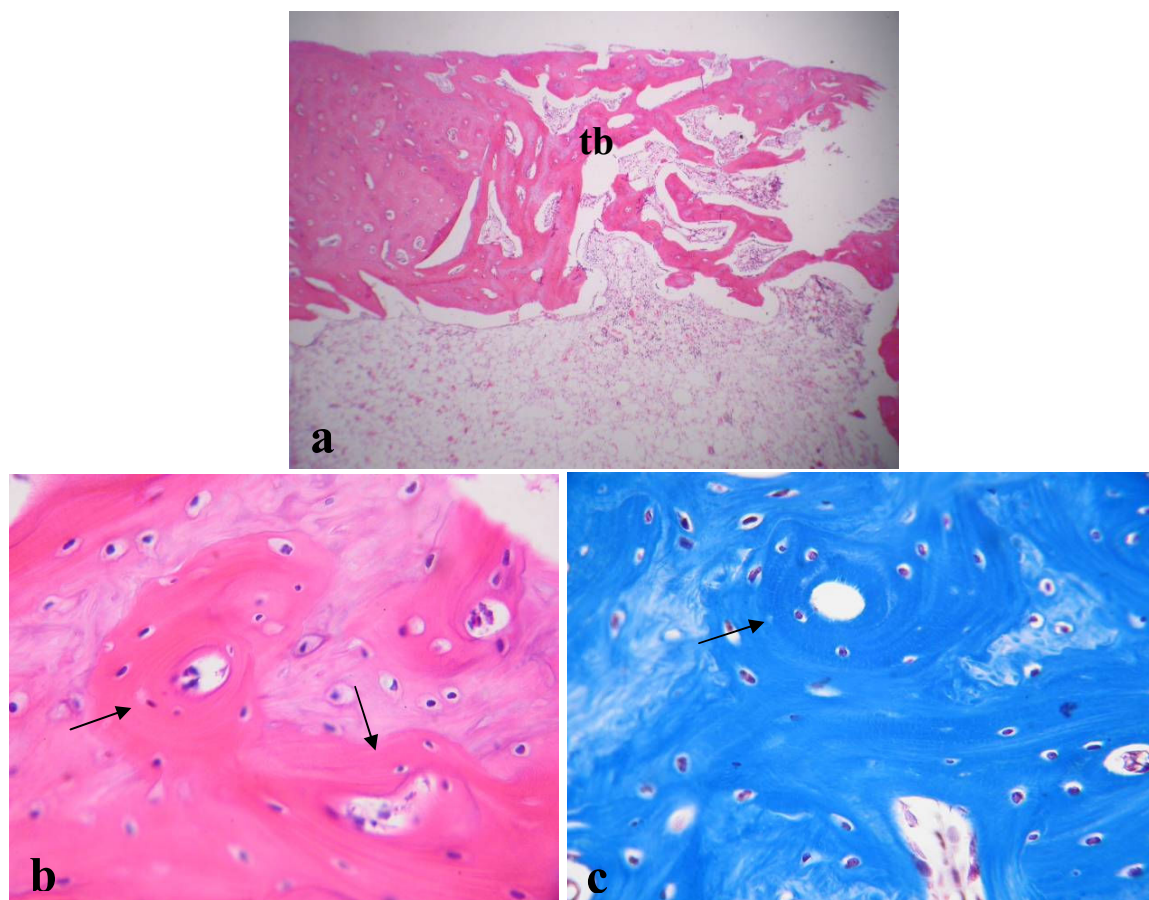


Figura 6 – Período 30 dias – Grupo Controle) Defeito preenchido predominantemente por trabéculas ósseas (tb) em maturação, se organizando em sistemas de Havers (setas) (a – H.E.; aumento original ~ 10x; b - H.E.; aumento original ~ 40x; d – Tricrômico de Masson; aumento original ~ 40x)

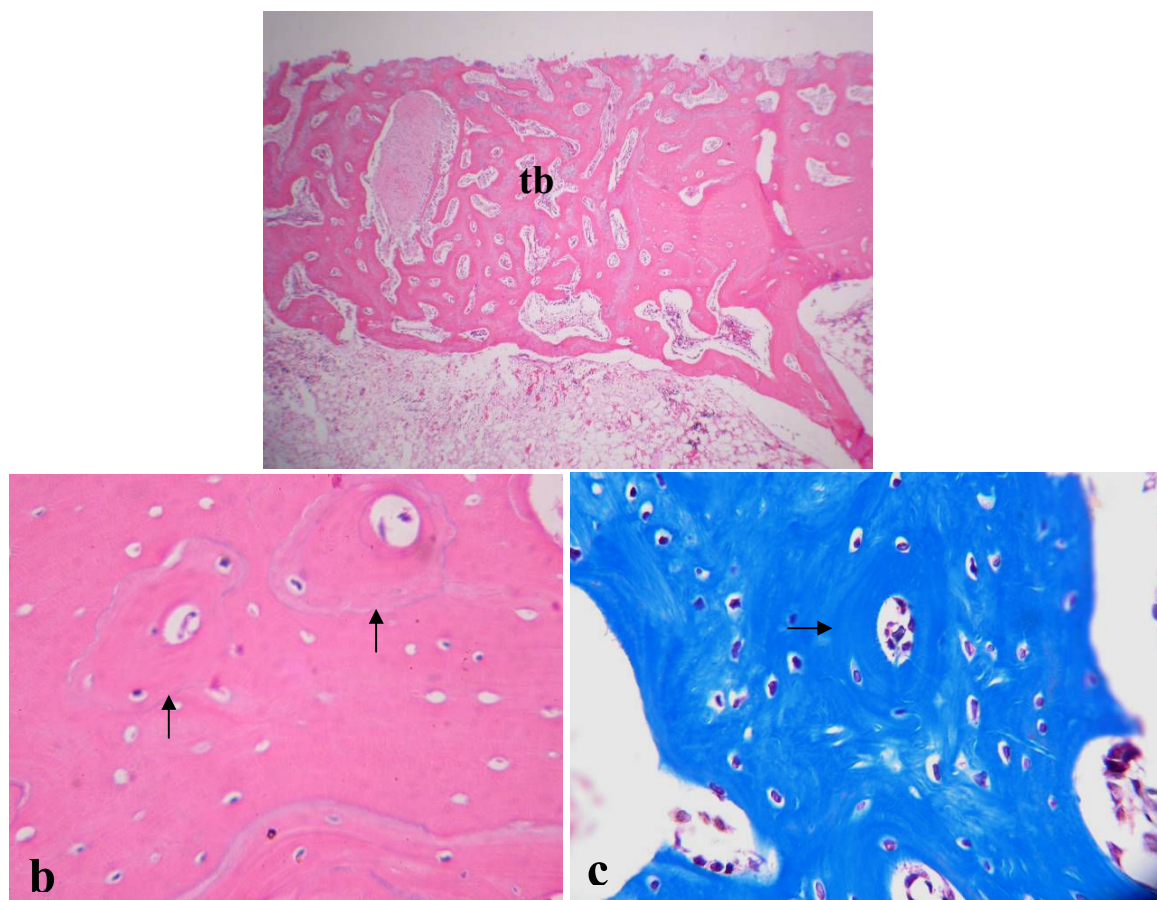


Figura 7 – Período 30 dias – Grupo Teste) Defeito preenchido predominantemente por trabéculas ósseas (tb) em maturação organizando sistemas de Havers (setas) (a – H.E.; aumento original ~ 10x; b - H.E.; aumento original ~ 40x; d – Tricrômico de Masson; aumento original ~ 40x)

8. Anexos

8.1. Anexo A – Normas da Revista para publicação de Artigos

Normas para publicação – Revista Implant News

Fonte: Implant News. Normas. Disponível em:

<http://www.implantnews.com.br/normas.asp>

8.2. Anexo B – Carta do Comitê de Ética

USC UNIVERSIDADE
SAGRADO
CORACÃO

PRPPG
Pró-reitoria
de Pesquisa e
Pós-graduação

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
Protocolo n.º 016/09

Título do Projeto:

EFEITOS DA OSTEOMIA PARA INSTALAÇÃO DE IMPLATES REALIZADA POR BROCAS COM DIFERENTES REVESTIMENTOS. ESTUDOS HISTOMORFOMÉTRICO EM TIBIAS DE COELHOS

Pesquisador (a) Responsável: LUIS EDUARDO MARQUES PADOVAN

Comitê de Ética:

O CEP analisou, baseado em parecer competente, o presente projeto e o considerou aprovado.

Data: 20/3/2009

Assinatura do Presidente:



Prof. Dr. Marcos da Cunha Lopes Virmond

**PROTOCOLO - COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - USC****Protocolo: 016/09****Pesquisador(a) responsável:** LUIS EDUARDO M. PADOVAN**Data da entrega:** 3/3/2009**Título do projeto:**

EFEITOS DA OSTEOMIA PARA INSTALAÇÃO DE IMPLATES REALIZADA POR BROCAS COM DIFERENTES REVESTIMENTOS. ESTUDOS HISTOMORFOMÉTRICO EM TÍBIAS DE COELHOS

Comitê de Ética em Pesquisa
Universidade do Sagrado Coração
R. Irmã Arminda, 10-50
17011-160 Bauru/SP
14 - 2107 7260/ 7112
edson.santos@usc.br
Recebido por: LUZENEIDE

Visto: 