**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**

BRUNO AIELLO BARBOSA

**Eficácia na remoção da necrose óssea térmica:
realizada por implantes osseointegráveis com câmaras coletoras**

**BAURU
2013**

BRUNO AIELLO BARBOSA

**Eficácia na remoção da necrose óssea térmica:
realizada por implantes osseointegráveis com câmaras coletoras**

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Patologia Bucal.

Orientador: Prof. Dr. Luis Antonio de Assis Taveira

**BAURU
2013**

Barbosa, Bruno Aiello
B234e Eficácia na remoção da necrose óssea térmica:
realizada por implantes osseointegráveis com câmaras
coletoras / Bruno Aiello Barbosa. -- Bauru, 2013.
120 p.: il; 30cm.

Tese (Doutorado) -- Faculdade de Odontologia de
Bauru.

Orientador: Prof. Dr. Luis Antonio de Assis Taveira

Autorizo exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a
reprodução total ou parcial desta tese, por processos
fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

BRUNO AIELLO BARBOSA

Nascimento	06/10/1982 Bebedouro/SP
Filiação	Elisabete Maria Aiello Barbosa Alexandre S. Barbosa Neto
2001 - 2005	Graduação em Odontologia pela Universidade Sagrado Coração de Bauru – SP
2006 - 2007	Curso de Aperfeiçoamento em Implantologia pela Universidade Sagrado Coração de Bauru – SP
2007 - 2009	Mestre em Odontologia, área de concentração em Patologia Bucal. Faculdade Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo. FOB – USP
2009 - 2013	Doutor em Odontologia, área de concentração em Patologia Bucal. Faculdade Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo. FOB – USP

DEDICATÓRIA

*Dedico este trabalho aos meus pais,
Alexandre e Elisabete*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus,

por minha vida e pelas oportunidades, as quais com coragem e empenho tenho conseguindo atingir meus objetivos. Fazendo-se presente em meus momentos de aflição.

Aos meus pais Alexandre e Elisabete,

pela oportunidade que me deram de viver. Pelo Amor incondicional, Confiança e Apoio nas horas que precisei. Pelos Carinhos e Sorrisos em todos os momentos, fáceis ou difíceis. Obrigado por serem meus Amados pais. Tenho muito orgulho de vocês!

À minha madrinha Cristina,

pela atenção de segunda mãe, sempre preocupada com o meu bem estar, sucesso pessoal e profissional. Juntamente com seu marido **Valdomiro**, uma pessoa excepcionalmente inteligente e carismática. Obrigado por estarem presentes em minha vida.

Aos meus irmãos Alexandre, Andréa e Eduardo,

pelo Amor e por tudo que vivemos juntos. Apesar de nossas diferenças de idade e distância, o carinho quando nos encontramos é imenso. Orgulho-me muito de todos vocês e sinto muita saudade! Obrigado por terem nos dado o **Matheus**, o **Gabriel** e a **Maria Eduarda**, meus queridos sobrinhos.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Luis Antônio de Assis Taveira**, pela competência e eficiência com que conduziu a orientação deste trabalho. Pelos momentos de confiança, amizade e descontração, tornando o departamento mais alegre.

Ao **Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone**, pelo exemplo profissional e pessoal. Sempre muito íntegro, correto, honesto e prudente. Qualidades admiráveis em um pai, professor e excelente avô do **Lucca**. Agradeço pelas opiniões valiosas durante a minha qualificação e por todo apoio para a realização deste trabalho. A você, toda admiração e respeito.

Aos professores da Disciplina de Patologia Bucal da Faculdade de Odontologia de Bauru, **Profa. Dra. Vanessa Soares Lara** e **Profa. Dra. Denise Tostes Oliveira**, pela transmissão de conhecimentos durante os cursos de graduação e pós-graduação.

À **Família Francischone**, que abriram as portas de sua casa e confiam muito em mim. **Ado, Ana, Aninha, Carlinhos, Fabrício, Priscila** e **Leda**, obrigado por serem um exemplo de família e amizade. Estes princípios para mim são muito importantes!

Aos amigos-irmãos “bastardos” **Carlos Eduardo Francischone Jr.** e **Ana Carolina Francischone**, pela Amizade, pelos anos de aprendizado e trabalho que realizamos juntos. Obrigado pela confiança, conselhos e apoio. Para mim, nossa amizade é algo muito valioso, tanto que nos chamamos de irmãos!

Ao meu eterno amigo **Netto**, pela pura Amizade que nos torna melhores, mais fortes e sempre lutando pelo mesmo objetivo. Obrigado pelos conselhos, pelo exemplo de vida e dedicação que é para mim. Abriu as portas da sua casa em São Paulo e a quantidade de coisas que aprendi neste período serão inesquecíveis. Você é um exemplo em muitas qualidades que admiro em pessoas com Princípios, tanto que todos nossos amigos dizem que você tem um coração grande. E eles estão certos!

Aos meus amigos de Araraquara, **Camile, Fábio, Filipe, Marcela, Natália, Rafael e Raquel**, pela eterna amizade. Acredito que Deus nos deixa escolher alguns irmãos e irmãs. Apesar da distância provocada por novos desafios da vida, nunca me esqueço do que passamos juntos. Obrigado pelos conselhos, pelas risadas e pela fidelidade. E que a **Maria Eduarda**, nossa primeira sobrinha postiça, venha nos proporcionar novos encontros.

Aos meus amigos que moram em São Paulo, **Bruno, Jamil, Marcelo, Raoni, Oghan, Henrique, Letícia, Isa, Gabi, Camila, Janinha, Jana, Maíra, Rafael, Cristina, Dona Ana** por serem minha companhia de momentos tão felizes, pelas lembranças que nunca poderei esquecer. Vocês serão sempre bem vindos em minha casa!

Aos meus amigos que moram em Bauru, **Luciano, Heloísa, Octávio, Ulisses, Márcio e Isa** pela companhia e por ser minha família aqui em Bauru. Todos possuem um espaço especial em minha vida. Contem comigo para tudo! Obrigado pelas risadas, viagens, café da manhã, almoço e jantar.

Aos amigos **Renato Savi e Ana Paula Rabello** pela amizade de muitos anos e por sempre me receberem de portas abertas em sua casa. Sempre me ensinam, pelo exemplo, de como a vida pode ser simples e muito feliz. Parabéns pela família que formaram e com certeza são um belo exemplo para a Ana Luiza e para o irmãozinho ou irmãzinha que vem vindo.

Ao meu grande amigo **Luís Fernando Bichuette** pela amizade verdadeira e por contribuir imensamente com minha carreira. Sempre muito dedicado aos amigos e à família. Um exemplo!

Aos colegas de trabalho da **Clínica Odontológica Dr. Francischone. Eliani, Néia, José Roberto, Juliana, Claudinéia, Pamela, Regiane, Adriane e Caie**. Com certeza o sucesso do nosso trabalho depende de vocês.

Às colegas de trabalho da **Clínica A1. Fernanda e Renata, Tatiana e Mariana**. Os sorrisos que proporcionamos às pessoas são fruto do árduo trabalho em grupo. Obrigado pelo carinho.

Às funcionárias da Patologia, pela manutenção da organização; **Cristina** pela solicitude, amizade, risadas e abraços gostosos. Agora que se tornou avó, ficou ainda mais especial. **Fatiminha**, amiga e companheira de laboratório que me apoiou em uma fase complexa de meu trabalho, além de ser uma mulher magnífica e um exemplo de vida. Obrigado por nossos momentos de convívio!

Ao funcionário da Microbiologia, **André Luis da Silva** pela atenção, dedicação, comprometimento e disponibilidade durante a confecção de soluções e lâminas microscópicas para o meu trabalho. Obrigado pela educação e pela responsabilidade.

Ao **Prof. Dr. Vinicius Carvalho Porto**, por permitir a utilização dos equipamentos do Centro Integrado de Pesquisa (CIP).

Ao **Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris**, pela colaboração na realização e interpretação das análises estatísticas.

À **Ana Amélia** da Papel e Arte que colaborou na organização deste trabalho. Organização, dedicação e responsabilidade profissional que nunca vi igual. Obrigado por ser tão presente no final da tese.

Muito Obrigado!

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

À Faculdade de Odontologia de Bauru – USP na pessoa do excelentíssimo Diretor, **Prof. Dr. José Carlos Pereira**.

À comissão de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru, na pessoa do Presidente, **Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti**.

Ao curso de pós-graduação em Patologia Bucal da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP, na pessoa da Coordenadora, **Profa. Dra. Denise Tostes Oliveira**.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior** (CAPES), pela concessão de minha bolsa de mestrado.

Ao **Programa de Apoio à Pós-graduação** (PROAP), pelo incentivo financeiro.

No Outono...

“No Outono, quando os frutos abandonam as árvores que lhes fizeram nascer, e jogam-se ao chão...

No Outono, quando as folhas verdes perdem o seu viço e param de alimentar, com seu metabolismo de néctar etéreo das radiações solares, a planta, e a abandonam...

No Outono, quando os pássaros migram para novas paragens, colocando o silêncio e a tristeza em torno das árvores que lhes acolheram durante as boas estações, somente para lhes ouvir o canto alegre e festivo, e sem mais nada pedir...

No Outono, quando a própria terra, que se beneficiou de sua sombra refrescante, torna-se seca e árida, negando alimentação...

No Outono, quando todos aqueles que a admiram e aproveitam sua beleza também a abandonam, a árvore mantém-se viva e serena. Não desanima e aguarda. Conhece a sua missão e não se desespera. Não odeia e nem se vinga. Sabe que à humilhação sobreviverá a exaltação, e, por isso, aguarda com soberba Coragem o Inverno que haverá de cobri-la com nuvens cinzentas e lamacentas de humilhação, numa tentativa final de destruí-la.

Mas, na sua seiva corre o Espírito do Eterno, e ela disso bem sabe, têm consciência. E, numa atitude passiva e resignada, entende a efemeridade dos tempos.

Então, passados estes, vê nascer em seu mais distante ramo um broto, como que lhe anunciando as recompensas por tamanha Coragem. É a Primavera que surge.

E, novamente, a terra volta a lhe dar alimento, as folhas retornam com seu verde de Esperança, os pássaros em seus galhos voltam a fazer morada, as flores e os frutos a lhe enfeitar e, finalmente as pessoas a lhe admirar. É a glória, conquanto que passageira, mas por demais nobre para ser desprezada.

Nas estações de Outono, saiba imitar a árvore.”

Dr. Celso Charuri

8 de abril de 1981

RESUMO

Durante a confecção do alvéolo, promove-se o aumento da temperatura da broca devido à fricção, aquecendo o tecido ósseo adjacente e seus componentes celulares, podendo provocar a *Necrose Óssea Térmica*. A necrose óssea térmica deteriora a porção orgânica do tecido ósseo (tanto matriz óssea como as células), bem como as células diferenciadas e indiferenciadas presentes na circulação sanguínea e medula óssea local. Alguns trabalhos demonstraram que o aquecimento ósseo acima de 47°C por 1 minuto provoca tal fenômeno. Atualmente existem variações na técnica de perfuração com objetivo de diminuir o grau de aquecimento e aumentar as taxas de sucesso dos tratamentos reabilitadores. Sabemos que nem todos os profissionais são cautelosos em utilizar materiais de qualidade e que mesmo os materiais com qualidade, após repetido uso, perdem a eficácia. Seria ideal que o implante osseointegrável “gerenciasse” a remoção destas áreas de necrose óssea térmica, independentemente da execução correta da técnica de perfuração e da qualidade das brocas. Com isso, garantiríamos que o tecido ósseo poderia se reparar ao redor dos implantes da melhor maneira possível. Neste trabalho avaliamos a eficácia de 3 modelos de implante com câmaras coletoras funcionais diferentes, em tecido ósseo de minipig. O implante com câmara coletora interna demonstrou-se 37,22% mais eficaz que o implante com câmaras externas e 3 arestas cortantes, quando os alvéolos eram confeccionados sem irrigação e com brocas desgastadas. O implante com câmaras coletoras externas e 4 arestas também demonstrou-se eficaz, porém manteve 83,75% das células viáveis enquanto que no grupo com câmaras internas este resultado foi de 91,39%.

Palavras-chave: Implante dentário osseointegrado. Osseointegração. Osteonecrose. Implante de titânio. Regeneração Óssea. Irrigação externa.

ABSTRACT

Removal effectiveness of thermal osteonecrosis: performed by osseointegrated implants with collecting chambers

The manufacture of the alveolus can increase the temperature of the drill due to friction heating the adjacent bone tissue and its cellular components, this phenomenon is known by thermal osteonecrosis. The thermal osteonecrosis deteriorates the organic portion of bone (bone matrix and cells), as well as undifferentiated and differentiated cells circulating in the blood and bone marrow. Some studies have demonstrated that bone heating above 47°C for 1 minute causes this phenomenon. Currently there are variations in drilling technique aiming to reduce the heating degree and increase the success rates of rehabilitation treatments. We know that not all professionals are cautious of using quality materials and even the materials with quality after repeated use, lose their effectiveness. Would be ideal that implants manages and removes these areas with thermal osteonecrosis, regardless of the technique of implementing the drilling and the quality of drills. With this, we ensure that bone tissue could possibly repair around implants in the best way. In this study we evaluated the efficacy of 3 implant models with different functional collecting chambers in minipig's bone tissue. The implant with internal collection chamber proved to be 37.22% more effective than the implant with external chambers and three sharp edges, when the alveolus were manufactured without irrigation and uncut drills. The implant with external collecting chambers and four sharp edges also showed an effective but 83.75% of the cells remained viable while in the group with internal chambers this result was 91.39%.

Keywords: Osseointegrated dental implants. Osseointegration. Osteonecrosis. Titanium implants. Bone regeneration. External irrigation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 -	Tecido ósseo de rato. Demonstra-se a interligação entre os osteócitos, nas quais o sistema lacunocanicular (SLC) conduz a mecano-transmissão das informações biológicas entre as células.....	33
Figura 2.2 -	Imagem à esquerda mostra o tecido ósseo justaposto à superfície do implante (microscopia eletrônica). À direita observa-se, por microscopia óptica, células aderidas à superfície do implante. Nota-se íntima ligação entre a matriz óssea e os óxidos superficiais de titânio.....	37
Figura 2.3 -	Broca utilizada em cirurgias para implantes. Esquema para identificar as regiões que compõem o design da broca	45
Figura 2.4 -	Desenho demonstrando as variações nos ângulos de torção e na quantidade de espiras em diferentes designs de brocas	46
Figura 4.1 -	Implante cilíndrico com terço apical cônico contendo câmara coletora funcional interna (P-I Brånemark Philosophy, Bauru – Brasil). Imagens cedidas pelo fabricante	61
Figura 4.2 -	Implante cilíndrico com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 4 arestas	62
Figura 4.3 -	Implante cilíndrico com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 3 arestas	63
Figura 4.4 -	A: Punção de anestésico local subcutâneo cloridrato de mepivacaína 2% e epinefrina 1:100.000 (Mepiadre - DFL, Brasil); B: Incisão cutânea com lâmina 15.....	64
Figura 4.5 -	Divulsão dos tecidos subcutâneos, musculares e incisão do periósteo para acesso ao tecido ósseo.....	64

Figura 4.6 -	Protocolo de brocas para confecção dos alvéolos para instalação dos 3 tipos de implante deste estudo. A velocidade das brocas esférica e cilíndrica de 2,0mm foi de 1.500rpm. Para as brocas piloto e cilíndrica de 3,0mm foi de 1.000rpm. Já para a instalação dos implantes utilizou-se 20rpm.....	65
Figura 4.7 -	Início das perfurações com a broca esférica a 1.500rpm	66
Figura 4.8 -	Em sequência a broca esférica, inicia-se a perfuração com broca cilíndrica de 2,0 milímetros de diâmetro (A) , aprofundando-se até a marcação de 13 milímetros (B) . 1.500rpm.....	67
Figura 4.9 -	Perfuração com a broca piloto, confeccionando-se o guia de transição da broca de 2,0mm para a broca de 3,0mm de diâmetro. 1.000rpm.....	67
Figura 4.10 -	Finalização das perfurações com a broca de 3,0mm de diâmetro (A) , aprofundando-se até 13mm (B) . 1.000rpm	68
Figura 4.11 -	Instalação do implante contendo a câmara coletora funcional interna (P-I Brånemark Philosophy) com auxílio do motor até o limite de 50N/cm. 20rpm	68
Figura 4.12 -	Atingindo-se o limite de 50N/cm do motor, termina-se a instalação com auxílio de uma catraca manual (A) até que a plataforma do implante fique no nível ósseo (B)	69
Figura 4.13 -	Após a instalação do 1º implante, inicia-se a mesma sequência de perfuração do alvéolo com 1cm de distância lateralmente aos outros alvéolos (A) . Após confecção completa do alvéolo, instala-se o implante com câmaras coletoras externas e 4 arestas cortantes na região apical (B) .	69
Figura 4.14 -	A instalação do 2º implante foi realizada da mesma maneira do 1º implante, finalizando-se a inserção até que a plataforma alcançasse o nível ósseo	70

Figura 4.15 -	Após a instalação do 1º e 2º implante, inicia-se a mesma sequência de perfuração do alvéolo no mínimo 1cm de distância lateralmente ao último alvéolo (A) . Após confecção completa do alvéolo, instala-se o implante com câmaras coletoras externas e 3 arestas cortantes na região apical (B) . Todos os implantes foram instalados a nível ósseo.....	70
Figura 4.16 -	Imediatamente após a remoção dos implantes dos alvéolos (A e B) , demonstrando-se a eficácia das câmaras coletoras funcionais internas e externas. O material que ficou aprisionado na região apical foi analisado por microscopia óptica para observar-se a qualidade óssea removida.....	71
Figura 4.17 -	Alvéolos imediatamente após a remoção dos implantes de cada grupo.....	72
Figura 4.18 -	Utilização da broca trefina de 8mm de diâmetro sob irrigação constante para posterior processamento histotécnico e confecção das lâminas histológicas.....	72
Figura 4.19 -	Esquema do cilindro removido com auxílio da broca trefina. Observa-se ao centro a perfuração realizada pelas brocas do kit para implantes osseointegráveis. A linha tracejada em vermelho representa o corte do bloco ao meio após a desmineralização	74
Figura 4.20 -	Demonstração da seleção dos 10 campos para contagem das células, sendo 4 campos no início da perfuração (lado esquerdo) e 4 campos imediatamente após o término da medula óssea. A porção do tecido ósseo selecionada corresponde à parte interna, onde ocorreram as perfurações pelas brocas. (HE. 4X).....	77
Figura 4.21 -	Campo com requisito para ser excluído e substituído durante a contagem. Neste caso verifica-se a presença de grandes vasos sanguíneos (setas). (HE. 20X)	78

Figura 4.22 -	Campo com requisitos para ser excluído e substituído durante a contagem. Neste caso verifica-se a presença de rasgo no corte. (•) e ausência de estrutura do bloco (seta). (HE. 20X).....	78
Figura 4.23 -	Lacunas contendo osteócitos normais. Observa-se a proporção entre lacuna e osteócito, como aspecto de normalidade. (HE. 100X)	80
Figura 4.24 -	Osteócitos com núcleo picnótico. Observa-se a proporção entre lacuna e osteócito com aspecto reduzido, e polarização celular. (HE. 100X).....	80
Figura 4.25 -	Lacunas sem osteócito. Verifica-se a ausência do osteócito no interior das lacunas. (HE. 40X)	80
Figura 4.26 -	Sala com os equipamentos para aquisição e análise de imagens. Departamento de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP	81
Figura 5.1 -	Grupo 1: Após a remoção da camada superficial do tecido ósseo pelas câmaras coletoras funcionais internas verifica-se o predomínio de osteócitos normais e neste caso quase sem lacunas vazias, demonstrando a viabilidade do tecido ósseo. (HE. 40X)	87
Figura 5.2 -	Grupo 3: Após a remoção da camada superficial do tecido ósseo pelas 3 arestas das câmaras coletoras externas verifica-se o predomínio de áreas compatíveis com necrose óssea térmica. Observa-se nas duas imagens alteração da coloração do tecido devido à queima friccional da região e grande quantidade de lacunas vazias. (HE. 40X)	90
Figura 5.3 -	Nota-se perda de fluídos e condensação das células, principalmente das hemácias. Além da alteração vascular, onde as células endoteliais encontram-se distanciadas pela perda de líquido e proteínas após o aquecimento. (HE. 100X) .	91

Figura 5.4 -	A: Nota-se que a perfuração com irrigação externa e broca nova permite a manutenção viável do tecido ósseo, com células normais e sem padrão de necrose óssea térmica. (HE. 40X); B: Fresagem realizada com broca desgastada e sem irrigação. O tecido ósseo assume perfil de inviabilidade, praticamente sem osteócitos apenas com lacunas vazias, e com padrão de necrose óssea térmica confirmada pelas características presentes nos vasos sanguíneos e na medula óssea. (HE. 40X).....	92
Figura 5.5 -	Broca nova. A: Notamos uma imagem lateral que evidencia as arestas cortantes, sem nenhum desgaste (35X); B: Imagem mais aproximada demonstrando detalhes do preparo da broca onde verificamos pequenos fragmentos de limalha metálica e arestas levemente arredondadas (200X); C: Nesta imagem apical podemos visualizar que a broca possui 3 estrias com termino em ângulo apical agudo, além da qualidade na usinagem do metal de confecção da broca (35X ampliada)	93
Figura 5.6 -	Broca após 20 perfurações. A: Notamos uma imagem lateral com as arestas arredondadas característico de brocas desgastadas (35X); B-C: Imagem da região apical, evidencia-se o desgaste do metal da broca com arredondamento dos ângulos das estrias e irregularidade da superfície de corte (200X e 35X).....	94
Figura 5.7 -	Ápice com fragmentos removidos dos alvéolos. Estes fragmentos foram removidos e analisados por microscopia óptica	96
Figura 5.8 -	Fragmentos ósseos removidos dos ápices dos implantes nos grupos com fresagem dos alvéolos sem irrigação com brocas desgastadas. Nota-se na região central espícula óssea com lacunas vazias, sem padrões de viabilidade tecidual. Ao redor, evidenciam-se fragmentos compatíveis com necrose óssea térmica	96

Figura 6.1 - Bone Manager®: Este dispositivo idealizado e desenvolvido por nossa equipe, ainda está em testes laboratoriais. Capaz de remover, preparar e gerenciar a primeira camada óssea do alvéolo que receberá o implante. Tem a finalidade de limpar e adaptar o alvéolo a qualquer tipo de implante e marca comercial

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 5.1 - Grupo 1:** Implantes com câmara coletora funcional interna. Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos levando em consideração o desgaste nas brocas, a presença e ausência da irrigação externa..... **86**
- Gráfico 5.2 - Grupo 2:** Implantes com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 4 arestas. Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos levando em consideração o desgaste nas brocas, a presença e ausência da irrigação externa..... **88**
- Gráfico 5.3 - Grupo 3:** Implantes com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 3 arestas. Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos levando em consideração o desgaste nas brocas, a presença e ausência da irrigação externa..... **89**
- Gráfico 5.4 - Grupo 4:** Grupo controle. Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos levando em consideração o desgaste nas brocas, a presença e ausência da irrigação externa..... **92**

LISTA DE QUADROS

Quadro 2.1 -	Relação dos principais parâmetros observados no aumento da temperatura durante a confecção de um alvéolo cirúrgico	44
Quadro 4.1 -	Medidas e dimensões das principais estruturas do implante cilíndrico com terço apical cônico contendo câmara coletora funcional interna (P-I Brånemark Philosophy, Bauru – Brasil). Informações fornecidas pelo fabricante	62

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 -	Resultados em porcentagens de células encontradas no Grupo 1, no qual foram utilizados implantes com câmaras coletoras funcionais internas	85
Tabela 5.2 -	Resultados em porcentagens de células encontradas no Grupo 2, no qual foram utilizados implantes com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 4 arestas.....	87
Tabela 5.3 -	Resultados em porcentagens de células encontradas no Grupo 3, no qual foram utilizados implantes com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 3 arestas.....	89
Tabela 5.4 -	Resultados em porcentagens de células encontradas no Grupo 4, no qual apenas realizaram-se as perfurações para controle	91

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	25
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	29
2.1	O TECIDO ÓSSEO.....	31
2.2	O REPARO ÓSSEO E A OSSEOINTEGRAÇÃO	35
2.3	A NECROSE ÓSSEA TÉRMICA	39
3	PROPOSIÇÃO	53
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	57
4.1	MODELO ANIMAL.....	59
4.2	OS IMPLANTES	61
4.3	AMOSTRA.....	63
4.4	PROTOCOLO DE PERFURAÇÃO	65
4.5	PROCEDIMENTOS HISTOTÉCNICOS PARA PREPARO DAS LÂMINAS HISTOLÓGICAS	72
4.6	CONTAGEM DAS CÉLULAS	76
4.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA	81
4.8	AQUISIÇÃO DAS FOTOMICROGRAFIAS.....	81
5	RESULTADOS	83
5.1	IMPLANTES COM CÂMARA COLETORA INTERNA (GRUPO 1).....	85
5.2	IMPLANTES COM CÂMARAS COLETORAS EXTERNAS EM 4 ARESTAS (GRUPO 2)	87
5.3	IMPLANTES COM CÂMARAS COLETORAS EXTERNAS COM ÁPICE CORTANTE EM 3 ARESTAS (GRUPO 3)	89
5.4	GRUPO CONTROLE (GRUPO 4)	91
5.5	AVALIAÇÃO DO DESGASTE DAS BROCAS	93
5.6	MATERIAL ENCONTRADO NA CÂMARA COLETORA FUNCIONAL INTERNA E NOS ÁPICES CORTANTES COM 3 E 4 ARESTAS DOS IMPLANTES COM CÂMARAS EXTERNAS	95
6	DISCUSSÃO	97
6.1	AMOSTRA.....	99
6.2	METODOLOGIA.....	100
6.3	RESULTADOS OBTIDOS	102

6.4	APLICAÇÕES CLÍNICAS	104
6.5	BONE MANAGER®	104
7	CONCLUSÕES	107
	REFERÊNCIAS	111

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O processo de reparação e regeneração é a resposta dos tecidos vivos a qualquer 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 um tecido de granulação, como por exemplo: o tecido ósseo e outros tecidos conjuntivos.

Após a descoberta de Per-Ingvar Brånemark abriu-se caminho para novos estudos utilizando este material. Novas técnicas de reabilitação surgiram utilizando-se das fixações de titânio, como por exemplo: próteses totais ou unitárias fixadas por implante dentário e próteses faciais - oculares, auriculares, labiais e nasais (ALBREKTSSON et al., 1981).

A implantologia cresceu como especialidade da odontologia devido ao sucesso da técnica à demanda crescente da reabilitação protética. A reabilitação de pacientes desdentados, totais ou parciais tornou-se mais uma opção de tratamento com prognóstico altamente previsível e favorável (BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1987; FRANCISCHONE, 2010).

Durante a confecção do alvéolo, promove-se o aumento da temperatura da broca devido à fricção, aquecendo o tecido ósseo adjacente e seus componentes celulares, podendo provocar a *Necrose Óssea Térmica*. A necrose óssea térmica deteriora a porção orgânica do tecido ósseo (tanto matriz óssea como as células), bem como as células diferenciadas e indiferenciadas presentes na circulação sanguínea e medula óssea local. Além disto, pode acometer uma pequena parte cortical ou comprometer todo alvéolo cirúrgico (ALBREKTSSON, 1985), incluindo tecidos moles adjacentes. Alguns trabalhos demonstraram que o aquecimento ósseo acima de 47°C por 1 minuto provoca tal fenômeno (BONFIELD; LI, 1968; LUNDSKOG, 1972; ERIKSSON; ALBREKTSSON, 1983).

Atualmente existem variações na técnica de perfuração com objetivo de diminuir o grau de aquecimento e aumentar as taxas de sucesso dos tratamentos reabilitadores. Pesquisas em busca da técnica mais adequada são direcionadas variando: forma e diâmetro das fresas (CORDIOLI; MAJAZOUB, 1997; HARRIS; KOHLES, 2001), força de perfuração (BRISMAN, 1996; ABOUZGIA; JAMES, 1997;

BACHUS; RONDINA; HUTCHINSON, 2000), velocidade de rotação (BRISMAN, 1996; IYER; WEISS; MEHTA, 1997; SHARAWY et al., 2002) e irrigação (LAVELL; WEDGWOOD, 1980; ERIKSSON; ALBREKTSSON; ALBREKTSSON, 1984; BENINGTON et al., 2002).

Após revisão destes parâmetros verificou-se que as menores taxas de necrose óssea térmica ocorrem quando realizam-se as perfurações graduando o diâmetro do alvéolo, iniciando por diâmetro de broca reduzido até atingir o diâmetro final; e quando realiza-se irrigação constante da fresa com solução fisiológica.

Com o crescimento de especialistas em Implantologia, sabe-se que nem todos os profissionais utilizam materiais de primeira linha, com testes e garantia sobre a qualidade do produto. Além disso, o aquecimento friccional do tecido ósseo pode ser provocado durante a execução incorreta da técnica de perfuração, mesmo utilizando materiais novos com excelente qualidade.

Seria ideal que o implante osseointegrável “gerenciasse” a remoção destas áreas de necrose óssea térmica, independentemente da execução correta da técnica de perfuração e da qualidade das brocas. Com isso, garantiríamos que o tecido ósseo poderia se reparar ao redor dos implantes da melhor maneira possível.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 O TECIDO ÓSSEO

A capacidade de reparação e regeneração das lesões causadas por traumatismos em suas estruturas orgânicas é inerente ao ser vivo. É devido a esta capacidade de reparação e regeneração que podemos fazer uso da terapêutica cirúrgica. Fato este que justifica a importância de buscar novas informações que acompanhem a reparação óssea (GREGORI, 1988).

Microestruturalmente, o osso pode ser categorizado em três componentes: células, matriz orgânica e matriz inorgânica. Estes componentes integram-se em duas macroestruturas: osso cortical e osso medular (BRASILEIRO FILHO, 2011).

As células encontradas no tecido ósseo são: osteoblastos, osteócitos e osteoclastos, sendo os dois primeiros tipos celulares derivados das células mesênquimais denominadas células osteoprogenitoras. Os osteoblastos são responsáveis pela síntese e secreção do componente orgânico da matriz extracelular e iniciam o processo de mineralização. Os osteócitos se situam em cavidades chamadas osteoplastos e desempenham um importante papel no controle dos níveis plasmáticos de cálcio e fósforo. Já os osteoclastos, são células gigantes multinucleadas que estão relacionadas com a reabsorção do tecido ósseo e participam do processo de remodelação dos ossos. São derivadas de uma célula precursora granulócito-macrófago localizada na medula hematopoiética (ROSEMBERG, 1996).

Do ponto de vista bioquímico, o osso é definido como uma mistura de matriz orgânica (35%) e elementos inorgânicos (65%). O principal componente inorgânico é a hidroxiapatita de cálcio $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$, mineral que confere a força e a dureza ao osso e se constitui no reservatório de 99% de todo o cálcio, 80% de todo o fósforo e 65% do sódio e magnésio do organismo. O componente orgânico representado principalmente pelo colágeno tipo I (90%), e substâncias não colágenas (10%), como proteínas morfogenéticas do osso (BMPs), proteoglicanas e glicoproteínas como osteocalcina, osteonectina e osteopontina (ROSEMBERG, 1996).

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

O osso vivo e intacto, usualmente, responde às agressões físicas e químicas alterando os níveis de osso formado e osso reabsorvido. Deste modo, frente a uma agressão, tanto seu volume como a distribuição celular microscópica tornam-se alteradas. A resposta óssea frente a estímulos agressivos pode gerar alterações em seus componentes estruturais em todos os tipos celulares (osteoblastos, osteoclastos, osteócitos). Estas alterações podem seguir dois caminhos: o *reparo* ósseo, corrigindo os defeitos provocados através da reconstrução da arquitetura pré-existente; e a *necrose*, que significa a morte do tecido (parcialmente ou totalmente).

Diferentemente do que encontrávamos na literatura na década de 70, onde as células que comandavam a manutenção da viabilidade do tecido ósseo eram os osteoblastos e os osteoclastos; atualmente trabalhos científicos ressaltam as funções e a importância dos osteócitos.

Os osteócitos são as células mais abundantes encontradas no osso maduro, e enfatizamos sua capacidade de mecano-transmissão, ou seja, modulação das atividades associadas à remodelação e ao *turnover* ósseo. Além disso, ressaltamos a importância da viabilidade dos osteócitos na manutenção deste tecido, sendo que estes comandam, onde e quando os osteoblastos e osteoclastos devem agir nos casos de reparo normal (KNOTHE TATE et al., 2004).

Os *Osteócitos* são derivados de células osteoprogenitoras ou osteoblastos ativos, que sintetizam o osteóide (Os) - matriz desmineralizada de osso, composta por colágeno e componentes orgânicos. Uma fração dos osteoblastos ativos incorporam-se com uma camada fina de matriz óssea e ficam cobertas tornando-se osteócitos em espaços denominados lacunas ou osteoplastos (DUDLEY; SPIRO, 1961; BAUD, 1968; PALUMBO, 1986; KNOTHE TATE et al., 2004).

No osso maduro, o corpo dos osteócitos (Figura 2.1) possui lacunas e canais que se inter-relacionam e se comunicam; sistema conhecido como lacunocanalicular (SLC). Este sistema conduz um tráfego de trocas metabólicas e compõe-se de células interconectadas por múltiplos processos celulares conhecidos como *gaps juncionais* (BAUD, 1968; DOTY, 1981; KNOTHE TATE et al., 2004). O ciclo de vida para a autotransformação de um osteoblasto em um osteócito leva em torno de três dias, período suficiente para a célula produzir volume suficiente de matriz extracelular. Ao nascimento de um osteócito, este reduz o seu volume em 30% e após a maturação em 70%, comparado a um osteoblasto original (PALUMBO, 1986). Os osteócitos possuem vida média de 25 anos, entretanto esta expectativa pode ser altamente variável (MAROTTI et al., 1990).

Fonte: KNOTHE TATE et al., 2004.

Figura 2.1 - Tecido ósseo de rato. Demonstra-se a interligação entre os osteócitos, nas quais o sistema lacunocanalicular (SLC) conduz a mecano-transmissão das informações biológicas entre as células

O tecido ósseo é um ambiente dinâmico, onde adaptações funcionais são necessárias para a vitalidade do tecido e do organismo. A homeostasia deste tecido depende da habilidade das células ósseas reconhecer e responder a estímulos mecânicos e químicos; processo referido anteriormente como mecano-transmissão. A atividade de remodelação é coordenada pelos osteócitos e executada pelos osteoblastos e osteoclastos. A manutenção da matriz óssea está diretamente envolvida com os osteócitos e a morte destes é seguida pela reabsorção da matriz (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004). A transmissão de sinais mecânicos ao citoesqueleto do osteócito ocorre via receptores, presentes na superfície celular e

ocorrem diretamente através da estrutura sólida do tecido, bem como indiretamente via pressão e movimento de fluido dentro dos canalículos.

Quando os osteócitos perdem viabilidade, seu tamanho e forma nuclear sofrem alterações. Podem assumir a forma de núcleo remanescente picnótico (na fase de transição, o que normalmente segue para a apoptose) e sua lacuna pode permanecer por algum tempo vazia, demonstrando total inviabilidade celular e tecidual da região. Após a inviabilidade do osteócito, inicia-se um ciclo de remodelação, removendo-se as células ósseas nas proximidades afetadas, componentes minerais, fibras colágenas, células neurais e as lacunas (osteoplastos) começam ser mineralizadas e preenchidas, e no processo de reparo final formam-se novas lacunas contendo osteócitos normais. Ressalta-se que sempre ocorrerá perda óssea nesta região e o volume de perda dependerá da extensão e qualidade do trauma provocado (FROST, 1960; CURREY, 1964; FRANSSEN et al., 2008).

Verifica-se a dificuldade nas pesquisas em quantificar e qualificar a inviabilidade óssea microscopicamente. Técnicas, métodos diretos e indiretos para investigar a viabilidade do tecido ósseo são realizados e publicados em todo mundo. Dos métodos diretos cita-se, principalmente, a observação da circulação sanguínea através de micro-câmeras de titânio instaladas diretamente na medula óssea (ERIKSSON et al., 1982; ERIKSSON; ALBREKTSSON, 1983). Entre os métodos indiretos encontram-se estudos microscópicos histológicos (morfologia celular) (KENZORA et al., 1978; FRANSSEN et al., 2008; BARBOSA; TAVEIRA, 2009; BARBOSA et al., 2009) e testes histoquímicos observando-se a desnaturação da fosfatase alcalina destes tecidos (LUNDSKOG, 1972).

O termo necrose refere-se a um estado de morte celular em um determinado tecido/órgão ou parte dele, causada por agressões nas células, irreversíveis e sem origem genética (apoptose). Tais agressões podem ser de origem química, biológica (bactérias, fungos e vírus) ou física (calor ou frio). Baseando-se neste contexto, Kenzora et al. (1978) e mais atualmente Franssen et al. (2008); Barbosa et al. (2009) descreveram as características da morfologia celular e tecidual para avaliar a viabilidade e a existência de necrose óssea.

A viabilidade dos osteócitos tem sido atribuída histologicamente por microscopia óptica de luz, baseando-se principalmente que estas células ou seus elementos celulares podem ser vistos na lacuna (osteoplasto). Quando observamos

as lacunas vazias podemos interpretar, baseando-se nos estudos citados acima, que os osteócitos tornaram-se inviáveis e após lise celular seus componentes foram removidos.

2.2 O REPARO ÓSSEO E A OSSEOINTEGRAÇÃO

O processo de reparação e regeneração é a resposta dos tecidos vivos a qualquer 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 um tecido de granulação, como por exemplo: o tecido ósseo e outros tecidos conjuntivos. A Regeneração indica recuperação tecidual à custa dos remanescentes celulares, sem formação de tecido de granulação, como por exemplo: nervos periféricos, vísceras e epitélios.

As perfurações realizadas durante a confecção de um alvéolo cirúrgico para implantes osseointegráveis, cirurgias ortopédicas para fixação de parafusos e placas provocam a descontinuidade do tecido ósseo. Em primeiro instante, o rompimento de vasos sanguíneos, faz com que o organismo derrame sangue no local formando um coágulo para preencher as áreas a serem reparadas (WALTER, 1976). No mesmo instante em que ocorre a incisão dos tecidos moles e a perfuração do tecido ósseo, os mastócitos presentes na região encontram proteínas livres derivadas da agressão, liberando mediadores como a histamina. A histamina, neuropeptídeos e outros mediadores liberados após a intervenção cirúrgica, aumentam a circulação sanguínea local e promovem o aumento na permeabilidade vascular, iniciando-se um processo inflamatório agudo. Aproximadamente nos 90 minutos iniciais ocorre a exsudação de líquidos dos vasos; seguido pela saída de células inflamatórias (predominantemente neutrófilos) que perduram agindo localmente e defendendo o organismo por 72 horas na tentativa de combater algum agente agressor (HUNT et al, 1984; BERT; MISSIKA, 1994).

Dependendo do tipo de material inserido no tecido ósseo poderá acarretar no reparo normal, na formação de um granuloma tipo corpo estranho ou granuloma imunogênico. Nas cirurgias de implantes osseointegráveis, o parafuso de titânio estéril é classificado como um corpo inerte, pois este metal não promove resposta imunológica, muito menos resposta tipo corpo estranho. Tais respostas inflamatórias

granulomatosas só podem ser descartadas, desde que a cirurgia seja realizada em ambiente asséptico e livre de materiais que possam gerar respostas tipo corpo estranho, como no caso da sílica presente em algumas luvas cirúrgicas.

Após 72 horas da instalação dos implantes, aproximadamente, os macrófagos atingem a região auxiliando e complementando a resposta inflamatória, contudo sem que ocorra alguma interação entre estas células e o titânio. Com isso, o tecido ósseo começa a se organizar para formar o tecido de granulação e seguir o processo de reparo habitual.

O tecido de granulação é formado pela proliferação e migração de elementos sanguíneos e celulares oriundos principalmente do osso medular adjacente (HARRISON; JUROSKY, 1992). O perióstio e o endóstio também fornecem esses elementos (BOYNE, 1997).

No período de cinco a dez dias, a presença de células mesenquimais indiferenciadas é grande e aparecem os osteoblastos. O tecido de granulação torna-se pronto nesta fase, e já não se observa o coágulo, ou seja, todo substrato (rede de fibrina, plaquetas e remanescentes celulares) que serviu de veículo para o processo, foi substituído pelo tecido de granulação (LANG; BECKER; KARRING, 1997).

Na fase seguinte (7 a 10 dias), o tecido de granulação transforma-se em tecido osteóide, no qual os osteoblastos formam fibras colágenas e osteomucina, embutindo-se nesta estrutura. Mais uma vez, ressalta-se que micro-movimentos, nutrição sanguínea deficiente, contaminação bacteriana, viral, fúngica e/ou presença de corpo estranho podem impedir a diferenciação das células mesenquimais em osteoblastos, alterando e até anulando o processo de reparo. Juntamente neste processo de reparo, osteoclastos invadem o alvéolo cirúrgico para remover espículas e esquirolas ósseas, além de auxiliar na remodelação óssea adjacente.

Após o 10º dia (período de osteólise-osteogênese), o pH local assume um estágio alcalino, iniciando-se o processo de mineralização do osteóide (SCHENK, 1987). Nesta fase, nas regiões adjacentes ao implante osseointegrável, ocorre remoção da zona necrótica através da substituição progressiva do osso pré-existente por osso neoformado, em uma ação conjunta osteoclasto/osteoblasto por meio das unidades multicelulares básicas (BMU). No osso compacto, a velocidade média é de 50µm/dia e ocorre em torno de um vaso sanguíneo, com uma área anterior de reabsorção (cone de reabsorção) e uma posterior de neoformação (cone de osteogênese) (SCHENK, 1994).

Em seguida ao estágio alcalino e o início da mineralização, o osteóide transforma-se em osso primário. Os osteoblastos produzem fosfatase alcalina provocando saturação do fosfato devido ao efeito desta enzima sobre as fosfato-hexoses. Simultaneamente, a reabsorção das espículas ósseas produz supersaturação local de íons de cálcio (WALTER, 1981). Esses minerais são componentes naturais do osso e apresentam-se em grande quantidade na periferia da região a ser reparada.

Entre 21 e 28 dias da cirurgia, a organização vascular se completa, iniciando-se um processo de diminuição da vascularização e formação de osso fibrilar. O osso fibrilar é invadido por osteoclastos, repetindo a sequência da substituição progressiva. À medida que o osso é reabsorvido, os osteoblastos depositam osteóide, que posteriormente sofre mineralização e transformação em osso maduro. Neste período, a interação entre os óxidos superficiais de titânio e o osso neoformado torna-se presente, iniciando a osseointegração propriamente dita.

Passados 40 dias, observa-se íntima ligação entre o tecido vivo e o material inerte (Figura 2.2), necessitando apenas de remodelação óssea para adaptação às cargas mastigatórias (DAVIES, 2005).

Fonte: DAVIES, 2005.

Figura 2.2 - Imagem à esquerda mostra o tecido ósseo justaposto à superfície do implante (microscopia eletrônica). À direita observa-se, por microscopia óptica, células aderidas à superfície do implante. Nota-se íntima ligação entre a matriz óssea e os óxidos superficiais de titânio

Brånemark et al. (1977) criaram o termo osseointegração e este contato íntimo entre o osso e os óxidos superficiais de titânio depende do mecanismo de reparo que envolve os processos biológicos, descritos no capítulo anterior desta revisão. Entre as etapas da osseointegração, a quimiotaxia e o recrutamento celular são de crucial importância para que todo este processo ocorra. Muitas pesquisas são realizadas no intuito de modificar este mecanismo, na tentativa de acelerar o reparo e aumentar a osseointegração, mas ainda sem algo definido.

Após a descoberta de Per-Ingvar Brånemark abriu-se caminho para novos estudos utilizando este material. Novas técnicas de reabilitação surgiram utilizando-se das fixações de titânio, como por exemplo: próteses totais ou unitárias fixadas por implante dentário e próteses faciais - oculares, auriculares, labiais e nasais (ALBREKTSSON et al., 1981).

O termo *Osseointegração* é definido como aposição íntima de osso neoformado com o implante, não havendo interposição de tecido fibroso, estabelecendo uma conexão estrutural e funcional direta capaz de suportar cargas fisiológicas normais, sem deformação excessiva e sem iniciar o mecanismo de granuloma tipo corpo estranho ou do tipo imunogênico. Na microscopia óptica e eletrônica os componentes ao redor da superfície do implante devem ser identificados como medulares e ósseos normais, que constituem continuamente uma estrutura normal ao redor da fixação (ALBREKTSSON et al., 1981; BRÅNEMARK, 1998; BRÅNEMARK; SKALAK, 1998).

Desde o início dos anos 80, a superfície dos implantes tem sido considerada um dos 6 fatores mais importantes para o sucesso da osseointegração. A macrogeometria, estabilidade inicial, densidade óssea, técnica cirúrgica e carga aplicada ao implante também assumem grande importância para o sucesso da técnica.

Os termos osteogênese à distância e osteogênese de contato foram definidos por Osborn e Newesely (1980), e definem o tipo de formação óssea que ocorre a partir do osso do leito receptor e tipo que ocorre a partir da superfície do implante, respectivamente. Osteogênese de contato, ou combinação de contato à distância, pode ocorrer em determinadas superfícies com características de natureza bioativa (DAVIES, 2005). O termo bioativo indica que algo interage/estimula um efeito em estruturas biológicas. Sugestivamente, este termo deveria ser empregado em relação

ao fenômeno e não a um específico material ou superfície. Outro autor define bioatividade como “fenômeno pelo qual um biomaterial estimula ou modula a atividade biológica” (WILLIAMS, 1999). Bioatividade pode ser, por exemplo, a adesão bioquímica, ou a atração de certas proteínas e/ou a estimulação de células ósseas. Outro exemplo bioativo é discutido por Davies (2005), sobre a importância da ativação plaquetária e a mineralização de osteoblastos e pré-osteoblastos através da rede de fibrina para aderir à superfície e dar início à formação da matriz osteóide, resultando na formação de novo osso, o que pode ser chamado de indução óssea.

As pesquisas atuais estão focadas na expressão gênica e nos mecanismos moleculares das células envolvidas na osteogênese ao redor dos implantes. O mecanismo molecular da osseointegração, a importância das células da medula óssea e das células hematopoiéticas (plaquetas, neutrófilos, células endoteliais, monócitos, linfócitos e osteoclastos), além dos fatores de crescimento que iniciam outros eventos celulares, todos são discutidos a fundo na tentativa de “acelerar” a osseointegração (COOPER et al., 2006). O efeito das citocinas ou outros fatores de transição variam de acordo com o tipo celular e receptores específicos, que conseqüentemente, uma substância pode ativar várias cascatas intercelulares. A multifuncionalidade de diversas moléculas envolvidas na cascata do reparo revela a complexidade do sistema biológico na osseointegração e também o fato de ainda não termos muitas respostas a este mecanismo. O mecanismo mais importante que afeta a osseointegração tem origem via componentes celulares por meios físicos e químicos (FRIBERG; JEMT, 2010).

2.3 A NECROSE ÓSSEA TÉRMICA

A implantologia cresceu como especialidade da odontologia devido ao sucesso da técnica à demanda crescente da reabilitação protética. A reabilitação de pacientes desdentados, totais ou parciais tornou-se mais uma opção de tratamento com prognóstico altamente previsível e favorável (BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1987; FRANCISCHONE, 2010). Na área médica e odontológica, vários tipos de implantes começaram a ser comercializados e hoje contamos com centenas empresas nacionais e internacionais no mercado.

Os implantes apresentam-se com vários diâmetros, comprimentos, formatos, com tratamento de superfície realizada através da micro e nano tecnologia, na forma de hexágono interno, externo, cone morse, peça única; com diferentes indicações e técnicas (SPIEKERMANN, 2005; LINDERBÄCK et al., 2010). Porém, para o sucesso dos implantes osseointegráveis alguns fatores são determinantes, como: cuidado no preparo do alvéolo cirúrgico para receber o implante, estabilidade primária ou inicial, assepsia, planejamento, indicação correta da técnica, seleção dos implantes e componentes protéticos adequados (BABBUSH, 1986; ALBREKTSSON; JACOBSSON, 1987; DOUGLAS, 2005; FRANCISCHONE, 2010).

Para tal, a cirurgia deve ser delicada e para minimizar o trauma cirúrgico alguns autores especificam que as brocas devem ser afiadas, com geometria adequada, fresagem realizada em velocidade lenta e a refrigeração constante (AKAGAWA et al., 1990; ALLAN; WILLIAMS; KERAWALA, 2005; DRAENERT et al., 2007; MISIR et al., 2009; AUGUSTIN et al., 2012).

Porém, sabe-se que nem todos os profissionais são cautelosos e utilizam materiais de qualidade. Além disso, na implantologia nem sempre as teorias são difundidas em sua totalidade, e mês a mês novas pesquisas e publicações estão sendo realizadas para elucidar e auxiliar o cirurgião dentista como minimizar o trauma cirúrgico.

Todos esses fatores supracitados são importantes e devem ser considerados durante um tratamento de reabilitação protética com implantes osseointegráveis, porém caso o alvéolo cirúrgico não seja cuidadosamente preparado, todas as etapas seguintes para ocorrer a osseointegração, serão em vão. Durante a perfuração para confecção do alvéolo, promove-se o aumento da temperatura da broca devido à fricção, aquecendo o tecido ósseo adjacente e seus componentes celulares, podendo provocar a *Necrose Óssea Térmica*. A necrose óssea térmica deteriora a porção orgânica do tecido ósseo (tanto matriz óssea como as células), bem como as células diferenciadas e indiferenciadas presentes na circulação sanguínea e medula óssea local.

Foi demonstrado no trabalho de Barbosa e Taveira (2009) e Barbosa et al. (2009) que a necrose óssea térmica compromete o tecido ósseo de diferentes maneiras, dependendo da técnica e da qualidade do material utilizado para as perfurações. Os autores observaram microscopicamente que as melhores condições

para perfuração do alvéolo cirúrgico acontecem quando se utiliza brocas novas e irrigação externa, e as piores condições ocorreram pela falta de irrigação, tanto com brocas novas como desgastadas.

Os estudos mais citados e considerados na literatura sobre injúrias térmicas no tecido ósseo durante a preparação de alvéolos cirúrgicos são de Eriksson et al. (1982); Eriksson e Albrektsson (1983); Eriksson e Abrektsson (1984).

Nos estudos pioneiros havia muita discussão sobre o pico de temperatura que poderia ser atingido durante a fresagem do tecido ósseo, para não interferir na osseointegração. Relatavam-se temperaturas entre 56°C-60°C como deletérias para desnaturação de proteínas do tecido duro, sendo que este fato não implicava que temperaturas abaixo de 56°C eram seguras. Além disso, as evidências presentes na época não eram metodologicamente seguras para evidenciar a morte celular do tecido ósseo, caracterizando a necrose óssea térmica. Lundskog (1972) tentou dominar este problema através da marcação enzimática, como indicação de vida no tecido ósseo. Em seu modelo experimental, temperaturas de 50°C por 30 segundos causaram necrose óssea térmica. Após pesquisas em literatura sem resultados metodológicos confiáveis, Eriksson et al. (1982) propuseram observar o fluxo sanguíneo no interior da medula óssea de coelhos, através de uma câmara óptica de titânio e verificar os danos causados pelo calor de 53°C aplicado por um minuto. Após o aquecimento a 40°C grande número de capilares, tanto vasculares como arteriais sofreram hiperemia e o fluxo sanguíneo aumentou consideravelmente, entretanto sem estagnação vascular. Alcançando os 53°C o fluxo de sangue parou 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. Os autores concluíram que o aquecimento realizado na pesquisa nem sempre é idêntico ao aplicado durante uma cirurgia, podendo alcançar valores térmicos maiores. Ressaltaram ainda, que durante uma cirurgia o tecido ósseo está isquêmico pela ação do vasoconstritor do anestésico, podendo sofrer danos maiores como mostrado por Lundskog (1972) que comparou situações de tecido ósseo em estado de isquemia vascular.

No estudo seguinte, Eriksson e Albrektsson (1983) não queriam descobrir em qual temperatura o osso sofreria necrose óssea, mas sim até que ponto o tecido ósseo sobreviveria. Para tal, utilizando da mesma câmara de titânio para observação da medula óssea, aplicaram calor no tecido ósseo de 15 coelhos, nas variações de temperatura de 47-50°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 este estudo os autores concluíram que o tecido ósseo é mais sensível ao calor do que eles imaginavam, sendo que a 47°C o tecido ósseo apresenta hiperemia e aumento do fluxo sanguíneo, tanto por 1 minuto como por 5 minutos de aquecimento. Passando-se deste 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. Já no grupo A ocorreu uma substituição dos tecidos existentes, levando até 50 dias para uma nova formação vascular satisfatória, além de que após 50 dias observou-se reabsorção de cerca de 30% do tecido ósseo afetado pelo calor.

Seguindo a mesma linha de estudo e metodologia Eriksson e Albrektsson (1984) continuaram avaliando o limite para o aquecimento ósseo. Neste estudo os animais foram divididos em três grupos (N=10): grupo A, sofreram aquecimento ósseo a 50°C por 1 minuto; grupo B, 47°C por 1 minuto e grupo C, 44°C por 1 minuto. Todos os grupos possuíam animais controle, os quais não sofriam aquecimento ósseo. Neste estudo os autores analisaram o torque de remoção das câmaras após 4 semanas e a resposta biológica do tecido ósseo por microscopia óptica após o mesmo período. Em relação ao torque de remoção, o grupo A que sofreu aquecimento a 50°C por 1 minuto, se apresentou na pior situação, onde não verificou resistência para remoção e total ausência de material neoformado dentro da câmara de ossificação. Nos grupos B e C notaram-se relativa semelhança entre o torque de remoção e o material neoformado dentro da câmara de ossificação. Além disso, estes espécimes mostraram resistência significativa de remoção quando comparados com os resultados obtidos nos animais controle. No grupo C e no grupo controle, algumas câmaras de observação 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 significativa foi observada entre os grupos e os animais controle. Com esses resultados, os autores concluíram que as temperaturas entre 44°C-47°C são as mais indicadas para o reparo ósseo.

Como supracitado, outros autores descrevem que a causa de falha no tratamento com implantes osseointegráveis é o trauma excessivo provocado durante a cirurgia de instalação do implante, que impede a total maturação do tecido ósseo na conexão osso/implante (LUNDSKOG, 1972; ALBREKTSSON; JACOBSSON, 1987; ERCOLI et al., 2004). Entre as causas estão fatores que contribuem na formação de tecido necrótico como, por exemplo: aquecimento excessivo, danos vasculares e neurais (JONES et al., 2004) e mecânicos (micro-fraturas) (LI; CHIEN; BRÅNEMARK, 1999).

Partindo-se do princípio que o aquecimento ósseo acima de 47°C causa necrose óssea térmica irreversível, como comprovado pelo estudo de Eriksson et al. (1982) e reafirmado por Eriksson e Adell (1986), muitas pesquisas neste campo surgiram.

Augustin et al. (2008) avaliaram diversos parâmetros de fresagem óssea relacionada à necrose óssea térmica. Dentre os fatores analisados estão: diâmetro e ângulo de corte das fresas, velocidade de rotação e perfuração, e influência da irrigação externa. Para este estudo utilizaram a parte central do fêmur posterior de suínos, removidos poucas horas após o sacrifício. Caso não utilizassem os ossos no mesmo dia, estes eram armazenados à -10°C em sacos plásticos contendo solução salina, seguindo os critérios de Sedlin e Hirsch (1966). Para avaliarem o aquecimento ósseo durante os diversos parâmetros de fresagem, utilizaram o *termopar* ou *par termoelétrico* (trata de um dispositivo que mede a diferença de temperatura de dois fios paralelos) sendo registrada a maior temperatura alcançada. O termopar era instalado a 5mm do sítio da perfuração e a 3mm de profundidade da cortical óssea como descrito nos estudos de Matthews e Hirsch (1972); Natali, Ingle e Dowell (1996); Bachus, Rondina e Hutchinson (2000). Fresas com 2,5; 3,2 e 4,5 milímetros foram utilizadas com ângulo de corte de 80°, 100° e 120°. As velocidades de rotação adotadas foram 188, 462, 1440 e 1820 rotações por minuto (RPM) com aprofundamento de 24, 56, 84 e 196 milímetros por minuto (mm/min.). O

experimento foi dividido em duas partes: 1- mensuração de todas as variantes sem irrigação e; 2- mensuração das variantes com irrigação externa (26°C). Ficou comprovado por este estudo que a irrigação externa é o fator de refrigeração mais importante e que em todos os parâmetros comparados, a irrigação externa manteve a temperatura óssea abaixo dos 47°C. Além disso, o aumento do diâmetro das fresas e da velocidade de rotação promove aumento na temperatura óssea. As diferenças entre os ângulos de corte adotados não mostraram resultados significantes.

Mais recentemente o mesmo autor, Augustin et al. (2012) em uma revisão de literatura sistemática relacionou alguns aspectos importantes como demonstrado no Quadro 2.1. Segundo o autor, a perfuração óssea e confecção do alvéolo cirúrgico também é um passo comum no tratamento de fraturas ósseas e cirurgias reconstrutivas. Durante a perfuração, temperaturas elevadas são geradas e temperaturas acima de 47°C causam necrose óssea térmica, o que contribui para o afrouxamento e, posteriormente, falhas dos implantes e parafusos ortopédicos. Por estes motivos, os autores analisaram diversas pesquisas avaliando técnicas de refrigeração, modelo e forma das brocas durante as perfurações e o protocolo de fresagem utilizado.

Quadro 2.1 - Relação dos principais parâmetros observados no aumento da temperatura durante a confecção de um alvéolo cirúrgico

Parâmetros nas brocas	Parâmetros no processo de fresagem
<ul style="list-style-type: none"> • Design e formato: <ul style="list-style-type: none"> - Estrias - Desenho da ponta - Ângulo da ponta 	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidade de fresagem: <ul style="list-style-type: none"> - Baixa velocidade - Alta velocidade
	<ul style="list-style-type: none"> • Rapidez em alcançar a profundidade
<ul style="list-style-type: none"> • Diâmetro 	<ul style="list-style-type: none"> • Torque/Força na perfuração
<ul style="list-style-type: none"> • Material de confecção 	<ul style="list-style-type: none"> • Irrigação: <ul style="list-style-type: none"> - Irrigação interna - Irrigação externa
<ul style="list-style-type: none"> • Tratamento de superfície 	
	<ul style="list-style-type: none"> • Pré-instrumentação/Pré-fresagem
	<ul style="list-style-type: none"> • Espessura das corticais

Baseando-nos nas considerações acima, analisamos que o modelo e a forma da broca têm vários elementos estruturais importantes que inter-relacionados contribuem para a eficácia da perfuração do osso. Porém, torna a análise de um parâmetro separadamente difícil. Relataremos por partes os principais pontos de análise, segundo trabalhos selecionados da literatura atual.

Primeiramente devemos saber que a broca consiste-se de haste, corpo (parte com as estrias) e ponta de perfuração. As porções internas do corpo entre estrias adjacentes são chamadas de terras. O diâmetro da broca é o maior diâmetro medido ao longo do corpo na parte externa das estrias. Ponta de perfuração é a extremidade de corte de uma broca composta pelas extremidades das terras, e a formação deste ângulo apical pode variar dependendo do desenho da broca (Figura 2.3). Tem a forma que se assemelha a um cone, mas diferente de um cone verdadeiro, pois a ponta é cônica e o corpo subsequente é cilíndrico (AUGUSTIN et al., 2012).

Figura 2.3 - Broca utilizada em cirurgias para implantes. Esquema para identificar as regiões que compõem o design da broca

A maioria das brocas eram feitas com apenas 2 estrias, ou seja com intervalos helicoidais mais distantes. Pesquisas realizadas por Bertollo, Gothelf e Walsh (2008); Bertollo et al. (2010) demonstraram resultados significantes na eficácia da broca com a inclusão de uma face adicional de corte no design, passando a ter 3 estrias. Esta mudança promoveu a remoção adicional de osso durante cada rotação da broca, auxiliando e reduzindo o tempo de perfuração. Os autores notaram ainda que a broca com 2 estrias tinha ponto de perfuração com

ângulo de 97° e de 3 estrias com 44° . Apesar destes resultados, o aumento observado na eficiência de corte das brocas de 3 estrias não traduz redução na geração de calor ou melhoria no reparo ósseo diretamente.

O osso seco, utilizado em pesquisas laboratoriais de desgaste, gera pequenos fragmentos ou esquirolas e como os detritos gerados são partículas pequenas, estes podem ser facilmente limpos por qualquer formato de estria da broca. Já na cirurgia de implantes osseointegráveis o osso gera detritos que são misturados ao sangue e à gordura da medula óssea, neste estado úmido, a mistura flui de forma diferente e tende a obstruir as estrias da broca. Nesta situação estrias helicoidais com intervalos rápidos são mais adequados como demonstramos na Figura 2.4 abaixo (NATALI; INGLE; DOWELL, 1996). Estas alterações na forma das estrias foram confirmadas como benéficas pelas pesquisas destes autores e demonstraram diminuição uniforme de temperatura quando o ângulo da hélice aumenta, ou seja, com intervalos helicoidais rápidos. Resultados semelhantes nas pesquisas de Wiggins e Malkin (1976) identificaram que o entupimento das estrias da broca promove um efeito prejudicial sobre o desempenho da perfuração. Este entupimento provoca aumento substancial do torque de perfuração, que é proporcional à profundidade do alvéolo, diminuindo assim o torque de perfuração.

Fonte: NATALI; INGLE; DOWELL, 1996.

Figura 2.4 - Desenho demonstrando as variações nos ângulos de torção e na quantidade de espiras em diferentes designs de brocas

Analizando ainda as características das brocas, Jacob et al. (1976) analisaram a geometria da ponta da broca em cirurgia óssea. Ele propôs um ângulo de inclinação positivo entre 25-30°. Saha, Pal e Albright (1982) sugeriram que o ângulo ideal deveria ser de 15°-18°. Porém em outras pesquisas que compararam ângulos da ponta da broca verificaram-se que não existe significância observando apenas este fator e que o ângulo de corte, intervalo entre as hélices, torque e velocidade de perfuração estão mais relacionados ao aumento da temperatura da broca (NATALI; INGLE; DOWELL, 1996).

A influência do diâmetro da broca durante a perfuração do alvéolo é um fator a ser considerado, ou seja, dependendo do diâmetro observa-se transferência de energia friccional o que promove aumento significativo na temperatura (KARACA; AKSAKAL; KOM, 2011). Analisaram brocas de 2mm-6mm de diâmetro e mostraram que o aumento do diâmetro aumenta exponencialmente da temperatura. Este mesmo estudo mostrou que os diâmetros de 4mm-4,5mm causam aumento da temperatura do osso acima de 47°C em comparação com os diâmetros menores (2mm-3,5mm).

Por outro lado, as brocas de maior diâmetro possuem estrias maiores, o que contribui para eliminação mais eficiente dos fragmentos ósseos aquecidos, resultando na melhor perfuração com pouco aumento na temperatura do osso. Apesar deste fenômeno, o aumento no diâmetro da broca provoca aumento de temperatura no tecido ósseo.

Outro fator importante a ser considerado é a quantidade de vezes que a broca pode ser reutilizada. As brocas sofrem desgaste durante repetidas perfurações e processos de esterilização. Este processo leva à redução da nitidez dos bordos de corte da broca aumentando a produção de calor (MATTHEWS; HIRSCH, 1972). Os fatores que contribuem para o desgaste das brocas durante a perfuração são: densidade óssea, detritos presos entre as hélices, geometria que impeça o arrefecimento da broca, material confeccionado e superfície tratamento. O desgaste da broca pode ser detectado por macro fotografia de luz ou microscopia eletrônica. Chacon et al. (2006) analisou a produção de calor por três sistemas da broca com diferentes dimensões, distâncias entre as hélices e ângulos de corte. Foram realizadas repetidas perfurações à velocidade, profundidade e força de perfuração constantes, utilizando irrigação externa. A macro fotografia de luz foi

utilizada para avaliar o desgaste da broca. O aumento na temperatura acima dos 47°C estava presente desde 4 até 25 utilizações e foi significativamente diferente nos três sistemas. Observação semelhante a esta foi encontrada durante a fresagem do osso sem a utilização da técnica de dilatação progressiva do alvéolo (GARCÍA et al., 2004).

Após revisarmos sobre as características geométricas das brocas e sua influência no aumento da temperatura, relacionaremos o fator velocidade utilizada (em rotações por minuto – rpm) à necrose óssea térmica.

Brisman (1996) concluiu que a perfuração do osso cortical bovino em baixa velocidade (1.800rpm) com carga mínima de 1,2kg produz o mesmo calor que em maiores velocidade (2.400rpm) e carga de 2,4kg. De forma independente, aumentar velocidade ou carga causa aumento na temperatura durante a fresagem do osso. No entanto, aumentar velocidade e carga juntamente permite corte mais eficiente, sem aumento significativo da temperatura. Demonstrado em estudo semelhante, conduzido Sharawy, quanto maior a velocidade, menor era o calor gerado (velocidades 1.225rpm-2.500rpm) (SHARAWY et al., 2002).

Iyer, Weiss e Mehta (1997) realizaram um estudo dividido em duas partes: na primeira investigaram o aquecimento produzido durante fresagem em três diferentes velocidades - 400.000rpm (alta), 30.000rpm (intermediária) e 2.000rpm (baixa); na segunda parte, por análise microscópica, avaliaram a qualidade do reparo ósseo nos períodos de duas, quatro e seis semanas. Para este experimento utilizaram de 18 mandíbulas de coelho, nas quais após realização de retalho mucoperiosteal, canaletas de 6,0 milímetros de comprimento por 3,0 milímetros de profundidade foram confeccionadas sob irrigação externa. Após a mensuração das temperaturas, observaram apenas o aumento de 4,3°C-5,3°C entre os grupos, demonstrando uma relação inversa entre temperatura e velocidade de rotação, ou seja, quanto maior a velocidade, menor a temperatura alcançada. Microscopicamente verificou-se que em duas semanas o grupo de alta velocidade (400.000rpm) mostrava menor quantidade de osso inviável (necrótico), já nos outros grupos a quantidade era maior. Após quatro semanas de reparo, os grupos não apresentaram diferenças significantes, sendo que em todos os grupos o grau de maturação do osso neoformado aumentou. Ao fim de seis semanas o grupo da fresagem em alta velocidade se mostrou com melhor grau de maturação óssea,

comparado com os demais grupos que ainda apresentavam áreas vazias ou sem maturação. Portanto, perfurações em alta velocidade pode proporcionar melhores resultados relacionados à temperatura como demonstrado pelo autor, porém a precisão de corte torna-se um problema em cirurgias que necessitam de cuidados maiores.

Com o objetivo de evitar injúrias irreversíveis ao osso, métodos de irrigação foram propostos. Entre os métodos encontramos irrigação por meio externo e irrigação interna nas brocas. A irrigação externa das brocas é um método adotado desde os primórdios da osteotomia em cirurgias ortopédicas e buco-maxilo-faciais. Já a irrigação interna só foi possível com o advento de brocas próprias e tem se demonstrado como uma técnica favorável.

Incumbindo-se de comparar a eficácia dos meios de irrigação, Lavelle e Wedgwood (1980) compararam a irrigação externa à interna durante o preparo de alvéolos cirúrgicos em baixa rotação (350rpm). Para o estudo utilizou-se osso de fêmur humano obtido após necropsia de cadáveres entre 45 e 65 anos de idade, com óbito recente. Cada peça foi radiografada, descartando-se quaisquer lesões patológicas. Seguindo o método de Matthews e Hirsch (1972), as temperaturas ósseas foram mensuradas por termopares. Para o preparo dos alvéolos utilizou-se de duas brocas em aço com designs diferentes, sendo uma esférica e a outra semi-elíptica, ambas com um canal central para irrigação interna. As cavidades foram realizadas até profundidades de 5, 10, 20 e 30 milímetros, sob pressão de perfuração de 2kg. Para a irrigação utilizou-se de 10 amostras em cada grupo, sendo o grupo I sem irrigação; grupo II com irrigação externa (500ml/minuto em temperatura ambiente); e grupo III com irrigação interna (500ml/minuto em temperatura ambiente). O estudo mostrou que a irrigação interna apresenta-se mais favorável ao resfriamento quando comparada com as outras variantes. Já a irrigação por meio externo também se apresentou com resultados satisfatórios, porém perde sua eficácia em profundidades 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.

Por outro lado, Benington et al. (2002) avaliaram, em metodologia diferente, as temperaturas geradas pelos sistemas de irrigação interna e externa. Para o estudo, utilizaram pedaços de mandíbula bovina cortados em 6x6 centímetros. Para

a confecção das perfurações, utilizou-se contra-ângulo apropriado para implantes, com rotação de 2.500rpm e aplicou-se 1,7kg sobre o sistema. Dispensou-se solução fisiológica através de uma bomba peristáltica durante todas as perfurações. Os picos de temperatura foram registrados termograficamente a cada 4 segundos. Os resultados obtidos não demonstraram diferenças estatísticas entre a irrigação interna e externa, tanto com a broca de 2 milímetros de diâmetro como com a de 3,5 milímetros; sendo que as mudanças na temperatura foram de 3,2°C e 3,1°C, respectivamente. Com isso, os autores concluíram que não existiam vantagens em utilizar o sistema de irrigação interna, já que o sistema tradicional é mais recomendado, além de ser mais barato e as brocas mais resistentes às fraturas.

Sabe-se que a função da irrigação interna é evitar o aquecimento ósseo friccional na região apical, durante perfurações com brocas longas. Yacker e Klein (1996) analisaram a contribuição da irrigação externa em manter temperaturas aceitáveis durante a perfuração com brocas de 8,5; 10,5; 13,5; 15,5; 18,5; 20,5 milímetros de comprimento. Utilizaram como modelo experimental osso bovino e avaliaram a densidade óssea através de tomografia axial computadorizada (TC), obtendo resultados de 1.400 unidades Hounsfield (UH)¹ no osso cortical e 470UH no osso medular. Segundo os autores, a mandíbula humana possui entre 1.400-1.600UH de densidade no osso cortical e entre 400-600UH no osso medular, mostrando-se similar ao modelo utilizado. As brocas adotadas para os testes possuíam 2 e 3 milímetros de diâmetro, e entre elas utilizava-se uma broca piloto 2mm-3mm. As perfurações foram realizadas a 2.000rpm e a irrigação externa foi realizada manualmente (40mm³/minuto), aplicando-se o jato de solução salina diretamente na entrada da broca no osso. Após análise dos resultados, os autores concluíram que a densidade óssea interfere muito no aquecimento friccional, ou seja, nas perfurações com irrigação utilizando-se das brocas de 8,5 e 10,5mm as temperaturas atingidas foram 51,9°C e 54,0°C, respectivamente. Quando profundidades maiores (20,5mm) eram alcançadas, no início da perfuração da cortical inferior do bloco ósseo, as temperaturas subiam, chegando à 115,8°C. No caso das perfurações sem irrigação externa, as temperaturas atingidas em todas as profundidades ficaram acima do aceitável (47°C). Portanto, a irrigação externa

¹ Uma escala de cinzas foi criada especialmente para a tomografia computadorizada e sua unidade foi chamada de unidade Hounsfield (UH), em homenagem ao cientista que desenvolveu a tomografia computadorizada Godfrey Hounsfield em 1972.

influencia na manutenção da temperatura óssea apenas em perfurações com até 10,5 milímetros de profundidade, mesmo assim deve-se levar em consideração a qualidade óssea.

A preocupação com a fixação de placas e parafusos também é evidente na área de Ortopedia Médica, principalmente pela necessidade da estabilização de fraturas sem movimentação dos cotos ósseos por longos períodos. Esta estabilidade apenas pode ser mantida se o tecido ósseo ao redor das placas e parafusos não for excessivamente reabsorvido. Esta correlação entre área médica e odontológica torna-se muito importante no meio científico, pois estudos na medicina podem elucidar muitos fatos da odontologia.

Baseados em estudos que correlacionaram a necrose óssea térmica à velocidade de fresagem (ANDERSON; ROGER; FINLAYSON, 1943; PETERSON, 1952; THOMPSON, 1958); à presença de irrigação (COSTICH; YOUNGBLOOD; WALDEN, 1964) e ao poder de corte das fresas (ANDERSON; ROGER; FINLAYSON, 1943; PETERSON, 1952; COSTICH; YOUNGBLOOD; WALDEN, 1964), Matthews e Hirsch (1972) realizaram uma pesquisa para avaliar o aumento de temperatura e a duração deste aumento durante a perfuração da cortical de fêmur humano, em diversas situações. Para o trabalho, os autores utilizaram de 22 blocos da diáfise femoral, removidos 2-3 dias após a morte. A mensuração das temperaturas foi realizada por termopares instalados no bloco ósseo através de guias, mantendo a padronização na localização dos termopares. Brocas novas foram utilizadas no máximo por 40 perfurações; brocas velhas foram confeccionadas com aproximadamente 200 perfurações antes dos testes. Os espécimes foram separados em grupos, combinando nos testes: presença ou não de irrigação externa, broca nova e velha, velocidade de perfuração (345, 885 e 2.900rpm) e pressão para perfuração (2, 6 e 12kg). Os testes demonstraram temperatura média de 100°C em 23% dos espécimes e pico de 140°C nos testes sem irrigação externa. A temperatura máxima alcançada nos grupos com irrigação externa foi de 93,1°C durante a perfuração a 2.900rpm e pressão de 2kg. Além disto, os autores observaram, que em todos os casos, o aumento da pressão para perfuração promove a diminuição na temperatura e em todos os testes não foi verificado resultado significativo com relação à duração do aumento da temperatura. Os autores concluíram que as causas da necrose óssea térmica estão diretamente

relacionadas à ausência de irrigação externa, velocidade alta de perfuração que promove aquecimento friccional e brocas velhas. Além disso, ressaltaram que a qualidade da broca e o número de utilização das mesmas são fundamentais para se evitar dano no tecido ósseo, tornando-se necessária e obrigatória a troca regular deste instrumento.

Um estudo amplo comparando sete diferentes marcas comerciais (Nobel Biocare, 3i/Implant Innovations, Steri-Oss, Paragon, Implantmed, Lifecore e ITI), realizado por Ercoli et al. (2004) analisaram a influência do desgaste pelo uso da broca na eficácia de corte e a relação deste fator com o aquecimento ósseo. Costelas bovinas cortadas transversalmente com oito a dez centímetros de comprimento, 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 e fêmur de porco (ERIKSSON; ADELL, 1986; YACKER; KLEIN, 1996). Para o experimento as costelas foram descongeladas até atingirem temperatura ambiente e preparadas com dois termopares instalados: um à 15mm de profundidade e outro à 5mm, ambos paralelos ao eixo de perfuração da broca e distantes um centímetro da perfuração. Para todas as perfurações e sistemas de implantes foi adotada irrigação local com solução fisiológica em temperatura ambiente, sendo mantida constante a 90ml/min., velocidade de rotação a 1.500rpm e torque de 37N/cm. Após adaptação do bloco ósseo em um aparelho, iniciavam-se as perfurações com temperatura de $29^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, realizando-se movimentos de vai e vêm coordenados por um sistema computadorizado. Para o teste de resistência foram executadas 100 perfurações com a mesma broca e estas eram substituídas por brocas novas caso fraturassem, perdessem o corte ou atingissem temperaturas acima de 47°C em três osteotomias consecutivas. Após análise dos resultados concluíram que a durabilidade e a eficiência de corte da broca estão diretamente relacionadas à forma e ao material de fabricação. Além disso, observaram que o fator refrigeração (sendo externa ou interna) 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.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O aquecimento friccional do tecido ósseo com aparecimento de áreas de necrose pode ser provocado durante a execução incorreta da técnica de perfuração, mesmo utilizando materiais novos com excelente qualidade.

Baseando neste fato, este trabalho tem por proposição:

- Avaliar e comparar a eficácia da câmara coletora na remoção da necrose óssea térmica, utilizando-se de 3 modelos de implantes osseointegráveis já conhecidos no mercado;
- Observar microscopicamente a qualidade do tecido ósseo removido pelas câmaras coletoras;
- Demonstrar por microscopia eletrônica de varredura o desgaste que as brocas sofrem durante as perfurações;
- Relatar situações clínicas relacionadas às câmaras coletoras funcionais.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MODELO ANIMAL

A composição, densidade e qualidade do tecido ósseo podem variar entre diferentes espécies. Estes fatores são importantes a serem avaliados, principalmente na utilização de testes com animais. Para esta pesquisa o modelo animal selecionado após revisão de literatura foi o fêmur de minipig recém-abatido.

Estudos sobre aquecimento ósseo são realizados em diferentes espécies e regiões do corpo do animal como, por exemplo: Mandíbula de rato (IYER; WEISS; MEHTA, 1997), mandíbula e maxila de porco (SHARAWY et al., 2002), bloco cortical e medular bovino (YACKER; KLEIN, 1996), fêmur suíno (WATANABE et al., 1992) e costelas bovinas (AERSSSENS et al., 1998; ERCOLI et al., 2004).

A preocupação com a qualidade das brocas utilizadas para perfuração dos alvéolos cirúrgicos é alvo muitas de pesquisas que tem por objetivo provar o número de perfurações possíveis com o mesmo material antes da sua substituição. Por isto, a maioria das pesquisas que avaliam necrose óssea térmica provocada por brocas de implante ou para cirurgias ortopédicas utilizam como modelos animais costela bovina ou fêmur de porco.

Encontramos na literatura o trabalho de Aerssens et al. (1998) que nos orientou frente à esta escolha de modelo animal, pois nosso objetivo era simular os testes com maior similaridade possível ao tecido ósseo humano.

Durante sua pesquisa, Aerssens et al. (1998) verificaram a composição, densidade e qualidade óssea das espécies mais utilizadas em pesquisas sobre tecido ósseo. O objetivo do estudo foi orientar os pesquisadores a escolher o modelo ideal e para tal selecionaram ossos humanos, de cão, carneiro, rato, porco, boi e galinha. Verificaram que a quantidade de medula óssea e osso cortical é similar entre humanos, cães e porcos, intermediados pela espécie bovina. As menores concentrações de colágeno encontradas foram nas espécies humana e bovina. A quantidade de colágeno é um fator indicativo importante no estudo de fraturas e micro-fraturas. Por outro lado no osso medular, todos os fatores avaliados

demonstraram resultados distante do ideal (humano), sendo que os mais próximos deste foram das espécies canina, suína e bovina. Além disso, os autores ressaltaram estar cientes de que o acesso à espécie humana como modelo de estudo nem sempre é possível, por isso procuram-se alternativas para tal execução.

Considerando-se que:

- a densidade óssea é muito semelhante ao osso mandibular humano, ou seja, a dureza promovida pelo osso do fêmur suíno gera calor friccional semelhante ao provocado no tecido ósseo humano durante a confecção de alvéolos cirúrgicos;
- a proporção medula óssea/cortical é semelhante e suficiente para avaliação da necrose óssea térmica;
- a facilidade na obtenção dos espécimes com espessuras ideais é suficiente para o estudo.

Verificamos que o fêmur de origem suína é uma boa indicação para avaliar a necrose óssea térmica e a eficácia de remoção pelas câmaras coletoras funcionais internas, presente nos implantes da empresa P-I Brånemark Philosophy.

Nos trabalhos de Barbosa e Taveira (2009) e Barbosa et al. (2009), os experimentos foram realizados em costelas bovinas removidas de animais abatidos, refrigerados por 6 horas e então os experimentos foram realizados à 37°C em solução salina. Com isto, os autores ressaltaram a importância da manutenção dos espécimes em condições vitais de armazenamento (37°C em soro fisiológico) durante os experimentos e da fixação correta das peças, considerando a natureza e o pH do material fixador. Nestes trabalhos de 2009, os autores justificaram que as células são mantidas viáveis nestas condições de experimento, por um período de tempo suficiente para a realização dos testes. As bases para estas justificativas estão nas técnicas reconstrutivas utilizando-se blocos de enxertos ósseos autógenos. Nestas cirurgias os blocos são mantidos viáveis em solução de soro fisiológico ou ringer lactato por algumas horas. Outra justificativa que os autores utilizaram, refere-se ao transplante de órgãos, onde as células principais não sofrem necrose pela manutenção dos órgãos em baixa temperatura durante o menor período de tempo possível.

4.2 OS IMPLANTES

Os 3 implantes selecionados para esta pesquisa são do tipo hexágono externo com 3,75 milímetros de diâmetro e 13 milímetros de comprimento, cilíndricos com ápice cônico. Confeccionados em titânio grau 4 (ASTM f67, segundo informações do fabricante), usinados e preparados com métodos de limpeza, descontaminação e esterilização recomendados pelas agências reguladoras de saúde. Os implantes possuem plataforma de 4,1 milímetros de diâmetro e grip interno, o que dispensa o uso de montadores durante a inserção deste no alvéolo.

A diferença entre os 3 implante está apenas no design do terço apical. O objetivo principal deste trabalho foi avaliar a eficácia da câmara coletora funcional interna que possui desenho cilíndrico e 3 aberturas cortantes. As dimensões e medidas exatas da macrogeometria deste implante encontram-se na Figura 4.1 e no Quadro 4.1.

Figura 4.1 - Implante cilíndrico com terço apical cônico contendo câmara coletora funcional interna (P-I Brånemark Philosophy, Bauru – Brasil). Imagens cedidas pelo fabricante

Quadro 4.1 - Medidas e dimensões das principais estruturas do implante cilíndrico com terço apical cônico contendo câmara coletora funcional interna (P-I Brånemark Philosophy, Bauru – Brasil). Informações fornecidas pelo fabricante

Plataforma Ø	Hexágono Externo Ø	Grip Interno / Indexador Ø	Altura Hexágono	Coronal Cônica
4.1	2.7	2.1	0.7	√
Ø Corpo	Ø Interno	Distância Roscas	Coronal Cônica	Lateral Plataforma
3.75	3.1	0.6	1.3	0.3
Torque Balance	Entradas de Rosca	Ápice Cônico	Ø Ápice	Câmara Corte
√	1	√	2.6	3

Os outros 2 modelos de implante deste pesquisa seguem as mesmas medidas de corpo, plataforma e material de confecção. Apenas no terço apical apresentam-se as diferenças, onde um dos implantes possui ápice com 3 arestas cortante (Figura 4.2) e o outro com 4 arestas cortantes (Figura 4.3), ambos com câmaras coletoras externas.

Figura 4.2 - Implante cilíndrico com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 4 arestas

Figura 4.3 - Implante cilíndrico com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 3 arestas

4.3 AMOSTRA

Foi utilizado um minipig recém-abatido proveniente de um frigorífico local e mantido refrigerado à -5°C até o momento de utilização para a pesquisa (no mesmo período do abate). No momento da pesquisa mantinha-se a temperatura do animal à 37°C controlada por um termômetro digital à laser (IP-550 – Impac, Brasil).

Realizou-se a tricotomia e anti-sepsia das pernas traseiras do animal com digluconato de clorexidina 2% e em seguida puncionou-se anestésico local subcutâneo cloridrato de mepivacaína 2% e epinefrina 1:100.000 (Mepiadre - DFL, Brasil), técnica infiltrativa com o objetivo de simular a isquemia local causada em uma cirurgia de implantes osseointegráveis (Figura 4.4 A).

Em seguida, realizou-se a incisão cutânea (Figura 4.4 B) e subcutânea, da região a ser operada, até o plano muscular. No plano muscular, divulsionou-se o plano muscular com auxílio de uma tesoura com ponta romba com isto obteve-se o acesso ao periósteo que foi incisado com uma lâmina 15C. Com a obtenção de acesso ao tecido ósseo pode-se iniciar as perfurações (Figura 4.5).

Figura 4.4 - A: Punção de anestésico local subcutâneo cloridrato de mepivacaína 2% e epinefrina 1:100.000 (Mepiadre - DFL, Brasil); **B:** Incisão cutânea com lâmina 15

Figura 4.5 - Divulsão dos tecidos subcutâneos, musculares e incisão do periósteo para acesso ao tecido ósseo

Os testes foram divididos em 4 grupos (N=4 por grupo), sendo 2 perfurações em cada condição por perna traseira do animal:

GRUPO 1 – Utilização de implantes com câmara coletora funcional interna:

- **Variante A:** Alvéolo cirúrgico realizado sob irrigação externa e brocas novas;
- **Variante B:** Alvéolo cirúrgico realizado sem irrigação e brocas desgastadas.

GRUPO 2 – Utilização de implantes com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 4 arestas:

- **Variante A:** Alvéolo cirúrgico realizado sob irrigação externa e brocas novas;
- **Variante B:** Alvéolo cirúrgico realizado sem irrigação e brocas desgastadas.

GRUPO 3 – Utilização de implantes com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 3 arestas:

- **Variante A:** Alvéolo cirúrgico realizado sob irrigação externa e brocas novas;
- **Variante B:** Alvéolo cirúrgico realizado sem irrigação e brocas desgastadas.

GRUPO 4 – Grupo controle:

- **Variante A:** Alvéolo cirúrgico realizado sob irrigação externa e brocas novas;
- **Variante B:** Alvéolo cirúrgico realizado sem irrigação e brocas desgastadas.

4.4 PROTOCOLO DE PERFURAÇÃO

As perfurações foram executadas seguindo-se o protocolo de dilatação progressiva do alvéolo cirúrgico, com objetivo de diminuir o aquecimento friccional e simular condições clínicas de instalação de implantes osseointegráveis (BRÅNEMARK, 1969). Seguiu-se o protocolo da sequência de brocas e as velocidades recomendadas pela empresa que fabricou os materiais (P-I Brånemark Philosophy, Bauru - Brasil), de acordo com a Figura 4.6 abaixo.

Figura 4.6 - Protocolo de brocas para confecção dos alvéolos para instalação dos 3 tipos de implante deste estudo. A velocidade das brocas esférica e cilíndrica de 2,0mm foi de 1.500rpm. Para as brocas piloto e cilíndrica de 3,0mm foi de 1.000rpm. Já para a instalação dos implantes utilizou-se 20rpm

Utilizou-se motor (Kavo, Santa Catarina – Brasil) e contra ângulo 1:20 para implantes (Montblanc, Anthogyr – França). As brocas foram adquiridas da P-I Brånemark Philosophy (Bauru, São Paulo – Brasil) sendo uma broca esférica, uma broca cilíndrica de 2,0 milímetros de diâmetro, uma broca piloto 2-3 milímetros, uma broca cilíndrica de 3,0 milímetros de diâmetro (Figuras 4.7 à 4.15).

Iniciou-se a perfuração com broca esférica para romper a cortical (Figura 4.7), seguindo-se com a broca cilíndrica de 2,0mm de diâmetro (Figura 4.8 A), aprofundando-se até 13 milímetros (Figura 4.8 B); broca piloto realizando-se a dilatação do alvéolo de 2 para 3 milímetros (Figura 4.9); finalizando-se as perfurações com broca cilíndrica de 3,0mm de diâmetro (Figura 4.10 A) até a profundidade de 13 milímetros (Figura 4.10 B). O aprofundamento das brocas foi contínuo, respeitando a densidade óssea. As velocidades utilizadas foram de 1.500rpm, para as brocas esférica e cilíndrica de 2,0mm de diâmetro; e de 1.000rpm para as brocas piloto e de 3,0mm de diâmetro. Ao término da perfuração foram instalados 3 os implantes com 13 milímetros de comprimento por 3,75 milímetros de diâmetro nos respectivos alvéolos, a 20rpm, e removidos em seguida. No mesmo animal foram realizadas todas as variáveis, lado a lado, com distância mínima de 1cm entre cada implante.

Figura 4.7 - Início das perfurações com a broca esférica a 1.500rpm

Figura 4.8 - Em sequência a broca esférica, inicia-se a perfuração com broca cilíndrica de 2,0 milímetros de diâmetro **(A)**, aprofundando-se até a marcação de 13 milímetros **(B)**. 1.500rpm

Figura 4.9 - Perfuração com a broca piloto, confeccionando-se o guia de transição da broca de 2,0mm para a broca de 3,0mm de diâmetro. 1.000rpm

Figura 4.10 - Finalização das perfurações com a broca de 3,0mm de diâmetro **(A)**, aprofundando-se até 13mm **(B)**. 1.000rpm

Figura 4.11 - Instalação do implante contendo a câmara coletora funcional interna (P-I Brånemark Philosophy) com auxílio do motor até o limite de 50N/cm. 20rpm

Figura 4.12 - Atingindo-se o limite de 50N/cm do motor, termina-se a instalação com auxílio de uma catraca manual **(A)** até que a plataforma do implante fique no nível ósseo **(B)**

Figura 4.13 - Após a instalação do 1º implante, inicia-se a mesma sequência de perfuração do alvéolo com 1cm de distância lateralmente aos outros alvéolos **(A)**. Após confecção completa do alvéolo, instala-se o implante com câmaras coletoras externas e 4 arestas cortantes na região apical **(B)**

Figura 4.14 - A instalação do 2º implante foi realizada da mesma maneira do 1º implante, finalizando-se a inserção até que a plataforma alcançasse o nível ósseo

Figura 4.15 - Após a instalação do 1º e 2º implante, inicia-se a mesma sequência de perfuração do alvéolo no mínimo 1cm de distância lateralmente ao último alvéolo **(A)**. Após confecção completa do alvéolo, instala-se o implante com câmaras coletoras externas e 3 arestas cortantes na região apical **(B)**. Todos os implantes foram instalados a nível ósseo

Nos grupos onde utilizou-se irrigação externa com soro fisiológico 0,9% em temperatura ambiente, o volume de líquido utilizado foi de 50 mililitros por minuto. Nos grupos das brocas desgastadas para padronização da quantidade de desgaste, executou-se 20 perfurações com cada broca em um pedaço da costela bovina separado para esta finalidade. Os desgastes foram confeccionados sob irrigação constante (50ml/minuto), a 1.500rpm de forma manual e movimentos de vai-e-vem.

Para a remoção do bloco ósseo, utilizaremos uma broca trefina de 8 milímetros de diâmetro sob irrigação externa constante à 1.000rpm. Na sequência, os blocos ósseos foram fixados em solução de formol tamponado por 48 horas.

Figura 4.16 - Imediatamente após a remoção dos implantes dos alvéolos (A e B), demonstrando-se a eficácia das câmaras coletoras funcionais internas e externas. O material que ficou aprisionado na região apical foi analisado por microscopia óptica para observar-se a qualidade óssea removida

Figura 4.17 - Alvéolos imediatamente após a remoção dos implantes de cada grupo

4.5 PROCEDIMENTOS HISTOTÉCNICOS PARA PREPARO DAS LÂMINAS HISTOLÓGICAS

Após a confecção das perfurações, instalação e remoção dos implantes em todos os grupos, realizou-se a remoção de blocos ósseos individuais com o auxílio de brocas trefinas de 8,0 milímetros de diâmetro (ref. 103.028 – Neodent, Brasil) sob irrigação constante de soro fisiológico 0,9% (Figura 4.18). Imediatamente após a remoção, os blocos foram imersos em solução de formol tamponado por 48 horas para fixação das peças. Passado o período de fixação, as peças foram lavadas em água corrente e iniciamos o processo para desmineralização de tecidos duros com solução de Morse (Quadro 4.2).

Figura 4.18 - Utilização da broca trefina de 8mm de diâmetro sob irrigação constante para posterior processamento histotécnico e confecção das lâminas histológicas

Solução A	
Citrato de sódio _____	100,0g
Água destilada _____	500,0ml
Solução B	
Ácido fórmico _____	250,0ml
Água destilada _____	250,0ml
Misturar no momento da utilização as soluções em proporção de 1:1. A troca da solução deve ser feita a cada 2 ou 3 dias, até a desmineralização desejada.	

Quadro 4.2 - Solução de Morse utilizada para desmineralização dos espécimes

A desmineralização representa a retirada química de sais de cálcio e outros minerais insolúveis, pela ação de um ácido ou de um agente quelante. Qualquer ácido ou substância quelante capaz de remover os sais minerais, sem alterar a estrutura celular destes tecidos pode ser usado, como ácido nítrico, fórmico, tricloroacético, clorídrico, pícrico, sulfossalicílico, EDTA, entre outros. Os tecidos duros, ossos ou dentes, necessitam depois de fixados adequadamente, sofrer o processo de desmineralização antes de serem processados, pois estes possuem como principais componentes a hidroxiapatita e sais insolúveis. A hidroxiapatita - $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ - é composta por cálcio, fosfato e íons de hidróxido e a desmineralização ocorre pela remoção destas substâncias de tais tecidos. A desmineralização por ácidos ocorre através de uma reação química promovida pelos íons de hidrogênio (H^+), que desestabilizam as moléculas de hidroxiapatita, tornando solúveis os sais de cálcio, fosfato e íons de hidróxido. Com o objetivo de acelerar e/ou refinar a técnica de desmineralização, misturas são formuladas com ácidos e outras substâncias como: álcool e água destilada, alterando o tempo e a execução da técnica.

Após a desmineralização, as peças foram cortadas ao meio no sentido do longo eixo, (Figura 4.19) lavadas em água corrente por quatro horas e novamente imersas em formol tamponado até iniciarmos o processo histotécnico de confecção de lâminas para exame em microscopia óptica de luz.

Figura 4.19 - Esquema do cilindro removido com auxílio da broca trefina. Observa-se ao centro a perfuração realizada pelas brocas do kit para implantes osseointegráveis. A linha tracejada em vermelho representa o corte do bloco ao meio após a desmineralização

O processo histotécnico consistiu em:

- 1- Desidratação: Processo através do qual se retira a água do tecido. Utilizamos neste processo, substâncias que tinham apetência para realizar misturas em todas as proporções com a água. A desidratação baseou-se, portanto, no tratamento das peças passando-as por uma série de álcoois de concentração crescente 70% (1 hora), 80% (1 hora), 95% (2 horas) e 100% (2 horas). Este processo fundamentou-se no fato de que quando entram em contato, soluções de álcool e água, ocorre uma série de conflitos interfásicos, podendo causar modificações de posição e relações de elementos integrantes das células e matriz óssea. Para evitar isso, álcoois de concentração crescente foram utilizados diminuindo a violência destes conflitos.
- 2- Diafanização: Como o álcool não é miscível a parafina utilizou o Xilol com função de ponte entre o álcool e a parafina, por ser miscível com ambos, em todas as proporções. Quando ocorre a substituição total do álcool as substâncias empregadas comunicam à peça o seu alto índice de refração, tornando-a translúcida.

- 3- Parafinização: Para este processo foi utilizada parafina impregnado os tecidos completamente. Consistiu em passar a peça por dois banhos de parafina em tempos de 1 hora cada, a fim de retirar todos os vestígios do xilol.
- 4- Inclusão em parafina e corte das peças: Depois do último banho de parafina, a peça foi incluída definitivamente em moldes apropriados no qual se despejou a parafina fundida e com o auxílio de uma pinça, foi colocada a peça no sentido desejado; deixamos, posteriormente, solidificar. Retirou-se do molde e identificaram-se com etiqueta todos os dados. Os blocos de parafina contendo as peças foram mantidos em geladeira. Em seguida, os cortes foram realizados com espessura de 3 micrometros através de um micrótomo eletrônico digital seguindo todos os passos da técnica para confecção de lâminas para microscopia óptica.
- 5- Coloração: A maioria dos tecidos é incolor, o que torna difícil sua observação ao microscópio óptico de luz. Devido a este fato, foram introduzidos métodos para a coloração dos tecidos, de modo a tornar seus componentes visíveis e destacados uns dos outros. A coloração é feita utilizando, geralmente, misturas de substâncias químicas denominadas corantes. A maioria dos corantes usados em histologia comporta-se como ácidos ou bases e tendem a formar ligações salinas com radicais ionizáveis presentes nos tecidos. Os componentes dos tecidos que se coram facilmente com corantes básicos são chamados basófilos, sendo chamados de acidófilos, os que se ligam a corantes ácidos. Os corantes básicos principais são: azul de toluidina, azul de metileno e hematoxilina; os corantes ácidos são: orange G, eosina e a fucsina ácida. A coloração dupla pela hematoxilina e eosina (HE) é a mais utilizada na rotina de laboratório e indicada para avaliação da necrose óssea térmica.

A técnica de coloração por hematoxilina e eosina, consiste em:

- 1- Desparafinizar em dois banhos de xilol por 15 minutos;
- 2- Re-hidratação do tecido em banhos de um minuto em álcoois com concentrações crescentes (100% - 95% - 70%);
- 3- Lavar por cinco minutos em água corrente;
- 4- Corar em hematoxilina por seis minutos;
- 5- Lavar em água corrente até remover o excesso do corante;
- 6- Diferenciar os tecidos em solução diferenciadora;
- 7- Lavar em água corrente por cinco minutos;
- 8- Corar em eosina por 4 minutos;
- 9- Remover o excesso da eosina em banhos de álcoois com concentrações crescentes (70% - 95% - 100%);
- 10- Remover a oxidação das lâminas em três banhos de xilol;
- 11- Montar com lamínula e resina copal.

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

4.6 CONTAGEM DAS CÉLULAS

Com a contagem das células (osteócitos normais e osteócitos com núcleo picnótico) e das lacunas (osteoplastos), quantificou-se a viabilidade óssea de acordo com a necrose óssea térmica provocada durante o aquecimento friccional (KENZORA et al., 1978; BARBOSA; TAVEIRA, 2009). A contagem foi realizada por dois observadores separadamente, em teste “cego”, ou seja, sem saber a numeração aplicada a cada grupo.

Para a contagem, confeccionaram-se duas lâminas de cada bloco ósseo, sendo uma lâmina de cada metade. Em cada lado foi realizada a contagem das células ósseas com aumento de 40x em microscópio óptico (BX 51 - Olympus, Brasil) através de uma câmera digital (DP72 – Olympus, Brasil) para registro das imagens (campos) em quatro telas de LED de 19 polegadas. Fotografaram-se 8 campos com área de $425\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$, selecionados aleatoriamente e sem repetição, sendo 4 campos para contagem no início da perfuração e 4 campos imediatamente após o término da medula óssea intermediária (Figura 4.20).

Figura 4.20 - Demonstração da seleção dos 10 campos para contagem das células, sendo 4 campos no início da perfuração (lado esquerdo) e 4 campos imediatamente após o término da medula óssea. A porção do tecido ósseo selecionada corresponde à parte interna, onde ocorreram as perfurações pelas brocas. (HE. 4X)

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

- Não possuísssem estruturas anatômicas (vasos sanguíneos e feixes de fibras nervosas) grandes e estas não interferissem na contagem das células (Figura 4.21);
- Não apresentassem rasgos na lâmina e/ou defeitos de corte, como por exemplo, dobras e porções ausentes do bloco (Figura 4.22).

Figura 4.21 - Campo com requisito para ser excluído e substituído durante a contagem. Neste caso verifica-se a presença de grandes vasos sanguíneos (setas). (HE. 20X)

Figura 4.22 - Campo com requisitos para ser excluído e substituído durante a contagem. Neste caso verifica-se a presença de rasgo no corte. (•) e ausência de estrutura do bloco (seta). (HE. 20X)

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

De acordo com a pesquisa e metodologia dos autores Kenzora et al. (1978); James e Steijn-Myagkaya (1986); Barbosa e Taveira (2009) classificamos as células e as lacunas em:

Osteócitos normais (ON):

- apresentam a lacuna contendo o osteócito em proporções compatíveis (Figura 4.23);

Osteócitos com núcleo picnótico (OP):

- a proporção osteócito/lacuna encontra-se diminuída, ou seja, uma lacuna muito grande com o osteócito reduzido. Nesta fase a célula óssea encontra-se em fase degenerativa a caminho da morte celular (Figura 4.24);

Lacunas sem osteócitos (V):

- A lacuna encontra-se sem o osteócito (Figura 4.25).

Figura 4.23 - Lacunas contendo osteócitos normais. Observa-se a proporção entre lacuna e osteócito, como aspecto de normalidade. (HE. 100X)

Figura 4.24 - Osteócitos com núcleo picnótico. Observa-se a proporção entre lacuna e osteócito com aspecto reduzido, e polarização celular. (HE. 100X)

Figura 4.25 - Lacunas sem osteócito. Verifica-se a ausência do osteócito no interior das lacunas. (HE. 40X)

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após a contagem das células os resultados foram inseridos em uma tabela contendo todos os campos dos quatro grupos.

Após a soma dos resultados de cada lâmina, realizou-se a transformação dos resultados em porcentagens individuais. Utilizou-se o teste KAPPA para medir a concordância entre os resultados dos dois observadores. Adotaram-se os critérios de $\leq 0,40$ para baixa concordância, entre 0,40 e 0,75 para concordância razoável e $\geq 0,75$ para excelente concordância. Nos resultados de baixa e razoável concordância, as contagens deveriam ser repetidas até obtermos o critério de excelente concordância entre os números.

4.8 AQUISIÇÃO DAS FOTOMICROGRAFIAS

As fotomicrografias apresentadas neste trabalho foram obtidas por meio do mesmo sistema de aquisição e análise de imagens (Axiovision 4.5 - ZEISS) (Figura 4.26).

Figura 4.26 - Sala com os equipamentos para aquisição e análise de imagens. Departamento de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Após a confecção das lâminas histológicas, contagem das células e análises estatísticas, os resultados serão apresentados separadamente de acordo com cada tipo de implante e suas variantes. Em seguida, demonstraremos em tabelas a comparação dos resultados entre os grupos avaliados. No final deste capítulo, demonstraremos as análises do desgaste das brocas e do material encontrado no ápice dos implantes.

5.1 IMPLANTES COM CÂMARA COLETORA INTERNA (GRUPO 1)

Pelo índice KAPPA observou-se excelente concordância entre todos os dados coletados pelos dois examinadores, obtendo-se o valor de 0,89, ou seja, 89% de concordância neste grupo.

A Tabela 5.1 e o Gráfico 5.1 demonstram os resultados obtidos e separados por: lacunas sem osteócito (V), osteócitos picnóticos (OP) e osteócitos normais (ON), apenas do grupo que utilizou os implantes com câmara coletora interna.

Tabela 5.1 - Resultados em porcentagens de células encontradas no Grupo 1, no qual foram utilizados implantes com câmaras coletoras funcionais internas

Variantes	Viabilidade Celular	%	Desvio Padrão
BN + CI	Osteócitos Normais (ON)	91,39	3,48
BV + SI	Osteócitos Normais (ON)	87,54	4,32
BN + CI	Osteócitos Picnóticos (OP)	5,92	1,22
BV + SI	Osteócitos Picnóticos (OP)	9,37	2,34
BN + CI	Lacunas sem osteócitos (V)	2,69	0,96
BV + SI	Lacunas sem osteócitos (V)	3,09	1,18

BN= broca nova; **BV**= broca com desgaste; **CI**= com irrigação externa; **SI**= sem irrigação

BN= broca nova; BV= broca com desgaste; CI= com irrigação externa; SI= sem irrigação

Gráfico 5.1 - Grupo 1: Implants com câmara coletora funcional interna. Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos levando em consideração o desgaste nas brocas, a presença e ausência da irrigação externa

Verificou-se que nas perfurações realizadas utilizando-se brocas novas e irrigação externa 91,39% dos osteócitos apresentavam-se normais (viáveis); 5,92% com núcleos picnóticos e 2,69%, das lacunas vazias (inviáveis). Nos grupos que utilizou-se brocas desgastadas e sem irrigação, 87,54% dos osteócitos apresentavam-se normais (viáveis), 9,37% com núcleos picnóticos e 3,09% das lacunas encontravam-se vazias.

Observa-se por esta análise que mesmo nos grupos onde a fresagem foi realizada com brocas desgastadas e sem irrigação, a remoção da camada de necrose óssea térmica pelas câmaras coletoras foi eficiente. Este resultado pode ser confirmado, pois nos grupos onde utilizou-se brocas novas e irrigação 91,39% dos osteócitos apresentavam-se normais, e nos grupos com brocas desgastadas e sem irrigação, após a remoção da camada superficial de necrose óssea térmica, 87,54% também estavam normais.

Microscopicamente nota-se presença de células ósseas viáveis na maioria das regiões (Figura 5.1), principalmente no local onde o implante foi instalado e removido. Poucas células com padrão de núcleo picnótico são encontradas e todos os achados estão próximos à regiões de vasos sanguíneos ou medula óssea, caracterizando-se um padrão natural do animal. Este padrão celular de viabilidade tecidual se repete em ambas variáveis do Grupo 1.

Figura 5.1 - Grupo 1: Após a remoção da camada superficial do tecido ósseo pelas câmaras coletoras funcionais internas verifica-se o predomínio de osteócitos normais e neste caso quase sem lacunas vazias, demonstrando a viabilidade do tecido ósseo. (HE. 40X)

5.2 IMPLANTES COM CÂMARAS COLETORAS EXTERNAS EM 4 ARESTAS (GRUPO 2)

Pelo índice KAPPA observou-se excelente concordância entre todos os dados coletados pelos dois examinadores, obtendo-se o valor de 0,86 (86%). A Tabela 5.2 e o Gráfico 5.2 demonstram os resultados obtidos e organizados da mesma maneira que no grupo anterior, porém avaliando-se apenas o grupo com implantes com câmaras coletoras externas com ápice cortante em 4 arestas.

Tabela 5.2 - Resultados em porcentagens de células encontradas no Grupo 2, no qual foram utilizados implantes com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 4 arestas

Variantes	Viabilidade Celular	%	Desvio Padrão
BN + CI	Osteócitos Normais (ON)	83,75	4,82
BV + SI	Osteócitos Normais (ON)	62,48	3,47
BN + CI	Osteócitos Picnóticos (OP)	11,58	3,78
BV + SI	Osteócitos Picnóticos (OP)	14,76	2,43
BN + CI	Lacunas sem osteócitos (V)	4,67	1,98
BV + SI	Lacunas sem osteócitos (V)	22,76	4,87

BN= broca nova; **BV**= broca com desgaste; **CI**= com irrigação externa; **SI**= sem irrigação

BN= broca nova; **BV=** broca com desgaste; **CI=** com irrigação externa; **SI=** sem irrigação

Gráfico 5.2 - Grupo 2: Implants com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 4 arestas. Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos levando em consideração o desgaste nas brocas, a presença e ausência da irrigação externa

Neste grupo com implantes com câmaras coletoras funcionais e ápice cortante em 4 arestas, observou-se que na fresagem com brocas novas e irrigação externa 83,75% dos osteócitos apresentavam-se viáveis, e 4,67% das lacunas estavam vazias (inviáveis). Já nos grupos que as brocas estavam desgastadas e sem irrigação, a porcentagem de células viáveis diminuiu de forma considerável (62,48%), resultando no aumento de lacunas vazias (22,76%).

Estes resultados sugerem que o ápice cortante em 4 arestas não foi tão eficaz quanto as câmaras coletoras funcionais internas na remoção da camada de necrose óssea térmica, visto que as porcentagens de células viáveis são bem diferentes.

Microscopicamente nota-se padrão semelhante ao Grupo 1, onde a maioria de células viáveis prevalece. Notam-se diferenças microscópicas quantitativas neste grupo, principalmente nos testes realizados com brocas desgastadas e sem irrigação. A imagem microscópica deste Grupo 2 assemelha-se ao Grupo 1, observar-se-á grandes áreas de necrose óssea térmica sem remoção no Grupo 3, analisado a seguir.

5.3 IMPLANTES COM CÂMARAS COLETORAS EXTERNAS COM ÁPICE CORTANTE EM 3 ARESTAS (GRUPO 3)

A Tabela 5.3 e o Gráfico 5.3 demonstram os resultados obtidos e organizados por: lacunas sem osteócito (V), osteócitos picnóticos (OP) e osteócitos normais (ON), apenas do grupo que foram instalados e removidos implantes com câmaras coletoras com ápice cortante em 3 arestas. Índice KAPPA com excelente concordância (85%).

Tabela 5.3 - Resultados em porcentagens de células encontradas no Grupo 3, no qual foram utilizados implantes com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 3 arestas

Variantes	Viabilidade Celular	%	Desvio Padrão
BN + CI	Osteócitos Normais (ON)	79,13	9,48
BV + SI	Osteócitos Normais (ON)	50,32	10,62
BN + CI	Osteócitos Picnóticos (OP)	13,08	4,87
BV + SI	Osteócitos Picnóticos (OP)	19,92	5,83
BN + CI	Lacunas sem osteócitos (V)	7,79	1,25
BV + SI	Lacunas sem osteócitos (V)	29,76	7,63

BN= broca nova; **BV**= broca com desgaste; **CI**= com irrigação externa; **SI**= sem irrigação

BN= broca nova; **BV**= broca com desgaste; **CI**= com irrigação externa; **SI**= sem irrigação

Gráfico 5.3 - Grupo 3: Implantes com câmaras coletoras externas e ápice cortante em 3 arestas. Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos levando em consideração o desgaste nas brocas, a presença e ausência da irrigação externa

Nestes grupos observa-se ainda, a prevalência de células viáveis em todas as variantes (irrigação e desgaste da broca). No teste com brocas novas e irrigação externa notou-se 79,13% dos osteócitos normais e 13,08% das lacunas estavam vazias. Um fato importante foi a presença de 19,92% das células com núcleo picnótico. Fator a ser considerado, pois demonstra fase de transição destas células, quais foram agredidas pelo aquecimento friccional e poderão seguir para o processo de necrose. Já nos testes realizados com brocas desgastadas e sem irrigação 50,32% dos osteócitos estavam normais e uma porcentagem significativa estava vazia (29,76%), comparada aos Grupos 1 e 2.

Microscopicamente notou-se frequentemente áreas compatíveis com necrose óssea térmica, pois apresentavam tecido com coloração diferente do padrão de normalidade e nestas regiões muitas lacunas estavam vazias (Figura 5.2). Observou-se diversos vasos sanguíneos intraósseos com perda de fluídos, condensação das células (principalmente as hemácias) e alteração do endotélio (Figura 5.3). Tais alterações devem-se ao fato de que o calor friccional gerado pelas brocas, remove fluidos sanguíneos e proteínas, além de alterar a parte orgânica do tecido ósseo, sucessivamente alterando a coloração de algumas regiões. Esta agressão promove uma estagnação da circulação sanguínea local, impedindo que o coágulo se forme após a instalação do implante osseointegrável e em seguida não ocorre a migração e diferenciação das células em osso neoformado, resultando na ausência de osseointegração.

Figura 5.2 - Grupo 3: Após a remoção da camada superficial do tecido ósseo pelas 3 arestas das câmaras coletoras externas verifica-se o predomínio de áreas compatíveis com necrose óssea térmica. Observa-se nas duas imagens alteração da coloração do tecido devido à queima friccional da região e grande quantidade de lacunas vazias. (HE. 40X)

Figura 5.3 - Nota-se perda de fluídos e condensação das células, principalmente das hemácias. Além da alteração vascular, onde as células endoteliais encontram-se distanciadas pela perda de líquido e proteínas após o aquecimento. (HE. 100X)

5.4 GRUPO CONTROLE (GRUPO 4)

Demonstra-se os resultados da viabilidade celular no grupo controle, onde os testes foram realizados no mesmo tecido ósseo dos outros grupos. Neste grupo realizaram-se todas as perfurações, utilizando como variantes a irrigação e o desgaste das brocas. Aplicou-se o índice KAPPA com 92% de concordância. A Tabela 5.4 e o Gráfico 5.4 demonstram as porcentagens de células encontradas no tecido ósseo, com isto podemos quantificar a viabilidade tecidual frente à necrose óssea térmica.

Tabela 5.4 - Resultados em porcentagens de células encontradas no Grupo 4, no qual apenas realizaram-se as perfurações para controle

Variantes	Viabilidade Celular	%	Desvio Padrão
BN + CI	Osteócitos Normais (ON)	90,46	2,12
BV + SI	Osteócitos Normais (ON)	40,69	3,44
BN + CI	Osteócitos Picnóticos (OP)	4,56	1,8
BV + SI	Osteócitos Picnóticos (OP)	22,31	4,57
BN + CI	Lacunas sem osteócitos (V)	4,98	1,23
BV + SI	Lacunas sem osteócitos (V)	37	4,97

BN= broca nova; **BV**= broca com desgaste; **CI**= com irrigação externa; **SI**= sem irrigação

BN= broca nova; BV= broca com desgaste; CI= com irrigação externa; SI= sem irrigação

Gráfico 5.4 - Grupo 4: Grupo controle. Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos levando em consideração o desgaste nas brocas, a presença e ausência da irrigação externa

Na Figura 5.4 A podemos notar microscopicamente a presença de células, em maior parte do tecido, viáveis com padrão de normalidade óssea aceitável. Os vasos sanguíneos e a medula óssea apresentam-se em boas condições na maioria dos cortes histológicos. Já na Figura 5.4 B o panorama demonstra-se bem diferente, onde as células estão em maior quantidade com núcleos picnóticos e as lacunas vazias. Grande número de vasos sanguíneos intraósseos com desnaturação do fluido interno, das hemácias e células endoteliais com padrões de agressão e estresse.

O grupo controle serve de base para elucidarmos os resultados. Com este grupo, na sequência deste resultado poderemos comparar os dados organizados de todos os grupos.

Figura 5.4 - A: Nota-se que a perfuração com irrigação externa e broca nova permite a manutenção viável do tecido ósseo, com células normais e sem padrão de necrose óssea térmica. (HE. 40X); **B:** Fresagem realizada com broca desgastada e sem irrigação. O tecido ósseo assume perfil de inviabilidade, praticamente sem osteócitos apenas com lacunas vazias, e com padrão de necrose óssea térmica confirmada pelas características presentes nos vasos sanguíneos e na medula óssea. (HE. 40X)

5.5 AVALIAÇÃO DO DESGASTE DAS BROCAS

Nesta etapa do trabalho realizaremos uma análise subjetiva do desgaste que foi provocado nas brocas pela microscopia eletrônica de varredura. Inicialmente demonstraremos padrões de brocas novas (Figuras 5.5 A-C) que nunca haviam sido utilizadas, em seguida brocas que foram desgastadas (Figuras 5.6 A-C) por 20 vezes em tecido ósseo de costela bovina com irrigação externa. As brocas que foram utilizadas neste teste são da empresa P-I Brånemark Philosophy (Bauru - Brasil).

Figura 5.5 - Broca nova. **A:** Notamos uma imagem lateral que evidencia as arestas cortantes, sem nenhum desgaste (35X); **B:** Imagem mais aproximada demonstrando detalhes do preparo da broca onde verificamos pequenos fragmentos de limalha metálica e arestas levemente arredondadas (200X); **C:** Nesta imagem apical podemos visualizar que a broca possui 3 estrias com termino em ângulo apical agudo, além da qualidade na usinagem do metal de confecção da broca (35X ampliada)

Nas imagens acima (Figuras 5 A-C) podemos identificar os padrões de corte com excelência na confecção dos ângulos agudos das brocas. Além disto, a qualidade com que o material de confecção das brocas foi realizado. Não podemos quantificar por este estudo a durabilidade e nem a dureza deste metal, nem concluir a qualidade da broca, pois os testes não foram feitos de forma a comparar marcas comerciais e/ou modelos de brocas para implantologia.

Figura 5.6 - Broca após 20 perfurações. A: Notamos uma imagem lateral com as arestas arredondadas característico de brocas desgastadas (35X); B-C: Imagem da região apical, evidencia-se o desgaste do metal da broca com arredondamento dos ângulos das estrias e irregularidade da superfície de corte (200X e 35X)

Estas últimas imagens (Figuras 5.6 A-C) demonstram as mesmas brocas após 20 perfurações realizadas em costela bovina, com isto pudemos comparar que estas sofreram desgastes severos. A forma arredondada que as arestas assumem após o desgaste gera calor friccional ao tecido ósseo, pois o poder de corte esta

reduzido. Por este estudo não podemos quantificar o desgaste das brocas, nem qualificar as brocas como adequadas ou não à implantologia.

5.6 MATERIAL ENCONTRADO NA CÂMARA COLETORA FUNCIONAL INTERNA E NOS ÁPICES CORTANTES COM 3 E 4 ARESTAS DOS IMPLANTES COM CÂMARAS EXTERNAS

Após instalação dos implantes nos alvéolos cirúrgicos, estes foram removidos para avaliação do tecido ósseo como descrito anteriormente. Nestes implantes, em todos os grupos, ficaram aderidos fragmentos ósseos nas câmaras coletoras funcionais internas (Figura 5.7) e nos ápices cortantes dos implantes com câmaras externas. Removeu-se tais fragmentos e após processamento histológico analisamos os achados.

Microscopicamente observaram-se fragmentos característicos de tecido ósseo, alguns com aspecto de normalidade. Em áreas focalizadas foi possível identificar osteócitos normais, ora picnóticos, ora lacunas vazias. Nos grupos que as fresagens foram feitas com brocas novas e irrigação notou-se maior quantidade de espículas ósseas com características de viabilidade, independentemente do tipo de implante analisado. Já nos alvéolos confeccionados com brocas desgastadas e sem irrigação (Figura 5.8), evidenciou-se grande quantidade de fragmentos sem osteócitos, coloração alterada, sem características de viabilidade tecidual, principalmente no grupo que possuía câmaras coletoras funcionais.

Não foi possível quantificar, nem qualificar os fragmentos encontrados. Por estes resultados não podemos afirmar qual tipo de implantes é mais eficaz na remoção da necrose óssea térmica. Apenas podemos afirmar que a quantidade de necrose óssea térmica removida dos alvéolos preparados nas piores condições de fresagem, sem irrigação e brocas desgastadas, foi maior que nos grupos com as outras variáveis.

Figura 5.7 - Ápice com fragmentos removidos dos alvéolos. Estes fragmentos foram removidos e analisados por microscopia óptica

Figura 5.8 - Fragmentos ósseos removidos dos ápices dos implantes nos grupos com fresagem dos alvéolos sem irrigação com brocas desgastadas. Nota-se na região central espícula óssea com lacunas vazias, sem padrões de viabilidade tecidual. Ao redor, evidenciam-se fragmentos compatíveis com necrose óssea térmica

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Com objetivo de proporcionar melhor entendimento ao leitor, na interpretação dos resultados obtidos neste trabalho, abordaremos sequencialmente os aspectos concernentes à amostra, metodologia, resultados, aplicações clínicas com sugestões para futuros trabalhos, e finalmente apresentar o *Bone Manager*[®].

6.1 AMOSTRA

Utilizamos neste trabalho tecido ósseo de fêmur suíno (minipig) e optamos por este animal, após análise de vários trabalhos que demonstraram confiabilidade biológica, considerando que composição, densidade e qualidade do osso podem variar entre diferentes espécies. Estes fatores são importantes e devem ser avaliados, principalmente em testes que utilizam a necrose óssea térmica como fator determinante. Provavelmente se tivéssemos optado por tecidos ósseos com menor densidade e proporção medular/cortical diminuída (comparados aos ossos da maxila e mandíbula de humanos), os resultados não seriam confiáveis. Podemos verificar nas publicações de Watanabe et al. (1992); Sharawy et al. (2002) onde utilizaram tecido ósseo suíno que este modelo experimental é adequado. Não encontramos nestas publicações a idade e a raça dos animais utilizados, já em nosso trabalho selecionamos animais adultos, pois acreditamos que a densidade e o padrão ósseo podem sofrer alteração de maturação frente a estas variações.

Em 2009, desenvolvemos um modelo experimental ideal para necrose óssea térmica utilizando costelas bovinas de animais recém-abatidos. As costelas bovinas também apresentaram excelentes resultados para este tipo de estudo, porém tornam-se inviáveis para trabalhos que necessitam de acompanhamento frente às respostas biológicas de inflamação e reparo. No animal de origem bovina torna-se quase impossível manejo e acesso cirúrgico para pesquisas que objetivam avaliar osseointegração, reparo de alvéolos ou outros tipos de reparo ósseo, ainda mais nas regiões das costelas. Portanto, neste trabalho selecionamos o minipig pelo manejo facilitado e semelhante resposta biológica ao ser humano. A partir disto, poderemos

dar sequência a novos trabalhos utilizando necrose óssea térmica como modelo experimental. Além disto, poderemos desenvolver e testar, protocolos e dispositivos que removam e/ou evitem a formação desta camada de necrose. Recomendamos como alicerce para futuros trabalhos em minipigs, a tese de doutorado de Oltramari-Navarro (2008) na qual demonstraram a facilidade do manejo e as técnicas cirúrgicas adequadas para pesquisas em osseointegração e reparo ósseo.

6.2 METODOLOGIA

O protocolo de confecção dos alvéolos cirúrgicos foi realizado de acordo com a recomendação do fabricante das brocas e a escolha pela dilatação progressiva foi baseada na técnica de Brånemark (1969) que demonstrou excelentes resultados em outros estudos sobre aquecimento ósseo. Além disso, consideramos os resultados de García et al. (2004) que durante a fresagem do osso sem a utilização da técnica de dilatação progressiva, observou precocemente o aumento da temperatura acima de 47°C.

Seguimos as velocidades de perfuração recomendadas pelo fabricante, porém analisamos diversos trabalhos antes desta decisão. De acordo com as pesquisas de Iyer, Weiss e Mehta (1997); Benington et al. (2002); Ercoli et al. (2004) notamos a importância na escolha das brocas, conferindo qualidade de corte e durabilidade. Após profunda análise decidimos seguir as recomendações do fabricante.

Optamos, neste trabalho, apenas pelas “melhores” e “piores” condições de fresagem, pois anteriormente já havíamos verificado que não existe diferença estatística significativa quando inter-relacionávamos todas as variantes. Portanto, temos como variantes apenas: fresagem com irrigação e broca nova; e fresagem sem irrigação com brocas desgastadas (BARBOSA; TAVEIRA, 2009).

Anteriormente à este estudo realizamos testes piloto nos quais avaliamos o desgaste necessário que a broca deveria sofrer até promover a necrose óssea térmica. Para a broca da empresa P-I Brånemark Philosophy™ verificamos que após 20 perfurações em costela bovina conseguíamos um padrão de necrose óssea térmica ideal. Observamos por microscopia óptica que após este desgaste

conseguíamos uma faixa de necrose óssea térmica de aproximadamente 100µm-150µm. Além disto, nestes testes piloto analisávamos o arredondamento das arestas das brocas por microscopia óptica de varredura e com isto conseguimos comparar os padrões iniciais e final correspondente à perda de corte das brocas. A partir deste ponto tornamos possível às futuras pesquisas preparar brocas sem necessidade de avaliação microscópica celular, perfuração a perfuração. Realizaremos numa próxima análise a área total de desgaste da broca, ou seja, a quantidade de material que foi removido ou arredondado, e a diferença entre o ângulo de corte inicial e final. Com isto, teremos dados suficientes para concluirmos uma metodologia aliada às pesquisas com necrose óssea térmica.

Corroborando com o que foi observado em nosso estudo, Eriksson e Albrektsson (1983) já haviam demonstrado que o aquecimento ósseo à 47°C por 1 minuto não provoca alterações graves no tecido ósseo, porém o aquecimento à 50°C por 1 minuto promove a substituição dos tecidos pré-existentes, levando até 50 dias para nova formação vascular, além de que após 50 dias observou-se reabsorção de cerca de 30% do tecido ósseo afetado pelo calor. Não mensuramos as temperaturas durante as perfurações, pois encontramos literatura suficiente que demonstraram resultados satisfatórios sobre o assunto. Com isto, apresentamos resultados baseados em características microscópicas celulares que elucidam o que realmente acontece no tecido ósseo, tornando-se uma base às análises por mensuração de temperaturas. Neste contexto, selecionamos critérios para avaliação da viabilidade óssea por microscopia óptica. Não foram encontrados estudos idênticos ao nosso para correlacionarmos e discutirmos os achados diretamente, com isso reunimos trabalhos com metodologias pertinentes e confiáveis para podermos comparar os resultados.

Os implantes selecionados para esta pesquisa deveriam ter câmaras apicais. O implante que possui câmara coletora funcional interna é único no mercado com esta função. Já os outros implantes com câmaras coletoras externas existem há alguns anos e diversas empresas seguem estes modelos de arestas apicais. Além de coletar o tecido necrosado, estas arestas apicais têm como função auxiliar na inserção do implante promovendo abertura de espaço para o corpo da fixação. Os implantes deveriam possuir mesmo diâmetro de corpo e design das roscas para que não alterassem os resultados. O fato dos implantes possuírem hexágono externo

não influenciou nestes resultados, podendo futuramente ser desenvolvidas câmaras coletoras funcionais para implantes com hexágono interno ou conexão tipo cone morse.

Em nenhum momento, neste trabalho, tivemos apoio comercial das empresas adquirimos os materiais. Apenas citamos a empresa dos implantes com câmara coletora funcional interna, para facilitar futuras pesquisas que necessitem de referência.

6.3 RESULTADOS OBTIDOS

Após análise microscópica e contagem das células notamos equivalência entre os resultados obtidos no grupo 1 tanto após utilização de brocas novas com irrigação, como brocas velhas sem irrigação. Obtivemos resultado de 91,39% de células viáveis para a melhor condição de fresagem, e mesmo após utilizarmos as piores condições, o implante com câmaras coletoras funcionais internas foi eficaz e manteve a porcentagem de viabilidade em 87,54%. Comparando estes resultados ao grupo controle observa-se que na perfuração feita com brocas novas e irrigação a viabilidade foi de 90,46% e com brocas desgastadas, sem irrigação a viabilidade cai significativamente para 40,69%. Estes dados comprovam com diferenças estatísticas significantes a eficácia na remoção das câmaras internas presentes no grupo 1. O fato do resultado de viabilidade celular (91,39%) do grupo 1 apresentar-se maior que no grupo controle (90,46%), nas mesmas condições de fresagem, deve-se às características locais do tecido ósseo que pode ter maior número de osteócitos e este padrão foi notado em todas as lâminas histológicas destes grupos.

Na comparação entre os grupos com câmaras coletoras funcionais externas, o grupo 2 (4 arestas cortantes) demonstrou melhor resultado frente à viabilidade tecidual, quando comparado ao grupo 3 (3 arestas cortantes). No grupo 2, 83,75% das células estavam normais e no grupo 3 esta condição diminuiu para 79,13% (sem irrigação e broca desgastada). A diferença entre estas porcentagens, se comparadas ao grupo controle tornam-se mais evidentes quando as fresagens foram realizadas com brocas desgastadas e sem irrigação. No grupo 2, 62,48% dos osteócitos estavam normais e no grupo 3, apenas 50,32%. Se traçarmos um

paralelo entre os resultados do grupo controle nestas mesmas condições de fresagem (40,69%), podemos dizer que os grupos 2 e 3 removeram parte da camada de necrose óssea térmica mas a eficácia destes é bem distante da alcançada pelo grupo 1 (câmara interna). Comprovamos estes resultados também nas lâminas histológicas onde várias regiões apresentavam áreas de necrose residual, principalmente próximas às regiões das perfurações do alvéolo.

A partir destes dados podemos dizer que os implantes com câmaras coletoras internas possuem uma eficácia de 12,26% maior que os implantes com câmara coletora externa com 3 arestas cortantes, em condições adequadas de fresagem, ou seja, com brocas novas e irrigação externa. Quando as condições passam a serem inadequadas, sem irrigação e brocas desgastadas, o implante com câmara coletora funcional interna foi 37,22% mais eficaz que os implantes com câmara externa e 3 arestas cortantes. Acreditamos que estes fatos devem-se ao design da região apical que promove contato direto entre as arestas laterais da câmara interna e a parede do alvéolo. Além disto, a câmara coletora funcional interna possui um espaço vazio na região apical, favorecendo a entrada da camada necrótica removida. Já nos outros implantes também ocorre à remoção, mas, provavelmente próximo à região apical do alvéolo estas câmaras perdem a função, parcial ou total, pois estão preenchidas completamente pelo material coletado. Estas observações estão diretamente correlacionadas aos resultados encontrados na eficácia das câmaras coletoras funcionais.

Em todos os grupos o padrão de porcentagem foi compatível com a análise microscópica geral, ou seja, quando o implante foi eficaz na remoção da camada necrótica, os valores apresentaram-se semelhantes em ambas condições de fresagem. Tal fato demonstra fidelidade das amostras e do modelo de estudo apresentado. Para isto o grupo controle foi fundamental, demonstrando perfeitamente como o tecido ósseo animal respondeu frente às fresagens.

O tecido ósseo suíno apresenta áreas significantes de medula óssea adiposa e este fato deve ser considerado em pesquisas posteriores, pois dependendo da análise a ser feita tais áreas devem ser descontadas dos valores finais e muitas vezes podem atrapalhar na fidelidade dos resultados. Neste trabalho não tivemos problemas, pois estas áreas já estavam previstas e pudemos descontá-las sem interferir nos resultados estatísticos.

Na avaliação do arredondamento das arestas das brocas não podemos confirmar o total de desgaste que a broca sofreu, apenas podemos demonstrar que este desgaste ocorreu de forma severa. Sugerimos novas pesquisas com metodologia adequada para que estes resultados apareçam de forma mais clara, como citado anteriormente. Sem dúvidas, poderemos demonstrar em estudos futuros com mais fidelidade à área desgastada das brocas com um padrão de análise mais uniforme.

6.4 APLICAÇÕES CLÍNICAS

Este trabalho possui aplicações clínicas importantes que colaboram com o sucesso da técnica com implantes osseointegráveis. Alguns profissionais não consideram o fato de aquecer o tecido ósseo, como fator deletério à osseointegração. Conseguimos demonstrar de forma microscópica (BARBOSA; TAVEIRA, 2009) que os osteócitos realmente sofrem danos irreversíveis quando submetidos a condições ruins de fresagem. Além disto, sabemos que nem todos os profissionais são cautelosos em utilizar materiais de qualidade e que mesmo os materiais com qualidade, após repetido uso, perdem a eficácia.

Mesmo que em algumas áreas do alvéolo aconteça a necrose óssea térmica, por falta de cuidado ou informação do implantodontista, demonstramos por esta pesquisa que é possível promover melhor qualidade de contato entre o osso fresado e a superfície do implante. Sem dúvidas a partir deste ponto tornam-se necessárias pesquisas complementares para avaliar o reparo ósseo frente a estes resultados.

6.5 BONE MANAGER®

Idealizamos e desenvolvemos um dispositivo capaz de remover, preparar e gerenciar a primeira camada óssea do alvéolo que receberá o implante. Este dispositivo denominado de *Bone Manager*® ou Gerenciador do Tecido Ósseo (Figura

6.1) tem a finalidade de limpar e adaptar o alvéolo a qualquer tipo de implante e marca comercial.

Este dispositivo, por princípio, possui características baseadas na câmara coletora funcional interna, porém as dimensões, ângulos de corte, diâmetros, inclinação das arestas e técnicas para utilização ainda estão em desenvolvimento.

O Bone Manager[®] é indicado a todos implantodontistas que queiram preparar da melhor maneira possível os alvéolos, independentemente da técnica de perfuração e do tipo de implante a ser utilizado. Este dispositivo não interfere na estabilidade inicial dos implantes e está indicado a todos os tipos ósseos e comprimentos de implantes disponíveis no mercado, inicialmente a partir de 3,5mm de diâmetro.

Figura 6.1 - Bone Manager[®]: Este dispositivo idealizado e desenvolvido por nossa equipe, ainda está em testes laboratoriais. Capaz de remover, preparar e gerenciar a primeira camada óssea do alvéolo que receberá o implante. Tem a finalidade de limpar e adaptar o alvéolo a qualquer tipo de implante e marca comercial

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos podemos concluir que:

- Os implantes com câmara coletora funcional interna apresentaram-se mais eficazes que os implantes com câmaras coletoras funcionais externas.
- Os implantes com câmara coletora funcional interna foram eficazes tanto nas perfurações com irrigação e brocas novas quanto sem irrigação e brocas desgastadas.
- Os implantes com câmaras coletoras funcionais externas de 4 arestas foram mais eficazes que o de 3 arestas, em todas as condições de fresagem.
- A irrigação externa é indispensável na confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis, bem como o uso de brocas novas, pois os desgastes que as mesmas sofrem com o uso, influenciam negativamente no preparo dos referidos alvéolos.
- Clinicamente os implantes que possuem câmara coletora funcional interna podem ser aliados em promover a osseointegração. Porém estas câmaras não estão presentes em todos os tipos de implante do mercado, com isto o Bone Manager[®] pode ser um forte colaborador a todos os implantologistas, independentemente da marca comercial escolhida.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

Abouzgia M, James D. Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(3):342-53.

Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology*. 1998;139(2):663-70.

Akagawa Y, Satomi K, Nikai H, Tsuru H. Initial interface between submerged hydroxyapatite-coated titanium alloy implant and mandibular bone after nontapping and tapping insertions in monkeys. *J Prosthet Dent*. 1990;63(5):559-64.

Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.

Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1987;57(5):597-607.

Albrektsson T. Bone tissue response. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue –integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985. p. 129-43.

Allan W, Williams ED, Kerawala CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2005;43(4):314-9.

Anderson D, Roger F, Finlayson BL. Sequelae of transfixation of bone. *Surgery*. 1943;13:46-54.

Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udijak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;128(1):71-7.

Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Basbic S. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech*. 2012; 27(4):313-25.

Babbush C. Titanium plasma spray screw implant system of reconstruction of the edentulous mandible. *Dent Clin North Amer*. 1986;30(1):117-31.

Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med Eng Phys.* 2000;22(10):685-91.

Barbosa BA, Taveira LA, Consolaro A, Francischone CE. Efeitos microscópicos da ação da câmara coletora do implante no tecido ósseo - mecanismo para favorecer a osseointegração: nota prévia. *Rev ImplantNews.* 2009;6(4):431-2.

Barbosa BA, Taveira LAA. Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis [dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2009.

Baud CA. Submicroscopic structure and functional aspects of the osteocyte. *Clin Orthop Related Res.* 1968;56:227-36.

Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridam S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):293-97.

Bert M, Missika P. Implantes osseointegrados. Barcelona: Masson; 1994.

Bertollo N, Gothelf TK, Walsh WR. 3-Fluted orthopaedic drills exhibit superior bending stiffness to their 2-fluted rivals: clinical implications for targeting ability and the incidence of drill-bit failure. *Injury.* 2008;39(7):734-41.

Bertollo N, Milne HRM, Ellis LP, Stephens PC, Gillies RM, Walsh WR. A comparison of the thermal properties of 2- and 3-fluted drills and the effects on bone cell viability and screw pull-out strength in an ovine model. *Clin. Biomech.* 2010;25(6):613-7.

Bonfield W, Li CH. The temperature dependence of the deformation of bone. *J Biomech.* 1968;1:323-29.

Boyne PJ. Osseous reconstruction of the maxilla and mandible: surgical techniques using titanium mesh and bone material. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1997.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O, et al. Osseintegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.

Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejido-integradas: la osseointegración en la odontología clínica. Berlin: Quintessence; 1987.

Brånemark R, Skalak R. An in-vivo method for biomechanical characterization of bone-anchored implants. *Med Eng Phys*. 1998;20(3):216-19.

Brånemark R. Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog. *J Orthop Res*. 1998;16(1):61-9.

Brasileiro Filho, G. Bogliolo Patologia. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2011.

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.

Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck M. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64(2):265-69.

Cooper LF, Zhou Y, Takebe J, Guo J, Abron A, Holmén A, et al. Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO₂ grit-blasted c.p. titanium endosseous implants. *Biomaterials* 2006 Feb;27(6):926-36.

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

Costich ER, Youngblood PJ, Walden JM. A study of the effects of high speed rotary instruments on bone repair in dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1964;17:563-71.

Currey JD. Some effects of ageing in human Haversian systems. *J Anat*. 1964;98:69-75.

Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ*. 2005;67(8):932-49.

Doty SB. Morphological evidence of gap junctions between bone cells. *Calcif Tissue Int*. 1981;33(5):509-12.

Douglas CR. Resposta biológica por implante no osso. In: Douglas CR. Patofisiologia Oral. 2a ed. São Paulo: Pancast; 2005. p. 521-27.

Draenert FG, Mathys Jr. R, Ehrenfeld M, Draenert Y, Draenert K. Histological examination of drill sites in bovine rib bone after grinding in vitro with eight different devices. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2007;45(7):548-52.

Dudley HR, Spiro D. The fine structure of bone cells. *J Biophys Biochem Cytol*. 1961;11(3):627-49.

Ercoli C, Funenbusch PD, Lee H-J, Moss ME, Graser GN. The influence 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(3):335-49.

Eriksson A, Albrektsson B, Grane B, McQueen D. Thermal Injury to bone: A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg*. 1982;11(2):115-21.

Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone: Temperature measure in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand*. 1984;55(6):629-31.

Eriksson AR, 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.

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

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.

Francischone CE. Terapia estética com implantes osseointegrados: Fatores que influenciam na longevidade. In: Uma Odontologia classe mundial. São Paulo: Ed Santos; 2010. p: 25-60.

Franssen BGM, van Diest JV, Schuurman AH, Kon M. Drilling k-wires, what about the osteocytes? An experimental study in rabbits. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;128(1):83-7.

Friberg B, Jemt T. Clinical experience of TiUnite implants: a 5-year cross-sectional, retrospective follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12 Suppl 1:e95-103.

Frost HM. In vivo osteocyte death. *J Bone Joint Surg Am*. 1960;42A:138-43.

García OG, Mombiela FL, De La Fuente CJ, Aránguez MG, Escribano DV, Martín JV. The influence of the size and condition of the reamers on bone temperature during intramedullary reaming. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86-A(5):994-9.

Gregori C. *Cirurgia odontológica para o clínico geral*. São Paulo: Sarvier; 1988.

Harris B, Kohles S. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(6):819-26.

Harris WH. A microscopic method of determining rates of bone growth. *Nature*. 1960;188:1038-49.

Harrison JW, Jurosky KA. Wound healing in the tissues of the periodontium following periradicular surgery. The osseous excisional wound. *J Endod*. 1992;18(2):76-81.

Hunt TK, Knighton DR, Thakral KK, Goodson WH, Andrews WS. Studies on inflammation and wound healing: angiogenesis and collagen synthesis stimulated in vivo by resident and activated wound macrophages. *Surgery*. 1984;96(1):48-54.

Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental osteotomies. Part II: Relationship between speed and heating. *Int J Prosthodont*. 1997;10(6):536-40.

Jacob CH, Berry JT, Pope MH, Hoaglund FT. A study of the bone machining process-drilling. *J Biomech*. 1976;9(5):343-9.

James J, Steijn-Myagkaya GL. Death of osteocytes. Electron microscopy after in vitro ischaemia. *J Bone Joint Surg Br*. 1986;68(4):620-4.

Jones KB, Mollano AV, Morcuende JA, Cooper RR, Saltzman CL. Bone and brain: a review of neural, hormonal and musculoskeletal connections. *Iowa Orthop J*. 2004;24:123-32.

Junqueira LC, Carneiro J. Tecido ósseo. In: Junqueira LC, Carneiro J. *Histologia Básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan AS; 2004. p. 136-53.

Karaca F, Aksakal B, Kom M. Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study. *Med Eng Phys*. 2011;33(10):1221-7.

Kenzora JE, Steele RE, Yosipovitch ZH, Glimcher MJ. Experimental osteonecrosis of the femoral head in adult rabbits. *Clin Orthop Related Res.* 1978;130:8-46.

Knothe Tate ML, Adamson JR, Tami AE, Bauer TW. The osteocyte. *Int J Biochem Cell Biol.* 2004;36(1):1-8.

Lang NP, Becker W, Karring T. Alveolar bone formation. In: Lindhe J, Karring T, Lang NP. *Clinical periodontology and implant dentistry*. 3rd ed. Munksgaard: Munksgaard International Publishers Ltd; c1997. p. 665-89.

Lavelle C, Wedgwood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg.* 1980;38(7):499-503.

Li S, Chien S, Brånemark P-I. Heat shock-induced necrosis and apoptosis osteoblasts. *J Orthop Res.* 1999;17(6):891-9.

Linderbäck P, Areva S, Aspenberg P, Tengvall P. Sol-gel derived titania coating with immobilized bisphosphonate enhances screw fixation in rat tibia. *J Biomed Mater Res A.* 2010;94(2):389-95.

Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injury [tese]. Gotemburgo: University of Göteborg; 1972.

Marotti G, Canè V, Palazzini S, Palumbo C. Structure-function relationship in the osteocyte. *Italian J Mineral and Elect Metab.* 1990;4:103-6.

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

Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(12):2663-8.

Natali C, Ingle P, Dowell J. Orthopaedic bone drills – can they be improved? Temperatures changes near the drilling face. *J Bone Joint Surg Br.* 1996;78(3):357-62.

Oltramari-Navarro PVP. Carga imediata sobre implantes osseointegráveis para ancoragem ortodôntica: estudo em minipigs [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2008.

Osborn J, Newesely H. Dynamic aspects of the implant-bone-interface. München: Hanser; 1980.

Palumbo C. A three-dimensional ultrastructural study of osteoid-osteocytes in the tibia of chick embryos. *Cell Tissue Res.* 1986;246(1):125-31.

Peterson LT. Principles of internal fixation with plates and screws. *AMA Arch Surg.* 1952;64(3):345-54.

Rosemberg AE. Sistema esquelético e tumores de partes moles e de ossos. In: Cotran RS, Kumar V, Robbins SL. *Robbins patologia estrutural e funcional*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996. p. 1094-112.

Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *J Biomech Eng.* 1982;104(3):245-52.

Schenk RK. Bone regeneration: biological bases. In: Buser D, Dahlin C, Schenk RK. *Guided bone regeneration in implant dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1994. p. 49-100.

Schenk RK. Cytodynamics and histodynamics of primary bone repair. In: Lane JM. *Fracture healing*. New York: Churchill Livingstone; 1987. p. 23-32.

Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand.* 1966;37(1):29-48.

Sharawy M, Misch C, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002;60(10):1160-9.

Spiekermann H. Sistemas de implante. In: Spiekermann H. *Implantologia*. Porto Alegre: Artmed; 2005. p. 25-58.

Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg.* 1958;16(1):22-30.

Walter JB, Hamilton MC, Israel MS. *Principles of pathology for dental students*. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1981.

Walter JB. Wound healing. *J Otolaryngol.* 1976;5(2):171-76.

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):212-19.

Wiggins KL, Malkin S. Drilling of bone. *J Biomech*. 1976;9(9):553-9.

Willians DF. *The Willians dictionary of biomaterial*. Liverpool University Press; 1999.

Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5):634-8.