UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Bruno Aiello Barbosa

**ANÁLISE MICROSCÓPICA DA NECROSE ÓSSEA PROVOCADA
PELO AQUECIMENTO FRICCIONAL DURANTE A CONFECÇÃO DE
ALVÉOLOS CIRÚRGICOS PARA IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS**

BAURU

2009

Bruno Aiello Barbosa

ANÁLISE MICROSCÓPICA DA NECROSE ÓSSEA PROVOCADA PELO
AQUECIMENTO FRICCIONAL DURANTE A CONFECÇÃO DE ALVÉOLOS
CIRÚRGICOS PARA IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de concentração: Patologia Bucal

Orientador: Prof. Dr. Luis Antonio de Assis Taveira

BAURU

2009

BARBOSA, BRUNO AIELLO
B234a *Análise microscópica da necrose óssea
provocada pelo aquecimento friccional durante a
confeção de alvéolos cirúrgicos para implantes
osseointegráveis / Bruno Aiello Barbosa. -- Bauru, 2009.*
107p.: il; 31cm.

Dissertação (Mestrado) -- 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 dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Bauru, 31 de março de 2009.

BRUNO AIELLO BARBOSA

Nascimento	06/10/1982 – Bebedouro/SP
Filiação	Elisabete Maria Aiello Barbosa Alexandre Soares Barbosa Neto
2001 - 2005	Graduação em Odontologia Pela Universidade do Sagrado Coração de Bauru – São Paulo
2006 - 2007	Curso de Aperfeiçoamento em Implantologia pela Universidade do Sagrado Coração de Bauru - São Paulo
2007 - 2009	Mestrado em Odontologia, área de concentração em Patologia Bucal. Faculdade de 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!

A 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. Alberto Consolaro**, por todo conhecimento transmitido, pelos ensinamentos de vida, por confiar em mim e me oferecer oportunidades. Obrigado por nossa amizade e pelas conversas sempre valiosas, tanto no âmbito pessoal, como profissional.

Ao **Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone**, pelo exemplo profissional e dedicação à pesquisa. 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, **Prof^a. Dr^a. Vanessa Soares Lara** e **Prof^a. Dr^a. Denise Tostes Oliveira**, pela transmissão de conhecimentos durante os cursos de graduação e pós-graduação.

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 de graduação, **Bruno, Caroline, Daniela, Elisa, Fernando, Marcela, Melina, Renata, Rodrigo e Willian**, pelos poucos anos de intensa convivência. Tenho certeza que todos estão se encaminhando profissionalmente, cada um no seu tempo. Todas as lembranças que tenho de vocês são momentos muito alegres.

Aos meus amigos de Bauru, **Assis, Amanda, Bruno, Fellipe, Heloísa, Octávio, Laura, Luciano e Paulinho** 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.

A **Família Francischone**, que abriram as portas de sua casa e confiam em mim. **Ado, Ana, Ana Carolina, Carlinhos, Fabrício e Leda**, obrigado por ser um exemplo de família e amizade.

Ao amigo-irmão **Carlos Eduardo Francischone Jr.**, pela amizade e pelos anos de aprendizado que sempre me proporcionou. Obrigado pela confiança, conselhos e apoio. Que **o Lucca** venha com muita saúde e traga felicidades à você e à **Priscila**.

Aos meus amigos do Mestrado, **Carine e Carol** pela cumplicidade, carinho e dedicação. Gosto dessa dupla dinâmica que são um exemplo de amizade para mim. **Melaine, Simone e Érika** pela intensa companhia, delicadeza e dureza quando preciso. Obrigado pelas piadas, risadas e bons conselhos.

Aos amigos do Departamento de Biologia Oral, **Cadú, Erivan, Geraldo e Luís** pela disponibilidade e desprendimento profissional em me oferecerem os equipamentos do laboratório. Além disso, obrigado pelos momentos de descontração e horas de conversa após o almoço.

Aos colegas de trabalho da **Clínica Odontológica Dr. Francischone**. **Ana Cláudia, Ana Elisa, Caiê, José Roberto, Juliana, Renato e Rose**. Com certeza o sucesso do nosso trabalho depende de vocês.

As colegas de trabalho da **Clínica do Parque Vista Alegre**. **Fernanda e Renata**. Os sorrisos que proporcionamos às pessoas são fruto do árduo trabalho em grupo. Obrigado pelo carinho.

Aos amigos do PAE, **Eliane e Prof. Dr. Tadashi**. Vencemos essa etapa turbulenta, ensinando e aprendendo muita coisa juntos. A companhia de vocês foi muito importante nesta etapa da pós-graduação.

Aos amigos das disciplinas do Primeiro Ciclo do curso de pós-graduação, **Elen, Carol, Eriksson, Paola e Marcelo**. Obrigado pelo apoio e força durante esta árdua fase de nossas vidas.

Às funcionários da Patologia, **Marilza** pela manutenção da organização; **Cristina** pela solicitude, amizade, risadas e abraços gostosos. **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 e disponibilidade durante a confecção de soluções para o meu trabalho. Obrigado pela educação e por ser sempre prestativo.

A todos os colegas do curso de pós-graduação **Gastão, Aroldo, Érick, Janaína, Karen, Michele, Milton, Patrícia, Renata, Rosário, Sylvie, Thiago e Vanessa**.

Ao **Prof. Dr. Vinicius Carvalho Porto**, por todo apoio e pela colaboração para a seleção dos pacientes e 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.

Muito Obrigado!

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

À Faculdade de Odontologia de Bauru – USP na pessoa do excelentíssimo Diretor, **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**.

À comissão de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru, na pessoa da Presidente, **Prof^a. Dr^a. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado**.

Ao curso de pós-graduação em Patologia Bucal da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP, na pessoa do seu Coordenador **Prof. Dr. Luís Antonio de Assis Taveira**.

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

Texto do livro “Como vai a sua mente?” – Celso Charuri

Associação Pró-Vida, 2003; p.75.

"Os três grandes fundamentos para se conseguir qualquer coisa são: primeiro, trabalho árduo; segundo, perseverança; terceiro, senso comum."

- Thomas A. Edson –

"E que o mínimo que a gente faça seja, a cada momento, o melhor que afinal se conseguiu fazer."

- Lya Luft -

RESUMO

A utilização de implantes osseointegráveis como substituto dentário tornou-se amplamente adotada desde a instalação e relato de sucesso dos primeiros implantes em seres humanos. A cirurgia para instalação de implantes osseointegráveis pode ser realizada em dois estágios, aguardando-se o período de osseointegração para confecção da prótese de transição ou definitiva; ou por estágio único, conhecida como carga imediata ou função imediata. Ambas as técnicas necessitam da confecção de um alvéolo cirúrgico, para isto utiliza-se de brocas em aço inoxidável. Durante a perfuração do alvéolo promove-se o aumento da temperatura da broca devido à fricção, aquecendo o tecido ósseo adjacente e podendo provocar a *Necrose Óssea Térmica*. A “queima” pode acometer uma pequena parte cortical ou comprometer todo alvéolo cirúrgico. A proposição deste trabalho foi analisar microscopicamente a existência ou não da necrose óssea térmica provocada por brocas durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis quanto: à comparação entre broca nova e broca com desgaste; a interferência da irrigação externa. Além disso, propõe-se demonstrar por achados microscópicos o comportamento tecidual e celular frente a essas variantes. Para o estudo foram utilizados cinco pedaços de costela bovina removidas um dia após a morte do animal. Para o estudo as variantes foram: brocas novas, brocas velhas, presença ou não de irrigação externa. Os corpos de prova foram divididos em 4 grupos (N=5), combinando-se todas as possibilidades de variância. Após as perfurações, seguindo-se o protocolo de dilatação progressiva (BRÅNEMARK, 1980), confeccionaram-se lâminas histológicas para análise em microscopia óptica de luz. 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. Após análise estatística ($p \leq 0,05$), verificou-se que as perfurações realizadas utilizando-se de irrigação externa 58,46% dos osteócitos apresentavam-se normais (viáveis), 30,15%, com lacunas vazias e 11,38% com os núcleos picnóticos. Já as perfurações confeccionadas por brocas desgastadas resultaram em 35,93% dos osteócitos normais, 16,18% com núcleos picnóticos e 47,89% de lacunas vazias.

Correlacionando as variantes broca e irrigação, verifica-se a predominância de osteócitos normais como sinal de viabilidade óssea nos grupos: com irrigação e broca nova (66,10%) e com irrigação e brocas desgastadas (50,82%). Nos grupos onde os alvéolos foram realizados com brocas novas sem irrigação e de brocas desgastadas sem irrigação, observa-se a inviabilidade óssea pela predominância de osteócitos com núcleo picnótico e lacunas vazias, demonstrando a degeneração celular provocada pelo calor. Após o estudo, concluímos que a irrigação externa e a qualidade do corte das brocas são fundamentais e influenciam na manutenção da viabilidade óssea. Além disso, microscopicamente as células ósseas demonstram alterações morfológicas após o aquecimento friccional.

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

Microscopic analysis of osteonecrosis caused by friccional heating during confection of surgical alveolus for osseointegrated implants

ABSTRACT

The use of osseointegrated implants as dental substitute became widely adopted since the installation of the first implant in human beings. The surgery for installation of osseointegrated implants can be carried through in two stages, waiting the period for osseointegration to do the definitive prosthesis or; in one stage, known as immediate loading or immediate function. Both the techniques need the confection of a surgical alveolus, for this are used stainless steel drills. During the alveolus perforation the friction increases the drill temperature which promotes the heating on adjacent bone tissue favoring the thermal osteonecrosis. The heating can commit a small cortical part or compromise all surgical alveolus. The aim of this study was to evaluate by microscopic analysis the existence of the thermal osteonecrosis or not, comparing new and old drills and, the interference of the external irrigation. For the present investigation five pieces (N=5) of bovine ribs had been removed one day after the death of the animal. The ribs were divided in 4 groups agreeing all the variance possibilities. After the perforations, following the protocol of gradual dilatation, we confectioned histological blades for analysis by light microscopy. We quantified the osseous viability by counting of the normal osteocytes, osteocytes with pyknotic nuclei and the empty lacunae. After statistical analysis ($p \leq 0.05$), we verified that the perforations done using external irrigation 58.46% of the osteocytes were presented normal (viable), 30.15% with empty lacunae and 11.38% with pyknotic nuclei. Moreover, the perforations confectioned with old drills had resulted in 35.93% of normal osteocytes, 16.18% of pyknotic nuclei and 47.89% of empty lacunae. Correlating the variants, drill and irrigation, we verified the predominance of normal osteocytes, as a signal of osseous viability, in the groups with irrigation/new drills (66.10%) and with irrigation/old drills (50.82%). In the groups, where the alveolus had been carried through with new drills without irrigation and old drills without irrigation, it was observed osseous unavailability due to the predominance of osteocytes with

pyknotic nucleus and empty lacunae. Those facts demonstrate the cellular degeneration caused by the heat. In this research, we conclude that the external irrigation and the drills cutting power influence in maintenance of the osseous viability. Furthermore, microscopically the bone cells demonstrate morphologic alterations after the frictional heating.

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

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

- Figura 2.1A – Formação de osteócitos nascentes. Alguns osteoblastos apresentam-se englobados pelo osteóide, tornando-se osteócitos. (Escala de 30µm).....30
- Figura 2.1B – Reconstrução tri-dimensional de um osteócito *in situ*, onde se observa o sistema lacuno-canalicular, pelo qual os osteócitos se comunicam. (Escala de 5µm.....30
- Figura 2.2 – Substituição progressiva do osso pré-existente por osso neoformado, em uma ação conjunta osteoclasto/osteoblasto por meio das unidades multicelulares básicas (BMU). Ocorre em torno de um vaso sanguíneo, com uma área anterior de reabsorção (cone de reabsorção).....34
- Figura 2.3 – Tecido ósseo justaposto à superfície do implante, e por microscopia eletrônica de varredura, a população de células aderidas à superfície do implante.....35
- Figura 4.1 – Mensuração das costelas através de paquímetro digital para seleção.....54
- Figura 4.2 – Bloco da costela bovina adaptado a duas braçadeiras metálicas para manutenção da posição adequada para as perfurações.....55
- Figura 4.3 – Costela bovina em banho-maria de soro fisiológico a 37°C por 15 minutos, simulando-se a temperatura corpórea.....56
- Figura 4.4 – Equipamento adaptado para realização das perfurações através de um contra ângulo próprio para implantologia.....57
- Figura 4.5 – Início das perfurações com a broca lança.....58

Figura 4.6A/B – Perfuração com a broca cilíndrica de 2,0 milímetros de diâmetro, aprofundando até a marcação de 13 milímetros.....	58
Figura 4.7A/B – Perfuração com a broca piloto, confeccionando o guia de transição da broca de 2,0mm para a broca de 3,0mm de diâmetro.....	59
Figura 4.8 – Finalização das perfurações com a broca de 3,0mm de diâmetro, aprofundando até 13 milímetros.....	59
Figura 4.9 – Perfurações dos grupos 1 e 3 realizadas sob irrigação externa constante (50ml/min) de soro fisiológico 0,9%.....	60
Figura 4.10 – Remoção dos blocos ósseos com auxílio da broca trefina de 8,0 milímetros de diâmetro, sob irrigação constante de soro fisiológico 0,9%.....	61
Figura 4.11 – Esquema do cilindro removido com auxílio da broca trefina, representando o corte do bloco ao meio após a desmineralização.....	62
Figura 4.12 – Demonstração da seleção dos 10 campos para contagem das células, sendo 5 campos no início da perfuração e 5 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).....	65
Figura 4.13 – Campo com requisito para ser excluído e substituído durante a contagem. Neste caso verifica-se a presença de grandes vasos sanguíneos. (HE. 20X).....	66
Figura 4.14 – 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. (HE. 20X).....	66
Figura 4.15 – Osteócitos normais. (HE. 100X).....	67
Figura 4.16 – Osteócitos com núcleo picnótico. (HE. 100X).....	68

Figura 4.17 – Lacunas vazias. Verifica-se a ausência dos osteócitos no interior das lacunas. (HE. 40X).....	68
Figura 4.18 – Sala com os equipamentos para aquisição e análise de imagens. Departamento de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.....	69
Figura 5.1 – Grupo 1 (Broca nova com irrigação externa): Verifica-se o predomínio de osteócitos normais e neste caso sem lacunas vazias, demonstrando a viabilidade do tecido ósseo. (HE. 40X).....	78
Figura 5.2 – Grupo 3 (Broca desgastada sem irrigação externa): Nota-se ainda o predomínio de osteócitos normais, com alguns contendo núcleos picnóticos e maior porcentagem de lacunas sem osteócitos quando comparado com o grupo 1. (HE. 40X).....	78
Figura 5.3 A/B – Grupo 1: Presença de material eosinofílico amorfo na região apical da perfuração, correspondente à fragmentos ósseos inviáveis, misturados ao plasma sanguíneo e células da medula óssea. (A= HE. 20X; B= HE. 40X).....	79
Figura 5.4 – Comparação da viabilidade óssea celular no início e no final das perfurações. (HE. 4X).....	80
Figura 5.5 – Nos grupos 1 e 3 nota-se grande número de osteócitos viáveis no início das perfurações para confecção dos alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis. (HE. 20X).....	80
Figura 5.6 – No final das perfurações dos alvéolos notam-se maior porcentagem de lacunas vazias quando comparado com a porção inicial. Tal fato ocorre, pois a irrigação externa não atinge a região apical durante a perfuração, gerando maior aquecimento friccional desta região, promovendo sucessivamente inviabilidade parcial ou total do tecido. (HE. 40X).....	81

- Figura 5.7 – Grupo 2 (Broca nova sem irrigação externa): Nota-se tecido ósseo contendo grande número de osteócitos com núcleo picnótico e lacunas vazias (osteoplastos) devido ao aquecimento friccional das brocas durante as perfurações. As porcentagens de células picnóticas ainda são maiores do que no grupo 4, ou seja, a agressão pelo aquecimento no grupo 2 apresenta-se menor. (HE. 40X).....82
- Figura 5.8 – Grupo 4 (Broca desgastada sem irrigação externa): Observa-se que as lacunas vazias se expressam em maior quantidade, entremeadas por poucas células com núcleo picnótico. Notam-se raros osteócitos normais localizados distantes do local das perfurações. Tais achados demonstram total inviabilidade do osso na área do alvéolo cirúrgico. (HE. 40X).....82
- Figura 5.9 – Nota-se no grupo 4 a alteração de coloração do tecido ósseo provocada pelo aquecimento excessivo, além de que as lacunas apresentam-se vazias em quase sua totalidade. (HE. 20X).....83
- Figura 5.10A – Nota-se perda de fluídos e condensação das células, principalmente das hemácias. (HE. 40X). **B:** Figura A em detalhe, demonstrando alteração vascular, onde as células endoteliais encontram-se distanciadas pela perda de líquido e proteínas após o aquecimento. (HE. 100X).....84
- Figura 5.10B – Detalhe da Figura 5.10A, demonstrando alteração vascular, onde as células endoteliais encontram-se distanciadas pela perda de líquido e proteínas após o aquecimento. (HE. 100X).....84

- GRÁFICOS

- Gráfico 1 – Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e osteoplastos vazios levando em consideração a presença e a ausência da irrigação externa.....74
- Gráfico 2 - Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e osteoplastos vazios para avaliação da viabilidade óssea, utilizando a variação entre broca nova e broca com desgaste no poder de corte.....76

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Solução de Morse utilizada para desmineralização dos espécimes.....	61
Tabela 5.1 – Resultados em porcentagens das lacunas vazias (osteoplastos) comparando a ausência e a presença de irrigação externa durante as perfurações.....	73
Tabela 5.2 – Resultados em porcentagens dos osteócitos picnóticos comparando a ausência e a presença de irrigação externa durante as perfurações.....	73
Tabela 5.3 – Resultados em porcentagens dos osteócitos normais comparando a ausência (SI) e a presença de irrigação externa (CI) durante as perfurações.....	73
Tabela 5.4 – Resultados em porcentagens das lacunas vazias (osteoplastos) comparando brocas novas (BN) e brocas desgastadas (BD) durante as perfurações.....	75
Tabela 5.5 – Resultados em porcentagens dos osteócitos picnóticos comparando brocas novas (BN) e brocas desgastadas (BD) durante as perfurações.....	75
Tabela 5.6 – Resultados em porcentagens dos osteócitos normais comparando brocas novas (BN) e brocas desgastadas (BD) durante as perfurações.....	75
Tabela 5.7 – Resultados em porcentagens dos osteócitos normais, osteócitos com núcleos picnóticos e lacunas vazias (osteoplastos) comparando todas as variáveis.....	77

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	25
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	29
2.1 O tecido ósseo.....	29
2.2 O reparo ósseo.....	32
2.3 A Osseointegração e a Necrose Óssea Térmica.....	35
2.4 O modelo animal.....	43
3 PROPOSIÇÃO.....	49
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	53
4.1 Modelo animal.....	53
4.2 Amostra.....	54
4.3 Realização das perfurações.....	56
4.4 Processos histotécnicos para preparo das lâminas histológicas.....	60
4.5 Contagem das células.....	65
4.6 Análise estatística.....	69
4.7 Aquisição das fotomicrografias.....	69
5 RESULTADOS.....	73
5.1 Influência da irrigação externa.....	73
5.2 Influência do desgaste das brocas.....	74
5.3 Correlação entre irrigação e desgaste das brocas.....	76
6 DISCUSSÃO.....	87
7 CONCLUSÕES.....	97
REFERÊNCIAS.....	101

*I*ntrodução

1 INTRODUÇÃO

A Osseointegração, descoberta a partir da década de 60 por Per-Ingvar Brånemark e publicada após 20 anos, é definida como uma conexão estrutural e funcional direta entre tecido ósseo organizado vivo e a superfície de um implante submetido à carga (ADELL et al., 1981; ALBREKTSSON et al., 1981).

A utilização de implantes osseointegráveis como substituto dentário tornou-se amplamente adotada desde a instalação e relato de sucesso dos primeiros implantes em seres humanos. A cirurgia para instalação de implantes osseointegráveis pode ser realizada em dois estágios, aguardando-se o período de osseointegração para confecção da prótese de transição ou definitiva; ou por estágio único, conhecida como carga imediata ou função imediata.

Ambas as técnicas necessitam da confecção de um alvéolo cirúrgico, para isto utiliza-se de brocas em aço inoxidável. Durante a perfuração do alvéolo promove-se o aumento da temperatura da broca devido à fricção, aquecendo o tecido ósseo adjacente e podendo provocar a *Necrose Óssea Térmica*. A “queima” pode acometer uma pequena parte cortical ou comprometer todo alvéolo cirúrgico (ALBREKTSSON, 1985), incluindo tecidos moles adjacentes. A *Necrose Óssea Térmica* deteriora a porção orgânica do tecido ósseo bem como as células diferenciadas e indiferenciadas presentes na circulação sanguínea local. Nos tecidos moles adjacentes (periósteo, tecido conjuntivo sub-epitelial e epitélio) o aquecimento friccional gera a morte celular, em consequência promove também maior reabsorção óssea cortical após período de seis a oito semanas (ERIKSSON et al., 1982). Alguns trabalhos demonstraram que o aquecimento ósseo acima de 47°C por 1 minuto ou 50°C por 30 segundos 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, pois a reabsorção óssea excessiva ao redor dos implantes é uma das causas de perda de implantes osseointegrados, decorrente da necrose óssea térmica (FEITH, 1975; HUISKES, 1980). Pesquisas em busca da técnica mais

adequada são direcionadas variando: forma e diâmetro das fresas (HARRIS; KOHLES, 2001; CORDIOLI; MAJAZOUB, 2001), força de perfuração (BRISMAN, 1996; ABOUZGIA; JAMES, 1997; BACHUS; RONDINA, 2000), velocidade de rotação (BRISMAN, 1996; IYER; WEISS; MEHTA, 1997; SHARAW; MISCH, 2002) e irrigação (ERIKSSON; ALBREKTSSON; ALBREKTSSON, 1984; LAVELL; WEDGWOOD, 1980; 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;
- o peso aplicado sobre o contra-ângulo para perfuração é suficiente para não diminuir o torque do motor e resultar no menor tempo de permanência da fresa no interior do alvéolo, atingindo a profundidade desejada;
- a rotação atinge velocidade suficiente para fresar o mais rápido possível o tecido ósseo, sendo que as velocidades adequadas variam entre 1500 e 2500rpm de acordo com a densidade óssea e o diâmetro da broca (SHARAWI et al., 2002; AUGUSTIN et al., 2008);
- realiza-se irrigação constante da fresa com solução fisiológica à 26°C. Não existem resultados estatísticos significantes substituindo a irrigação externa das fresas pela interna (BENINGTON et al., 2002).

Sabe-se que o número de cirurgiões dentistas e especialistas em Implantologia, habilitados a realizar implantes osseointegráveis vem crescendo a cada ano. Sabe-se também que, nem todos os profissionais utilizam materiais de primeira linha, com testes e garantia sobre a qualidade do produto. Fato este que pode ser demonstrado facilmente, comparando-se brocas de marcas comerciais diferentes. Algumas podem ser reutilizadas até 25 vezes, outras durante a primeira perfuração promovem o aquecimento ósseo friccional acima do limiar de 47°C (ERIKSSON; ALBREKTSSON; GRANE, 1982; CHACON et al., 2006).

*R*evisão de *L*iteratura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 O TECIDO ÓSSEO

O Osso é um tecido ativamente metabólico que no estado adulto constantemente sofre reabsorção e formação de novo osso adaptando-se a 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 a 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 torna-se alteradas. A resposta óssea frente a estímulos agressivos pode gerar alterações em seus componentes estruturais em todos os níveis celulares (osteoblastos, osteoclastos, osteócitos e medula óssea). As alterações podem seguir dois caminhos: o *reparo* ósseo, corrigindo os defeitos provocados através da neoformação óssea e reconstrução da arquitetura pré-existente; e a *necrose*, que significa a morte parcial/total do tecido.

Diferentemente do que encontrávamos na literatura na década de 70, onde as células mais importantes para manutenção da viabilidade do tecido ósseo eram os osteoblastos e os osteoclastos; atualmente trabalhos científicos ressaltam as funções e a importância dos osteócitos. De acordo com Knothe Tate et al. (2004) os osteócitos são as células mais abundantes encontradas no osso maduro, e supõe-se sua capacidade de mecano-transmissão, ou seja, modulação de atividades associadas a remodelação e ao *turnover* ósseo. Além disso, revelam a importância da viabilidade dos osteócitos na manutenção da “saúde” óssea, sendo que estes comandam, onde e quando os osteoblastos e osteoclastos devem agir.

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 (figura 2.1) em espaços denominados lacunas ou osteoplastos (DUDLEY e SPIRO, 1961; BAUD, 1968; PALUMBO, 1986).

FONTE: Knothe Tate ML, Adamson JR, Tami AE, Bauer TW. The osteocyte. The International Journal of Biochemistry & Cell Biology. 2004; 36:1-8.

Figura 2.1 – **(A)** Formação de osteócitos nascentes. Verifica-se a presença de osteoblastos (Ob) sintetizando o osteóide (Os) – matriz desmineralizada de osso, composta por colágeno e componentes orgânicos. Alguns osteoblastos apresentam-se englobados pelo osteóide, tornando-se osteócitos (Ot). (Escala de 30µm). **(B)** Reconstrução tridimensional de um osteócito *in situ*, onde observa-se o sistema lacuno-canalicular, pelo qual os osteócitos se comunicam. (Escala de 5µm).

No osso maduro, o corpo dos osteócitos 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 de *gaps juncionais* (BAUD, 1968; DOTY, 1981; KNOTHE TATE, 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).

O tecido ósseo é subjetivamente classificado com um ambiente dinâmico, onde adaptações funcionais são necessárias para a vitalidade do tecido e, ultimamente, do organismo. A saúde deste tecido depende da habilidade das células ósseas em 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.

Quando o osteócito perde viabilidade, seu tamanho e forma mudam, tornando-se um núcleo remanescente picnótico (na fase de transição) e sua lacuna pode permanecer por algum tempo vazia. Após a inviabilidade desta célula, inicia-se um ciclo de remodelação, removendo as células inviáveis e as lacunas (osteoplastos) começam ser mineralizadas, lembrando que ocorre sempre perda da matriz óssea nesta região (FROST, 1960; CURREY, 1964)

Verifica-se dificuldade nas pesquisas em quantificar a inviabilidade óssea. Métodos diretos e indiretos para investigação sobre a viabilidade do tecido ósseo são testados e publicados. Entre os diretos cita-se a observação da circulação sanguínea através de uma micro-câmera de titânio instalada diretamente na medula óssea (ERIKSSON et al., 1982; ERIKSSON e ALBREKTSSON, 1983). Entre os métodos indiretos estão estudos histológicos (morfologia celular) (KENZORA et al., 1978) e testes histoquímicos observados pela 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 celulares, 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) descreveu as características da morfologia celular para se avaliar a necrose óssea. A viabilidade dos osteócitos tem sido atribuída histologicamente por microscopia óptica de luz, baseando-se principalmente que estas células ou seus elementos podem ser vistos na lacuna (osteoplasto). Com a lacuna vazia intrpreta-se que o osteócito morreu após lise celular e seus componentes foram removidos. Os autores ressaltam a importância da manutenção e da fixação das peças, considerando a natureza e o pH do material fixador.

2.2 O REPARO ÓSSEO

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 iniciem o processo de reparo com a formação de um tecido de granulação, como por exemplo: o tecido ósseo e o tecido conjuntivo. A *Regeneração* indica recuperação tecidual à custa dos remanescentes celulares, sem formação de tecido de granulação, como por exemplo: nervos periféricos, vísceras e epitélios.

As perfurações realizadas durante a confecção de um alvéolo cirúrgico para implantes osseointegráveis 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), servindo de leito para o processo de reparação. 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, ativam a circulação local e promovem o aumento da permeabilidade vascular, iniciando-se um processo inflamatório agudo. Nos primeiros 90 minutos ocorre a exsudação de líquidos através dos vasos; seguido pela saída de células inflamatórias (predominantemente os PMN) que perduram no tecido por 72 horas na tentativa de combater o agente agressor (HUNT et al, 1984; BERT; MISSIKA, 1994).

No caso das cirurgias de implantes odontológicos osseointegráveis, o parafuso de titânio é classificado como um corpo inerte, pois este metal não promove resposta imunológica e muito menos resposta tipo corpo estranho. Tais respostas inflamatórias 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.

Passadas 72 horas, os macrófagos atingem a região auxiliando e complementando a resposta inflamatória, contudo sem sucesso; pois o titânio mais uma vez não é reconhecido. Com isso, o tecido ósseo começa a se organizar para formar tecido de granulação e seguir o processo de reparação habitual. O tecido de granulação é formado pela proliferação e migração de elementos oriundos principalmente do osso medular adjacente (HARRISON; JUROSKY, 1992). O periósteo e o endósteo também fornecem esses elementos (BOYNE, 1997).

No período de cinco a dez dias, a presença de células mesenquimais não diferenciadas 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 o substrato (rede de fibrina, plaquetas e restos celulares) que serviu de veículo para o processo, foi substituído pelo tecido de granulação (LANG et al., 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. Mais uma vez, ressalta-se que micro-movimentos, nutrição deficiente, infecção e presença de corpo estranho podem impedir a diferenciação das células mesenquimais em osteoblastos, alterando e anulando o processo de reparação. Juntamente aos processos reparativos, osteoclastos invadem o alvéolo cirúrgico para remover espículas e esquírolas 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) (figura 2.2) e uma posterior de neoformação (cone de osteogênese) (SCHENK, 1994).

FONTE: Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. Journal of Dental Education. 2005; 67(8):932-49.

Figura 2.2 – Substituição progressiva do osso pré-existente por osso neoformado, em uma ação conjunta osteoclasto/osteoblasto por meio das unidades multicelulares básicas (BMU). Ocorre em torno de um vaso sanguíneo, com uma área anterior de reabsorção (cone de reabsorção). Neste caso dois grupos de osteoclastos criaram dois cones de reabsorção independentes. As hemácias demonstram a participação da circulação sanguínea promovendo precursores mononucleares ao osteoclasto.

Em seguida ao estágio alcalino e o início da mineralização, o osteóide transforma-se em osso primário. Os osteoblastos produzem fosfatase alcalina provocando saturação de 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.

Aos 21 e 28 dias a organização vascular se completa, iniciando-se um processo de desvascularização e formação de osso fibrilar. O osso fibrilar é invadido por osteoclastos, repetindo a seqüência da substituição progressiva. A 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 2.3), necessitando apenas de uma remodelação óssea para adaptação às cargas mastigatórias (DAVIES, 2005).

FONTE: Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. Journal of Dental Education. 2005; 67(8):932-49.

Figura 2.3 – A imagem à esquerda mostra o tecido ósseo justaposto à superfície do implante. À esquerda observa-se, por microscopia eletrônica de varredura, a população de células aderidas à superfície do implante. Nota-se íntima ligação entre a matriz óssea (A) e os óxidos superficiais (B).

2.3 A OSSEOINTEGRAÇÃO E A NECROSE ÓSSEA TÉRMICA

A descoberta, no início dos anos 60, da integração entre titânio e tecido ósseo por Per-Ingvar Brånemark abriu caminho para novos estudos utilizando este material. Novas técnicas de reabilitação surgiram com a utilização de 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).

Osseointegração é definida como aposição íntima de osso neoformado com o implante, não havendo interposição de tecido conjuntivo ou fibroso, estabelecendo uma conexão estrutural e funcional direta capaz de suportar cargas fisiológicas normais, sem deformação excessiva e sem iniciar um mecanismo de rejeição. 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 (ALBREKTSON et al., 1981; BRANEMARK, 1998; BRANEMARK e SKALAK, 1998).

A implantologia vem crescendo como especialidade da odontologia devido à demanda crescente da reabilitação bucal. A reabilitação de pacientes desdentados, total ou parcial tornou-se mais uma opção de tratamento com prognóstico altamente previsível e favorável (BRANEMARK; ZARB e ALBREKTSSON, 1987). Na área médica e odontológica, vários tipos de implantes começaram a ser comercializados e hoje contamos com várias empresas nacionais e internacionais no mercado.

Os implantes apresentam-se com vários diâmetros, comprimentos, formatos, com tratamento de superfície realizada através da nanotecnologia, na forma de hexágono interno ou externo com diferentes indicações e técnicas (SPIEKERMANN, 2005). Porém, para o sucesso dos implantes osseointegráveis alguns fatores são determinantes como: cuidado no preparo do alvéolo cirúrgico para receber o implante (DOUGLAS, 2005), estabilidade primária ou inicial, assepsia, planejamento, indicação correta da técnica, seleção dos implantes e componentes protéticos adequados (BABBUSH, 1986; ALBREKTSSON e JACOBSSON, 1987). Para tal, a cirurgia deve ser delicada e para minimizar o trauma cirúrgico alguns autores especificam que as brocas devem ser afiadas, a fresagem realizada em velocidade lenta e a refrigeração constante (AKAGAWA et al., 1990).

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.

Os estudos mais citados e considerados em pesquisas de injúrias térmicas no tecido ósseo durante a preparação de alvéolos cirúrgicos para implantes

osseointegráveis são de Eriksson et al. (1982), Eriksson e Albrektsson (1983) e Eriksson e Albrektsson (1984).

Nos estudos pioneiros havia muita discussão sobre o pico de temperatura durante a fresagem do tecido ósseo para não interferir na osseointegração. Relatavam-se temperaturas entre 56-60°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 do sangue 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, sofreu 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 em 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 em 1984, Eriksson e Albrektsson 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. Neste estudo os autores analisaram o torque de remoção 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°-47°C são as mais indicadas para o reparo ósseo.

Como citado, uma das causas de falhas 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 a formação de tecido necrótico como, por exemplo: aquecimento excessivo, danos vasculares e neurais (JONES et al., 2004) e mecânicos (micro-fraturas) (LI; CHIEN; BRANEMARK, 1999).

Partindo do princípio que o aquecimento ósseo acima de 47°C causa osteonecrose 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 a 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 o aumento da temperatura óssea. As diferenças entre os ângulos de corte adotados não mostraram resultados significantes.

Com o objetivo de evitar injúrias irreversíveis ao osso, métodos de irrigação foram propostos. Entre os métodos estão a irrigação por meio externo e a 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 das brocas 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 de osso de fêmur humano obtidos 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 dois quilogramas. Para a variante irrigação utilizou-se 10 amostras em cada grupo, sendo o grupo 1- sem irrigação; grupo 2- com irrigação externa (500ml/minuto em temperatura ambiente); e grupo 3- 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 de perfuração maiores. Tanto, sob irrigação interna como externa, as temperaturas não atingiram níveis de necrose óssea térmica; já a ausência de irrigação comprova um dano irreversível.

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 de um contra-ângulo apropriado para

implantes, com rotação de 2500RPM e aplicou-se 1,7 quilogramas sobre o sistema. Dispensou-se solução fisiológica através de uma bomba peristáltica durante todas as perfurações. Os picos de mudança nas temperaturas 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 os picos de mudança na temperatura foram de 3.2°C e 3.1°C, respectivamente. Com isso, os autores concluíram que não existindo vantagens em utilizar o sistema de irrigação interna, o sistema tradicional torna-se o 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 em seu estudo, 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 2-3mm. 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 de 54,0°C e 51,9°C, respectivamente. Quando profundidades maiores (20.5mm) eram alcançadas, iniciando a 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

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.

profundidades ficaram acima do aceitável (47°C). Portanto, a irrigação externa influencia na manutenção da temperatura óssea apenas em perfurações com até 15.5 milímetros de profundidade, mesmo assim deve-se levar em consideração a qualidade óssea.

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, através de 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 um aumento de 4,3°C, 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 grande quantidade de osso inviável (necrótico), já nos outros grupos a quantidade era desprezível. 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.

A preocupação com a fixação de placas e parafusos também se tornou 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, 1964) e ao poder de

corte das fresas (ANDERSON; ROGER; FINLAYSON, 1943; PETERSON, 1952; COSTICH, 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 após 2-3 dias da 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 até visualização de perda do corte ou no máximo por 40 perfurações; brocas velhas foram confeccionadas com aproximadamente 200 perfurações antes dos testes. Os espécimes foram separados em grupos, combinando os testes: presença ou não de irrigação externa, broca nova e velha, velocidade de perfuração (345, 885 e 2900RPM) e pressão para perfuração (2, 6 e 12 quilogramas). 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 2900rpm e pressão de dois quilogramas. Além disso, os autores observaram que em todos os casos o aumento da pressão para perfuração promoveu a diminuição na temperatura e em todos os testes não foi verificado resultado significativo para a duração do aumento na 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 o dano no tecido ósseo, tornando-se necessária a troca regular deste instrumento.

2.4 MODELO ANIMAL

A composição, densidade e qualidade do tecido ósseo podem variar entre diferentes espécies. Estes fatores são importantes de serem avaliados, principalmente na utilização de testes em animais.

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), costelas suínas (WATANABE; TAWADA; KOMATSU, 1992) e costelas bovinas (ERCOLI et al., 2004; AERSSSENS et al., 1998).

Durante a pesquisa de Aerssens et al. (1998), os autores verificaram tais fatores comparando osso cortical e trabecular das espécies mais utilizadas em pesquisas sobre tecido ósseo. O objetivo do estudo é orientar os pesquisadores a escolher o modelo ideal, para tal selecionaram ossos de humano, cão, carneiro, rato, porco, boi e galinha. Verificaram, no osso cortical, que a quantidade de medula óssea 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 trabecular, todos os fatores avaliados resultaram distantes dos ideais (humano), sendo que as espécies canina, suína e bovina mais se aproximaram dos valores humanos. Além disso, os autores ressaltam estarem cientes de que o acesso às espécies ideais como modelo de estudo nem sempre é possível, porém existem alternativas para tal execução.

A preocupação com a qualidade da broca de fresagem óssea é alvo muitas de pesquisas, objetivando provar o número de fresagens possíveis com o mesmo material antes da sua substituição.

Em um estudo amplo comparando sete diferentes marcas comerciais (Nobel Biocare, 3i/Implant Innovations, Steri-Oss, Paragon, Implantmed, Lifecore e ITI), 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 (ERIKSSON; ADELL, 1986; YACKER; KLEIN, 1996). Para o experimento as costelas foram descongeladas até atingirem temperatura ambiente e preparadas com dois termopares instalados: um a 15mm de profundidade e outro a 5mm, ambos paralelos ao eixo de perfuração da broca e distantes um centímetro 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 1500rpm e torque de 37N/cm. Após adaptação do bloco ósseo 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, ficassem “cegas” ou atingissem temperaturas acima de 47°C em três ostectomias consecutivas. Após as análises 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.

Chacon et al. (2006) avaliaram o calor gerado no tecido ósseo comparando três sistemas de fresas para implantes após repetidas perfurações e processos de esterilização. Para o estudo utilizaram fêmur bovino e sistemas de fresas para implantes divididos em: fresas com triplo corte e ângulo de alívio (grupo A), triplo corte sem ângulo de alívio (grupo B) e duplo corte com ângulo de alívio (grupo C). As perfurações foram executadas a 2.500RPM por um contra ângulo Kavo adaptado a uma máquina para perfuração vertical e sobre ela aplicada 2,4Kg. Os espécimes foram aquecidos uma hora antes do experimento em solução salina em banho-maria a 37°C . Para medição dos picos de temperatura utilizaram termopares inseridos a 2-3mm da perfuração e a 15mm de profundidade. Os corpos de prova foram mantidos imersos na solução salina durante toda a fresagem, e esta só era iniciada no momento em que se alcançava $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$. As perfurações eram intermitentes (2-2 segundos) executadas sob irrigação constante de solução salina a 40ml/min em temperatura ambiente. Os picos de temperatura foram avaliados desde a primeira até a 25ª utilização e esterilização. Após a análise dos resultados os autores verificaram uma influência estatisticamente significativa comparando os grupos A-C com o grupo B, onde o grupo B sofreu aquecimento acima de 60°C desde a primeira perfuração, enquanto os grupos A-C não revelaram temperaturas acima dos 47°C . Para tais resultados, os autores relacionaram o tamanho do ângulo de alívio e o número de fresas cortante em cada sistema de implantes (grupo A= 4 fresas; B=3

fresas e $C = 5$ fresas). Ângulos de alívio maiores provocam danos menores e aquecem menos o tecido ósseo; já quanto mais fresas cortantes no sistema, menor o aquecimento promovido.

*P*roposição

3 PROPOSIÇÃO

A proposição deste trabalho é analisar histologicamente a existência ou não da necrose óssea térmica provocada por brocas durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis quanto:

- ao uso de brocas novas e brocas com desgaste;
- interferência ou não da irrigação externa.

Além disso, propõe-se avaliar por achados microscópicos o comportamento tecidual e celular frente a essas variantes.

Material e **M**étodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MODELO ANIMAL

Para esta pesquisa o modelo animal selecionado após revisão de literatura foi a costela de origem bovina. A composição, densidade e qualidade do tecido ósseo podem variar entre diferentes espécies; e estes fatores são importantes e foram avaliados em estudos sobre aquecimento ósseo 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; MISCH, 2002), bloco cortical e medular bovino (YACKER; KLEIN, 1996), costelas suínas (WATANABE et al., 1992) e costelas bovinas (ERCOLI et al., 2004; AERSSSENS et al., 2008).

Durante a pesquisa de Aerssens et al. (2008), os autores verificaram a composição, densidade e qualidade óssea comparando cortical e trabecular 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, no osso cortical, que a quantidade de medula óssea 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 trabecular, 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 ressaltam estarem cientes de que o acesso à espécie humana como modelo de estudo nem sempre é possível, por isso procuram-se alternativas para tal execução.

Portanto, verifica-se que as costelas de origem bovina são uma boa indicação para avaliar a necrose óssea térmica, considerando-se:

- Densidade óssea muito semelhante ao osso mandibular humano, ou seja, a dureza promovida pelo osso da costela gera calor friccional semelhante ao provocado no tecido ósseo humano durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes;

- Proporção medula óssea/cortical semelhante e suficiente para avaliação da necrose óssea térmica;
- Facilidade na obtenção dos espécimes com espessuras ideais para o estudo;

4.2 AMOSTRA

Foram utilizados cinco pedaços de costela bovina com 15 centímetros de comprimento da mesma região do animal. As costelas foram removidas um dia após a morte do animal, aguardando-se o período de refrigeração necessário para corte e remoção das peças. Após a retirada do periósteo, estas foram mantidas sobre refrigeração a -5 °C até o uso (no mesmo dia da remoção). As porções da costela que foram selecionadas tinham no mínimo 15 milímetros de espessura e esta medida foi realizada através de um paquímetro digital (figura 4.1). Caso alguma porção do bloco de costela não possuísse os 15 milímetros, realizou-se a substituição.

Figura 4.1 - Mensuração das costelas através de paquímetro digital para seleção. As costelas selecionadas deveriam ter 15 milímetros de espessura no mínimo em toda sua extensão.

Para o estudo as variantes foram: brocas novas, brocas velhas, presença ou não de irrigação externa. Os corpos de prova foram divididos em 4 grupos (N=5 por grupo), combinando todas as possibilidades de variância, ou seja:

GRUPO 1: brocas novas + com irrigação (BNCI)

GRUPO 2: brocas novas + sem irrigação (BNSI)

GRUPO 3: brocas velhas + com irrigação (BVCI)

GRUPO 4: brocas velhas + sem irrigação (BVSI)

Em cada pedaço da costela realizou-se todas as condições de perfuração, (figura 4.2). Quinze minutos antes das costelas serem perfuradas, estas foram removidas da refrigeração e aquecidas em banho-maria a 37°C (figura 4.3) contendo solução fisiológica 0,9% (Na-Cl), com isso simulou-se a temperatura corpórea humana sem que a refrigeração interferisse nos resultados sobre o aquecimento ósseo friccional.

Figura 4.2 – Bloco da costela bovina adaptado a duas braçadeiras metálicas para manutenção da posição adequada para as perfurações. Observa-se ainda a realização de todos os grupos em um mesmo bloco ósseo, aplicando-se todas as variantes em um mesmo corpo de prova. (G1= grupo 1; G2= grupo 2; G3= grupo 3; G4= grupo 4).

Figura 4.3 – Costela bovina em banho-maria de soro fisiológico a 37°C por 15 minutos, simulando-se a temperatura corpórea.

4.3 REALIZAÇÕES DAS PERFURAÇÕES

As perfurações foram realizadas por brocas helicoidais do kit cirúrgico (Kit Master – Conexão Sistemas de Próteses, Brasil) para implantes odontológicos osseointegráveis. O kit é composto por: 1 broca lança (ref. 934000), 1 broca cilíndrica de 2 milímetros de diâmetro (ref. 933200), 1 broca piloto 2-3 milímetros (ref. 934230) e 1 broca cilíndrica de 3 milímetros de diâmetro (ref. 933300). Foi utilizado um contra-ângulo para implantes 20:1 (Mont-blanc – Anthogyr, França) acoplado a um motor elétrico (Koncept Surg – KaVo, Brasil) com rotação, irrigação e torque controlados digitalmente. O contra-ângulo foi acoplado a um braço adaptado com movimentação vertical, sobre o qual se aplicou carga de 4 quilogramas (figura 4.4).

Figura 4.4 – Contra ângulo para implantes 20:1 (Montblanc – Anthogyr) acoplado a um motor elétrico com rotação, irrigação e torque controlados digitalmente (Kavo). O contra-ângulo foi encaixado a um braço adaptado com movimentação vertical, sobre o qual se aplicou carga de 4 quilogramas.

Realizaram-se as perfurações seguindo o protocolo de dilatação progressiva para confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis (BRANEMARK, 1980). Iniciaram-se as perfurações com broca lança até 10 milímetros de profundidade (figura 4.5), seguindo-se com a broca cilíndrica de 2,0mm de diâmetro (figura 4.6A), aprofundando-se até 13 milímetros (figura 4.6B); broca piloto realizando-se a dilatação do alvéolo de 2 para 3 milímetros (figura 4.7 A-B); finalizando as perfurações com a broca cilíndrica de 3,0mm de diâmetro (figura 4.8A) até a profundidade de 13 milímetros (figura 4.8B). O aprofundamento das brocas foi contínuo, respeitando a densidade óssea da costela e a carga aplicada sobre o braço do equipamento; com isso padronizou-se as perfurações em todos os

grupos. A velocidade utilizada foi constante a 1.800 rotações por minuto (RPM), mensurada digitalmente pelo motor.

Figura 4.5 – Início das perfurações com a broca lança.

Figura 4.6 – Em sequência a broca lança, inicia-se a perfuração com broca cilíndrica de 2,0 milímetros de diâmetro (A), aprofundando até a marcação de 13 milímetros (B).

Figura 4.7 – Perfuração com a broca piloto, confeccionando o guia de transição da broca de 2,0mm para a broca de 3,0mm de diâmetro (A). Observa-se o limite da perfuração até a marcação na broca (B).

Figura 4.8 – Finalização das perfurações com a broca de 3,0mm de diâmetro (A), aprofundando até 13mm (B).

Nos grupos 1 e 3, onde utilizou-se irrigação externa com soro fisiológico 0,9% em temperatura ambiente, o volume de líquido utilizado foi de 50 mililitros por minuto (figura 4.9). Nos grupos 3 e 4, as perfurações foram realizadas com brocas com desgaste no poder de corte; para padronizarmos a quantidade de desgaste, executou-se 20 perfurações com cada broca em um pedaço da costela separado

para esta finalidade. Os desgastes foram confeccionados sob irrigação constante (50ml/minuto), a 2.000RPM de forma manual e movimentos de vai-e-vem.

Figura 4.9 – As perfurações dos grupos 1 e 3 foram realizadas sob irrigação externa constante (50ml/min) de soro fisiológico 0,9%.

4.4 PROCESSOS HISTOTÉCNICOS PARA PREPARO DAS LÂMINAS HISTOLÓGICAS

Após a confecção das perfurações em todos os grupos, realizou-se a remoção dos blocos ósseos 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 4.10). 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 (tabela 4.1).

Figura 4.10 – Remoção dos blocos ósseos com auxílio da trefina de 8,0 milímetros de diâmetro, sob irrigação constante de soro fisiológico 0,9%.

Tabela 4.1 - Solução de Morse utilizada para desmineralização dos espécimes.

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.	

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 4.11) 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 4.11 - 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 consiste 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 alcoóis 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, alcoóis 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 alcoóis 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 alcoóis 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.

4.5 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). 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 LCD de 19 polegadas. Fotografaram-se 10 campos com área de 425µm x 100µm, selecionados aleatoriamente e sem repetição, sendo 5 campos para contagem no início da perfuração e 5 campos imediatamente após o término da medula óssea intermediária (figura 4.12).

Figura 4.12 - Demonstração da seleção dos 10 campos para contagem das células, sendo 5 campos no início da perfuração (lado esquerdo) e 5 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 possuíssem estruturas anatômicas (vasos sanguíneos e feixes de fibras nervosas) grandes e estas não interferissem na contagem das células (figura 4.13);
- Não apresentassem rasgos na lâmina e/ou defeitos de corte, como por exemplo, dobras e porções ausentes do bloco (figura 4.14);

Figura 4.13 – 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 4.14 – 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) e James e Steijn-Myagkaya (1986) classificamos as células e as lacunas em:

- **Osteócitos normais (ON):** apresentam a lacuna contendo o osteócito em proporções compatíveis (figura 4.15);

Figura 4.15 – Lacunas contendo osteócitos normais. Observa-se a proporção entre lacuna e osteócito, como aspecto de normalidade. (HE. 100X)

- **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 à caminho da morte celular (figura 4.16);

Figura 4.16 – Osteócitos com núcleo picnótico. Observa-se a proporção entre lacuna e osteócito com aspecto reduzido, e polarização celular. (HE. 100X)

- **Lacunas sem osteócitos (V):** A lacuna encontra-se sem o osteócito (figura 4.17).

Figura 4.17 – Lacunas sem osteócito. Verifica-se a ausência do osteócito no interior das lacunas. (HE. 40X)

4.6 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 e em seguida a análise estatística através dos testes de Análise de variância (ANOVA) com dois critérios de avaliação independentes. Os testes estatísticos foram executados através do programa computadorizado Pacotico – Pacotinho estatístico for Windows, versão 4.5, adotando nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$).

Além da Análise de variância com dois critérios independentes, 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.

4.7 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 4.18) .

Figura 4.18 – Sala com os equipamentos para aquisição e análise de imagens. Departamento de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

*R*esultados

5 RESULTADOS

Após a confecção das lâminas histológicas, contagem das células e análises estatísticas, apresenta-se os resultados a seguir.

Pelo índice KAPPA observou-se excelente concordância entre todos os dados coletados pelos dois examinadores, obtendo-se o valor de 0,82, ou seja, 82% de concordância.

5.1 INFLUÊNCIA DA IRRIGAÇÃO EXTERNA

As tabelas 5.1, 5.2 e 5.3 e o gráfico 1 mostram os resultados obtidos, separados em lacunas sem osteócito, osteócitos picnóticos e osteócitos normais.

Tabela 5.1 – Resultados em porcentagens das lacunas sem osteócito comparando a ausência e a presença de irrigação externa durante as perfurações:

Irrigação	Média	Desvio Padrão	Número
Com Irrigação	30,15%	7,94%	10
Sem Irrigação	55,20%	14,16%	10

Tabela 5.2 – Resultados em porcentagens dos osteócitos picnóticos comparando a ausência e a presença de irrigação externa durante as perfurações:

Irrigação	Média	Desvio Padrão	Número
Com Irrigação	11,38%	3,98%	10
Sem Irrigação	15,94%	8,34%	10

Tabela 5.3 – Resultados em porcentagens dos osteócitos normais comparando a ausência (SI) e a presença de irrigação externa (CI) durante as perfurações:

Irrigação	Média	Desvio Padrão	Número
Com Irrigação	58,46%	8,60%	10
Sem Irrigação	28,85%	11,48%	10

Gráfico 1 - Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos levando em consideração a presença e a ausência da irrigação externa.

Pelos testes realizados, a análise de variância (ANOVA) com dois critérios independentes nos indica que a viabilidade das células ósseas em questão é maior nos grupos com irrigação externa. Verificou-se que nas perfurações realizadas utilizando-se de irrigação externa 58,46% dos osteócitos apresentavam-se normais (viáveis), 30,15%, com lacunas vazias e 11,38% com os núcleos picnóticos. Nos grupos onde a irrigação não foi empregada 55,20% das lacunas encontravam-se vazias, 15,94% com núcleos picnóticos e 28,58% com osteócitos normais. Para os resultados aplicou-se índice de significância de 5% ($p \leq 0,05$), demonstrando resultados estatísticos significantes para osteócitos normais ($p \leq 0,01$) e lacunas vazias ($p \leq 0,01$).

5.2 INFLUÊNCIA DO DESGASTE DAS BROCAS

Do mesmo modo como apresentado no item 5.1, da influência da irrigação externa, as tabelas 5.4, 5.5 e 5.6 e o gráfico 2 mostram os resultados obtidos comparando brocas novas (BN) e brocas com desgaste (BD) no poder de corte confeccionadas após 20 perfurações. Os dados estão separados em lacunas sem osteócitos, osteócitos picnóticos e osteócitos normais.

Tabela 5.4 – Resultados em porcentagens das lacunas sem osteócitos comparando brocas novas (BN) e brocas desgastadas (BD) durante as perfurações:

Brocas	Média	Desvio Padrão	Número
Brocas Novas	37,47%	14,12%	10
Brocas Desgastadas	47,89%	18,78%	10

Tabela 5.5 – Resultados em porcentagens dos osteócitos picnóticos comparando brocas novas (BN) e brocas desgastadas (BD) durante as perfurações:

Brocas	Média	Desvio Padrão	Número
Brocas Novas	11,14%	3,52%	10
Brocas Desgastadas	16,18%	8,39%	10

Tabela 5.6 – Resultados em porcentagens dos osteócitos normais comparando brocas novas (BN) e brocas desgastadas (BD) durante as perfurações:

Brocas	Média	Desvio Padrão	Número
Brocas Novas	51,39%	16,31%	10
Brocas Desgastadas	35,93%	17,15%	10

Gráfico 2 - Porcentagens de osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos para avaliação da viabilidade óssea, utilizando a variação entre broca nova e broca com desgaste no poder de corte.

A análise de variância (ANOVA) com dois critérios independentes demonstra que as células ósseas apresentavam-se com 51,39% dos osteócitos normais, 11,14% com núcleos picnóticos e 37,47% com as lacunas sem osteócitos quando as perfurações foram executadas com brocas novas. Já as perfurações confeccionadas por brocas desgastadas resultaram em 35,93% dos osteócitos normais, 16,18% com núcleos picnóticos e 47,89% de células inviáveis (lacunas sem osteócitos). Para os resultados aplicou-se índice de significância de 5% ($p \leq 0,05$), demonstrando resultados estatísticos significantes para osteócitos normais ($p \leq 0,01$) e lacunas vazias ($p = 0,04$).

5.3 CORRELAÇÃO ENTRE IRRIGAÇÃO E DESGASTE DAS BROCAS

Com o objetivo de correlacionar as variáveis e avaliar as influências destas no tecido ósseo, aplicou-se a análise de variância (ANOVA) com dois critérios independentes para execução destes testes. Os resultados estão apresentados separadamente (tabela 5.7) pelos grupos: 1 (Brocas novas com irrigação), 2 (Brocas

novas sem irrigação, 3 (Brocas desgastadas com irrigação) e 4 (Brocas desgastadas sem irrigação).

Tabela 5.7 – Resultados em porcentagens dos osteócitos normais, osteócitos com núcleos picnóticos e lacunas sem osteócitos comparando todas as variáveis:

GRUPO 1	Células Ósseas	Média	Desvio Padrão
	Osteócitos Normais (ON)	66,10%	2,46%
	Osteócitos Picnóticos (OP)	13,58%	4,67%
	Lacunas sem osteócitos (V)	24,71%	2,65%
GRUPO 2	Células Ósseas	Média	Desvio Padrão
	Osteócitos Normais (ON)	36,68%	7,13%
	Osteócitos Picnóticos (OP)	18,79%	10,94%
	Lacunas sem osteócitos (V)	50,23%	5,87%
GRUPO 3	Células Ósseas	Média	Desvio Padrão
	Osteócitos Normais (ON)	50,82%	3,81%
	Osteócitos Picnóticos (OP)	9,18%	1,33%
	Lacunas sem osteócitos (V)	35,60%	7,80%
GRUPO 4	Células Ósseas	Média	Desvio Padrão
	Osteócitos Normais (ON)	21,03%	9,64%
	Osteócitos Picnóticos (OP)	13,09%	4,06%
	Lacunas sem osteócitos (V)	60,17%	18,84%

Na análise subjetiva da tabela 5.7, considerando as variantes broca e irrigação relacionada aos grupos, verifica-se a predominância de osteócitos normais como sinal de viabilidade óssea nos grupos 1 (66,10%) (Figura 5.1) e 3 (50,82%) (Figura 5.2).

Figura 5.1 – **Grupo 1 (Broca nova com irrigação externa):** Verifica-se o predomínio de osteócitos normais (setas) e neste caso sem lacunas vazias, demonstrando a viabilidade do tecido ósseo. Abaixo do osso nota-se a presença de células da medula que ficaram aderidas após as perfurações. (HE. 40X)

Figura 5.2 – **Grupo 3 (Broca desgastada sem irrigação externa):** Nota-se ainda o predomínio de osteócitos normais, com alguns contendo núcleos picnóticos e maior porcentagem de lacunas sem osteócitos quando comparado com o grupo 1. (HE. 40X)

Microscopicamente notou-se no grupo 1 a presença de material eosinofílico amorfo na região apical da perfuração, correspondente à fragmentos ósseos inviáveis misturados ao plasma sanguíneo e células da medula óssea da costela bovina (figuras 5.3 A-B).

Figura 5.3 – **Grupo 1 (A e B):** Verifica-se a presença de material eosinofílico amorfo na região apical da perfuração, correspondente à fragmentos ósseos inviáveis, misturados ao plasma sanguíneo e células da medula óssea. (A= HE. 20X; B= HE. 40X)

Um fato muito importante observado microscopicamente nos grupos 1 e 3 foi que o número de células viáveis era maior no início da perfuração, quando comparado com a região apical. Tal fato ocorre, pois a irrigação externa não atinge a região apical durante a perfuração do alvéolo cirúrgico, gerando maior aquecimento friccional desta região, promovendo sucessivamente inviabilidade parcial ou total do tecido neste local. (Figuras 5.4, 5.5 e 5.6).

Figura 5.4 – Esquema pelo qual as figuras A e B seguintes serão maximizadas para comparar as diferenças das células ósseas no início (lado esquerdo) e no final das perfurações (lado direito). (HE. 4X).

Figura 5.5 – Nos grupos 1 e 3 nota-se grande número de osteócitos viáveis no início das perfurações (parte A na figura 5.4) para confecção dos alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis. (HE. 20X).

Figura 5.6 – No final das perfurações dos alvéolos (parte B na figura 5.4) notam-se maior porcentagem de lacunas vazias (setas) quando comparado com a porção inicial. Tal fato ocorre, pois a irrigação externa não atinge a região apical durante a perfuração, gerando maior aquecimento friccional desta região, promovendo sucessivamente inviabilidade parcial ou total do tecido. (HE. 40X).

Considerando a mesma tabela 5.7; nos grupos de brocas novas sem irrigação (grupo 2) (figura 5.7) e de brocas desgastadas sem irrigação (grupo 4) (figura 5.8), observa-se a inviabilidade óssea pela predominância de osteócitos com núcleo picnótico (OP) e lacunas vazias (V), demonstrando a degeneração celular provocada pelo calor. As porcentagens foram de 18,79% (OP) e 50,23%(V) no grupo 2 e de 13,09%(OP) e 60,17%(V) no grupo 4. O fato da porcentagem de osteócitos com núcleos picnóticos apresentar-se maior no grupo 2 deve-se a evidência de que as células não foram degeneradas totalmente e tão agredidas como no grupo 4.

Figura 5.7 – **Grupo 2 (Broca nova sem irrigação externa)**: Nota-se tecido ósseo contendo grande número de osteócitos com núcleo picnótico e lacunas sem osteócitos devido ao aquecimento friccional das brocas durante as perfurações. As porcentagens de células picnóticas ainda são maiores do que no grupo 4, ou seja, a agressão pelo aquecimento no grupo 2 apresenta-se menor. (HE. 40X).

Figura 5.8 – **Grupo 4 (Broca desgastada sem irrigação externa)**: Observa-se que as lacunas vazias se expressam em maior quantidade, entremeadas por poucas células com núcleo picnótico. Notam-se raros osteócitos normais localizados distantes do local das perfurações. Tais achados demonstram total inviabilidade do osso na área do alvéolo cirúrgico. (HE. 40X)

Outros achados importantes que devem ser considerados são alterações nos vasos sanguíneos e a mudança de coloração do tecido ósseo em algumas regiões (figura 5.9), principalmente do grupo 4, onde foram aplicadas as piores situações para confecção de um alvéolo cirúrgico para implantes osseointegráveis.

Notou-se, nos grupos em que não se utilizou irrigação externa (2 e 4) que os vasos sanguíneos intra-ósseos apresentavam perda de fluídos, condensação das células (principalmente as hemácias) e alteração do endotélio (figura 5.10 A-B). 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 ocorra a migração e diferenciação das células em osso neoformado, resultando na ausência de osseointegração.

Figura 5.9 – Nota-se no grupo 4 a alteração de coloração do tecido ósseo provocada pelo aquecimento excessivo, além de que as lacunas apresentam-se vazias em quase sua totalidade. (HE. 20X).

Figura 5.10 – **A:** Nota-se perda de fluídos e condensação das células, principalmente das hemácias. (HE. 40X). **B:** Figura A em detalhe, demonstrando alteração vascular, onde as células endoteliais encontram-se distanciadas pela perda de líquido e proteínas após o aquecimento. (HE. 100X).

*D*iscussão

6 DISCUSSÃO

Em estudos realizados na década de 60 analisando fenômenos ósseos medulares por microscopia vital, Per-Ingvar Brånemark juntamente com seu grupo de pesquisadores, implantavam uma micro-câmera de titânio no tecido ósseo de coelhos. Na tentativa de remover a micro-câmera e instalar em outro animal, verificaram que não seria possível, sendo que esta se apresentava incorporada ao tecido sem fenômenos de reação tipo corpo estranho. Após alguns anos de estudo a descoberta ganhou o mundo, George Zarb, um dos mais importantes pesquisadores da área do Desenvolvimento de Substitutos Artificiais de Raízes Dentais da Universidade de Toronto, no Canadá, ao tomar conhecimento da pesquisa de Brånemark em cães, foi a Gotemburgo, onde permaneceu por seis meses e acabou convencendo Brånemark a dividir os resultados de sua pesquisa. Zarb e seu grupo foram os primeiros a desenvolver estudos paralelos utilizando o protocolo de P-I Brånemark fora da Suécia (MCCLARENCE, 2003).

Trabalhos seguintes realizados por Albrektsson et al. (1981); Hanson, Henry e Brånemark (1983) e Henry (1987) demonstraram microscopicamente que a osseointegração ocorre frente aos implantes de titânio (Ti) e é definida como uma conexão estrutural e funcional direta entre tecido ósseo organizado vivo e a superfície de um implante submetido à carga. Tal definição possui críticas por não incluir a quantidade mínima necessária de contato osso/implante, porém sabe-se que após o período de reparo ósseo, a remoção do parafuso de titânio não é conseguida, fato este suficiente para caracterizar a osseointegração.

De acordo com os trabalhos de Adell et al. (1981) e Albrektsson e Jacobsson (1987) o grau de osseointegração sofre influência de fatores como: composição do material, técnica cirúrgica, desenho e superfície do implante. Além disso, deve-se respeitar o período de reparação de três a quatro meses para mandíbula e cinco a seis meses para maxila. Essa teoria sobre o tempo de reparo tem sido menos aplicada e muito discutida atualmente. Com o advento do tratamento da superfície do titânio, o período de reparo se abreviou. Pesquisas mostram que a osseointegração, auxiliada por uma superfície rugosa, tende facilitar a obtenção da estabilidade primária, aumentar a área de contato osso/implante e acelerar o

processo de osseointegração (LARSSON, 2000; SCHÜPBACH et al, 2005; FRÖBERG; LINDH; ERICSSON, 2006).

Todos esses fatores supracitados são importantes e devem ser considerados durante um tratamento de reabilitação oral 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, podendo provocar a necrose óssea térmica. A necrose óssea térmica deteriora a porção orgânica do tecido ósseo (tanto matriz óssea como células ósseas da região), bem como as células diferenciadas e indiferenciadas presentes na circulação sanguínea local.

Considerando o osso como um tecido vivo e dinâmico, ou seja, a resposta deste frente a estímulos agressivos, pode gerar alterações de seus componentes estruturais em todos os níveis celulares (osteoblastos, osteoclastos, osteócitos e medula óssea). Essas alterações podem seguir dois caminhos: 1) o *reparo* ósseo, corrigindo os defeitos provocados através da neoformação óssea e reconstrução da arquitetura pré-existente; e 2) a *necrose*, que significa a morte parcial/total do tecido. Em nosso trabalho, notou-se microscopicamente nos grupos 2 e 4 (os quais não utilizamos irrigação externa) que os vasos sanguíneos intra-ósseos apresentavam perda de fluídos, condensação das células (principalmente as hemácias) e alteração do endotélio (figura 5.10 A-B). 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, alterando inclusive a coloração de algumas regiões. Esta agressão promove estagnação da circulação sanguínea local, dificultando a formação do coágulo após a instalação do implante osseointegrável, e em seguida não ocorra a migração e diferenciação das células em osso neoformado, resultando na ausência de osseointegração.

Corroborando com o que foi observado em nosso estudo, Eriksson et al. (1982) acompanharam após o aquecimento a 53°C por um minuto 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. Em seu estudo seguinte, Eriksson e Albrektsson em 1983 descobriram que o aquecimento ósseo a 47°C por 1 minuto não provocava alterações graves no tecido ósseo, porém o aquecimento a 50°C por 1 minuto promoveu a 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.

Em nosso estudo não mensuramos as temperaturas durante as perfurações, pois existe literatura suficiente que demonstra resultados satisfatórios sobre o assunto. A nossa proposição é apresentar resultados baseados em características microscópicas celulares, os quais elucidam o que realmente acontece no tecido ósseo. De acordo com essa proposição selecionamos critérios viáveis para quantificação e análise dos testes executados. Não foram encontrados estudos idênticos ao nosso para correlacionarmos e discutirmos os achados diretamente, com isso reuniu-se literaturas com metodologias pertinentes e confiáveis para podermos comparar os resultados.

Sabe-se que o número de cirurgiões dentistas e especialistas em Implantologia, habilitados a realizar implantes osseointegráveis vem crescendo a cada ano. Sabe-se também que, nem todos os profissionais utilizam materiais de primeira linha, com testes e garantia sobre a qualidade do produto. Fato este que pode ser demonstrado facilmente comparando-se brocas de marcas comerciais diferentes. Algumas podem ser reutilizadas até 25 vezes, outras durante a primeira perfuração promovem o aquecimento ósseo friccional acima do limiar de 44°/47°C (ERIKSSON; ALBREKTSSON, 1984; CHACON et al., 2006).

Os sistemas para implantes osseointegráveis variam as técnicas para perfuração e confecção do alvéolo cirúrgico, a quantidade e o *design* das brocas. Em um estudo amplo comparando sete diferentes marcas comerciais (Nobel Biocare, 3i/Implant Innovations, Steri-Oss, Paragon, Implantmed, Lifecore e ITI), 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. Após as análises dos resultados concluíram que a durabilidade e a eficiência de corte da broca estão diretamente relacionadas à forma (*design*) e ao material de fabricação. Além disso,

observaram que o fator refrigeração (sendo externa ou interna) é fundamental e determinante para o aquecimento ósseo; perfuração contínua sem movimentos intermitentes gera temperaturas danosas ao osso. Por outro lado, os autores não observaram resultados significantes comparando as diferentes marcas comerciais. A partir deste estudo, adotamos a avaliação de apenas uma marca comercial, respeitando as orientações do fabricante quanto ao desgaste das brocas.

Objetivando-se evitar injúrias irreversíveis ao osso, métodos de irrigação foram propostos através da irrigação por meio externo e interno nas brocas. A irrigação externa 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 durante a confecção de alvéolos profundos.

Lavelle e Wedgwood (1980) compararam a irrigação externa à interna durante o preparo de alvéolos cirúrgicos em baixa rotação (350RPM). 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 de perfuração maiores. Tanto, sob irrigação interna como externa, as temperaturas não atingiram níveis de necrose óssea térmica; já a ausência de irrigação comprova um dano irreversível, como também foi observado em nosso estudo. Por outro lado, Benington et al. (2002) avaliaram por metodologia diferente as temperaturas geradas pelos sistemas de irrigação interna e externa. Os resultados obtidos não demonstraram diferenças estatísticas entre a irrigação interna e externa, com isso, os autores concluíram que não existindo vantagens em utilizar o sistema de irrigação interna, o sistema tradicional torna-se o mais recomendado. Vale ressaltar que o estudo de Lavelle e Wedgwood (1980) possuiu mensuração das temperaturas por termopares e as perfurações iniciaram-se apenas quando estes marcavam 37°C; diferentemente, no estudo de Benington et al. (2002) o registro das temperaturas foi feito termograficamente e não adotaram temperatura inicial padronizada, demonstrando metodologia desfavorável para análise.

Em acordo com os estudos de Lavelle e Wedgwood (1980) e Benington et al. (2002), notamos equivalência com os nossos resultados, quando a variante irrigação

é analisada. Verificamos que nas perfurações realizadas utilizando-se de irrigação externa (grupos 1 e 3), 58,46% dos osteócitos apresentavam-se normais (viáveis), 30,15%, com lacunas sem osteócitos e 11,38% com os núcleos picnóticos. Nos grupos onde a irrigação não foi empregada 55,20% das lacunas encontravam-se sem os osteócitos, 15,94% com núcleos picnóticos e 28,58% com osteócitos normais. Fica comprovado microscopicamente que a irrigação é o fator de refrigeração mais importante para manter a viabilidade óssea, resultando na osseointegração. Corroborando com os nossos resultados, os estudos de Augustin et al. (2008) demonstraram que a irrigação externa mantém a temperatura óssea abaixo dos 47°C, ou seja, preservando a viabilidade do tecido ósseo.

Analisando-se a variante broca, adotamos apenas uma marca comercial devido aos fatores explicitados anteriormente. Para os testes das brocas com desgaste no poder de corte, baseamo-nos nos estudos de Ercoli et al. (2004) e Chacon et al. (2006) onde demonstraram as influências do poder de corte no tecido ósseo. Realizamos 20 perfurações com cada broca em um bloco ósseo de costela bovina próprio para esta finalidade, padronizando-se o desgaste. As 20 perfurações foram baseadas em experiência clínica e indicações metodológicas destas literaturas. Não realizamos movimentos de vai-e-vem durante os testes, pois o equipamento adaptado para esta função não permitia padronização do tempo de aprofundamento das perfurações; sucessivamente não pudemos aplicar a metodologia adotada no trabalho de Ercoli et al. (2004) e Chacon et al. (2006), nos quais os movimentos intermitentes durante a confecção de um alvéolo cirúrgico eram necessários para auxiliar no resfriamento da broca. Entretanto, pelos resultados microscópicos obtidos em nosso trabalho, verifica-se que o importante foi a padronização dos testes entre os grupos, demonstrando-se fidelidade aos resultados.

Os trabalhos de Ercoli et al. (2004) e Chacon et al. (2006) adotaram metodologias distintas com o intuito de elucidar a relação entre desgaste das brocas e aquecimento ósseo friccional. No primeiro estudo, os autores não obtiveram resultados significantes quando a variante desgaste das brocas foi analisada juntamente com o pico de 47°C. Em alguns grupos observaram desgaste aparente, principalmente após análise por microscopia eletrônica de varredura, entretanto tais desgastes não mostraram relação com o aquecimento ósseo. Ressalta-se que em

todos os testes do trabalho de Ercoli et al. (2004) as perfurações foram realizadas sob irrigação externa abundante, ou seja, o possível aquecimento friccional gerado pelas brocas pode ter sido anulado pelo fator irrigação. Já no trabalho de Chacon et al. (2006), os autores obtiveram resultados significantes com relação ao desgaste das brocas e o calor friccional gerado ao tecido ósseo. Ao *design* das brocas atribuiu o dano provocado, sendo que quão maior o ângulo de alívio e o número de fresas cortantes, menor o aquecimento friccional.

Em nosso trabalho, relacionando o desgaste friccional à viabilidade celular, verificamos por resultados significantes que: nos grupos 1 e 2, utilizando-se brocas novas, 51,39% dos osteócitos apresentavam-se normais, 11,14% com núcleos picnóticos e 37,47% com as lacunas sem osteócitos. Já nos grupos 3 e 4, com o desgaste das brocas, apenas 35,93% dos osteócitos normais, 16,18% com núcleos picnóticos e 47,89% de células inviáveis (lacunas sem osteócitos). Portanto, verifica-se que as brocas, quando analisadas separadamente dos outros fatores, promovem alterações microscópicas celulares no tecido ósseo, ou seja, a perfuração de alvéolos cirúrgicos com brocas novas demonstra uma diferença significativa de osteócitos normais. Podemos até dizer, neste trabalho, que as brocas novas mantiveram 15,46% do tecido ósseo mais viável.

Como demonstrado desde o início do nosso estudo, as causas da necrose óssea térmica são multifatoriais e estão diretamente relacionadas à ausência de irrigação, à técnica adotada e ao desgaste no poder de corte das brocas. Pelos resultados da relação entre as variantes de nosso estudo, confirma-se por números estatisticamente significantes, a predominância de osteócitos normais como sinal de viabilidade óssea nos grupos 1 (broca nova com irrigação - 66,10%) e 3 (broca desgastada com irrigação - 50,82%). A inviabilidade parcial ou total do tecido ósseo evidenciou-se nos grupos 2 (broca nova sem irrigação - 50,23%) e 4 (broca desgastada sem irrigação - 60,17%) pelas porcentagens de lacunas sem osteócitos.

De acordo com o trabalho de Yacker e Klein (1996) que avaliaram a necrose óssea térmica relacionada ao comprimento das brocas, encontramos resultados microscópicos semelhantes à sua mensuração térmica. Os autores notaram que a densidade óssea interfere muito no aquecimento friccional, ou seja, nas perfurações sob irrigação externa, utilizando-se das brocas de 8,5 e 10,5mm as temperaturas

atingidas foram de 54,0°C e 51,9°C, respectivamente. Quando profundidades maiores (20,5mm) eram alcançadas, iniciando a perfuração da cortical inferior do bloco ósseo, as temperaturas subiam, chegando a 115,8°C. Com isso, concluíram que a irrigação externa influencia na manutenção da temperatura óssea apenas em perfurações com até 15,5 milímetros de profundidade, mesmo assim deve-se levar em consideração a qualidade óssea e as brocas utilizadas.

No presente estudo, como demonstrado pelas figuras 5.4, 5.5 e 5.6 do capítulo 5, os achados microscópicos corroboram com Yacker e Klein (1996), onde observamos nos grupos com irrigação (1 e 3) que o número de células viáveis era maior no início da perfuração, quando comparado com a região apical. Tal fato ocorre, pois a irrigação externa não atinge a região apical durante a perfuração do alvéolo cirúrgico, gerando o aquecimento friccional desta região, promovendo sucessivamente inviabilidade parcial ou total deste tecido corticalizado.

onclusões

7 CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos podemos concluir que:

- as perfurações de alvéolos cirúrgicos realizadas por brocas desgastadas provocam maior aquecimento friccional do tecido ósseo, quando comparadas às brocas novas.

- o uso de irrigação externa durante as perfurações diminui significativamente a agressão ao tecido ósseo, visto que observamos a prevalência de células viáveis inclusive no grupo III, onde as perfurações foram confeccionadas por brocas desgastadas.

- 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.

*R*eferências *B*ibliográficas

REFERÊNCIAS

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

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral surg*. 1981;10(6):387-416.

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;139:663-70.

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*. 1981;52(2):155-70.

Albrektsson T. Bone tissue response. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue –integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. 1st ed. Chicago:Quintessence; c1985. p.129-43.

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

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

Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udijak T, Vedrinar DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;128:71-77.

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

Bachus KN, Rondina MT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: An in vitro study. *Med Eng Phys.* 2000;22:685-92.

Baud CA. Submicroscopic structure and functional aspects of the osteocyte. *Clin Orthop and Related Res.* 1968;56:227-236.

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

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

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

Brånemark R. Biomechanical Characterization of Osseointegration: An Experimental *In Vivo* Investigation in the Beagle Dog. *J Orthop Res.* 1998;16:61-9.

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

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

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;64:265-69.

Cordioli G, Majazoub Z. Heat generation during implant site preparation: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;12:186-93.

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 and Oral Pathol.* 1964;17:563-71.

Currey JD. Some effects of ageing in human Haversian systems. *J Anatomy.* 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. *Calcified Tissue Int.* 1981;33:509-12.

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

Dudley HR, Spiro D. The fine structure of bone cells. *The J Bioph and Bioch Cytol.* 1961;11:627-49.

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. 2004;19:335-49.

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

Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50:101-107.

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;42:705-11.

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

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

Feith R. Side effects of acrylic cement, implanted into bone. *Acta Orthop Scand.* 1975;161(Suppl):3-136.

Fröberg K-K, Lindh C, Ericsson I. Immediate loading of Brånemark system implants®: A comparison between TiUnite™ and Turned implants placed in the anterior mandible. *Clin Impl Dent Rel Res.* 2006;8(4):187-97.

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

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

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.

Huiskes R. Some fundamental aspects of human joint replacement. *Acta Orthop Scand.* 1980;185 (Suppl):1-208.

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;10:536-40.

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

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

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 e Cell Biol*. 2004;36:1-8.

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.

Larsson C. The interface between bone and implants with different surface oxide properties. *Appl Osseointegration Res*. 2000;1:9-14.

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

Li S, Chien S, Brånemark P-I. Heat shock-induced necrosis and apoptosis osteoblasts. *J Orthop Res*. 1999;17:891-99.

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.* 1972;54-A(2):297-308.

McClarence E. Close to the edge: Brånemark and the development of osseointegration. Berlin (Alemanha):Quintessence Books; 2003.

Moss RW. Histopathologic reaction of bone to surgical cutting. *Oral Surg.* 1964;17:405-14.

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;78:357-62.

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

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

Schenk RK. Cytodynamics and histodynamics of primary bone repair. In: Lane JM. *Fracture healing.* New York: Churchill Livingstone; c1987. p.23-32.

Schenk RK. Bone regeneration: biological bases. In: Buser D, Dahlin C, Schenk RK. *Guided bone regeneration in implant dentistry.* Chicago: Quintessence Publishing Co; c1994. p.49-100.

Schüpbach P, Glauser R, Rocci A. The human boneoxidized titanium implant interface: a light microscopic, scanning electron microscopic, black-scatter scanning electron microscopic, and energy-dispersive X-ray study of clinically retrieved dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7(Suppl):36-43.

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

Sharawy M, Misch C, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002;60:1160-69.

Spiekermann H. Sistemas de Implante. In: Spiekermann H. Implantologia. 1a ed. Porto Alegre: Artmed; 2005. p. 25-58.

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

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

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

Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S. 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.

Yacher MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:634-38.