

**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO - UNISA  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA COM ÁREA DE  
CONCENTRAÇÃO EM IMPLANTODONTIA**

**JORGE KERBE NUNES**

**AVALIAÇÃO DOS SISTEMAS DE IRRIGAÇÃO EXTERNO E INTERNO  
NO CONTROLE DA TEMPERATURA DURANTE A OSTEOTOMIA  
PARA INSERÇÃO DE IMPLANTES ODONTOLÓGICOS - REVISÃO  
DE LITERATURA**

**SÃO PAULO-SP  
2012**

**JORGE KERBE NUNES**

**AVALIAÇÃO DOS SISTEMAS DE IRRIGAÇÃO EXTERNO E INTERNO  
NO CONTROLE DA TEMPERATURA DURANTE A OSTEOTOMIA  
PARA INSERÇÃO DE IMPLANTES ODONTOLÓGICOS – REVISÃO  
DA LITERATURA**

“Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre em Odontologia com concentração em Implantodontia do programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Santo Amaro, sob orientação do Prof. Dr. William Cunha Brandt.e co-orientação do Prof. Dr. Humberto Osvaldo Schwartz Filho”

**SÃO PAULO**

**2012**

## FICHA DE APROVAÇÃO

Jorge Kerbe Nunes

AVALIAÇÃO DOS SISTEMAS DE IRRIGAÇÃO EXTERNO E INTERNO NO CONTROLE DA TEMPERATURA DURANTE A OSTEOTOMIA PARA INSERÇÃO DE IMPLANTES ODONTOLÓGICOS - REVISÃO DE LITERATURA.

**(DISSERTAÇÃO DE MESTRADO). SÃO PAULO: PROGRAMA DE MESTRADO EM IMPLANTODONTIA/ UNISA, 2012.**

*DISSERTAÇÃO APRESENTADA PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE DO PROGRAMA DE MESTRADO DA UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO. ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM IMPLANTODONTIA*

Data de aprovação: \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_\_\_.

Banca examinadora

---

Prof. Dr. William Cunha Brandt (ORIENTADOR) – Universidade de Santo Amaro  
Mestre e Doutor em Materiais Dentários

---

Prof. Dr. Américo Bortolazzo Correr - Universidade de Campinas  
Mestre e Doutor em Materiais Dentários

---

Profa. Dra. Letícia Cidreira Boaro - Universidade de Santo Amaro  
Mestre e Doutora em Materiais Dentários

Data de aprovação: \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_\_\_.

Conceito final: \_\_\_\_\_.#

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho a DEUS e peço que em minha caminhada me conceda: SERENIDADE para aceitar o que não posso modificar, CORAGEM para modificar o que deve ser modificado e SABEDORIA para perceber a diferença.

## **AGRADECIMENTOS**

A todos os meus familiares, principalmente a minha mãe: “Dona Doura” que foi minha cúmplice, desde a infância, na realização deste sonho.

À minha esposa Vanuzia e aos meus filhos Raul e Roanna pelo incentivo, carinho e dedicação durante esse processo de amadurecimento e superação que foi o curso.

Ao meu professor e coordenador do curso de mestrado em odontologia com área de concentração implantodontia, o Professor Doutor Wilson Sendyk por me proporcionar à honra e oportunidade ser mestrando neste curso internacionalmente reconhecido.

Ao meu orientador Professor Doutor William Cunha Brandt pelo apoio, compreensão e dedicação. Muito obrigado pela confiança em mim depositada!

Aos professores do curso de mestrado da Universidade de Santo Amaro – UNISA, Prof. Dr. Humberto Osvaldo Schwartz Filho e Profa. Dra. Letícia Cidreira Boaro pela ajuda durante a realização desse trabalho.

A todos os meus amigos do curso de mestrado. Cada um teve uma grande participação no meu desenvolvimento profissional e pessoal. Muito obrigado a todos!

A todos os meus fieis pacientes que tantas vezes souberam entender a minha ausência no consultório e confiaram em meu trabalho.

Às bibliotecas e bibliotecárias da UNISA e USP que me forneceram as referências necessárias na realização deste trabalho.

A todos que acreditaram no meu empenho e honestidade no transcorrer deste curso e conclusão deste trabalho.

## RESUMO

Na década de 60, o pesquisador Per-Ingvar Branemark definiu a osseointegração. Foi estabelecido como pré-requisito para o seu sucesso: a não interposição de tecido mole entre o corpo do implante e o tecido ósseo em questão. Para evitar o insucesso, os cuidados com a osteotomia na preparação do leito receptor dos implantes são importantes. Dentre esses cuidados, o não aquecimento do osso adjacente à osteotomia é fundamental. A revisão da literatura sobre a osseointegração mostrou que diversos estudos foram realizados para verificar os fatores determinantes do trauma cirúrgico durante a inserção dos implantes e quais os meios para evitá-los. A elevação da temperatura durante a osteotomia foi um dos fatores mais importantes para o insucesso da técnica cirúrgica, já que pode desnaturar enzimas fundamentais no processo de mineralização óssea, como a fosfatase alcalina. Os primeiros pesquisadores, em seus trabalhos *in vitro*, revelaram que a temperatura crítica a ser controlada durante a osteotomia seria de 56°C, porém estudos mais recentes mostraram que uma temperatura de 47°C por um minuto poderia causar osteonecrose e perda do implante. Estes estudos destacam diversos recursos para manter a temperatura abaixo da considerada crítica, dentre eles, os sistemas de irrigação externo ou interno que foi o foco desta revisão de literatura. Dessa forma, o objetivo foi verificar as diferenças entre os sistemas de irrigação do tipo externo e do tipo interno usado para o controle da temperatura local tanto das brocas como do tecido ósseo adjacente durante a osteotomia para a inserção de implantes osseointegrados. Baseado na literatura é imprescindível a utilização da irrigação durante a confecção dos alvéolos cirúrgicos para a inserção de implantes dentários, independentemente, de serem interno ou externo, já que os estudos mostram que o desempenho de ambos é semelhante, salvo em casos específicos, como no caso de cirurgias guiadas, em que a irrigação interna é mais eficiente.

## ABSTRACT

In the 60s, the researcher Per-Ingvar Branemark defined the osseointegration. It was established as a pré-requisite for its success: the non-soft tissue interposition between the implant and the bone tissue in question. To avoid failure, the care receiver osteotomy site preparation of the implants are important. Among these treatments, the non-heating of the bone adjacent to the osteotomy is fundamental. A literature review on the osseointegration showed that several studies were conducted to evaluate the determinants of surgical trauma during insertion of the implants and the means to avoid them. The rise in temperature during osteotomy was one of the most important factors for the failure of surgical technique, since it can distort key enzymes in the process of bone mineralization, such as phosphatase alcalina. The first researchers in their studies in vitro revealed that the critical temperature to be controlled during osteotomy was 56 ° C, but recent studies have shown that a temperature of 47 ° C for one minute and osteonecrosis could cause loss of the implant. These studies highlight several features to keep the temperature below the critical level, among them irrigation systems foio external or internal focus of this review. Thus, the objective was to investigate the differences between the irrigation systems of the external type and internal type used to control the local temperature of the drills as well, fundamentally, the adjacent bone tissue during osteotomy for the insertion of implants osseointegrados. Based in the literature is essential to use the irrigation during cooking of the alveoli for the surgical insertion of dental implants, independently, be internal or external, since studies have shown that the performance of both are similar, except in specific cases, such as guided surgery, where the internal irrigation is more efficient.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Sistema de irrigação externo composto pelo micro-motor e broca.

Figura 2. Sistema de irrigação interno composto pelo micro-motor e broca. Note o orifício no ápice da broca que permite a irrigação.

## SUMÁRIO

1. Introdução.....	10
2. Proposição.....	14
3. Revisão da Literatura.....	15
3.1. Osseointegração e conservação do tecido Peri-implantar.....	15
3.2. Osteotomia e utilização de brocas.....	20
3.3. Irrigação e controle da temperatura.....	33
4. Discussão.....	42
5. Conclusão.....	46
6. Referências.....	47

## 1. INTRODUÇÃO

Na década de 60, Per-Ingvar Branemark definiu o fenômeno da osseointegração como um contato direto entre o tecido ósseo e o titânio do corpo do implante sem tecido mole interposto quando observado em microscopia óptica. Para que isso ocorra, a técnica cirúrgica necessita de cuidados relevantes na preparação do leito receptor dos implantes visando o seu sucesso (BRANEMARK et al., 1969; CORREIA, 1996).

Um trauma cirúrgico inadequado pode provocar uma necrose óssea local onde existia osso sadio, e conseqüentemente, ocorrer o encapsulamento do implante por tecido mole, resultando no insucesso da técnica operatória (BRANEMARK et al., 1969; ERIKSSON e ADELL, 1986; SCAGLIONI e DELIGA, 1996; PEDROLA, 2002). Dessa forma, uma das preocupações no ato cirúrgico consiste no impedimento do aumento da temperatura durante a osteotomia. Este aumento da temperatura geralmente é provocado pela energia friccional resultante do uso de brocas. A elevação de temperatura pode prejudicar a vitalidade do osso ao redor das perfurações (ERIKSSON, ALBREKTSSON e ALBREKTSSON, 1984). Sabe-se que a temperatura em torno de 56°C é uma temperatura crítica, pois desnatura a fosfatase alcalina, enzima associada à produção do tecido mineralizado e favorece a necrose tecidual (MATTHEUS e HIRSCH,1972). Alguns trabalhos mostram que o efeito do aquecimento durante o ato cirúrgico pode ser ainda mais difícil de controlar, pois revelam que menores temperaturas (47°C durante um minuto) também podem provocar injúrias no tecido ósseo, prejudicando sua reparação (ERIKSSON e ALBREKTSSON, 1983; ERIKSSON, ALBREKTSSON e ALBREKTSSON,1984).

A confecção dos leitos para receber os implantes é realizada através da osteotomia. A osteotomia é a manobra cirúrgica fundamental de perfuração do tecido ósseo para a colocação dos implantes (FEDELL JUNIOR, 2001). Na implantodontia, são utilizados instrumentos rotatórios cortantes, as brocas, que perfuram o tecido ósseo e desencadeiam um acentuado traumatismo local, promovendo não apenas uma intensa reação inflamatória pelo trauma mecânico, mas também uma injúria térmica cujo aumento de temperatura é o fator que

promove o maior prejuízo para este tecido (MATTHEWS e HIRSCH, 1972; WATANABE et al. 1992, OLIVEIRA et al., 2011). Na realidade, não importa o quão cuidadosa seja a técnica de preparo, mas uma zona necrótica inevitavelmente se formará ao redor do local preparado. A amplitude dessa zona necrótica dependerá, principalmente, do calor friccional gerado pelas brocas durante as cirurgias. Sendo assim, o osso poderá reagir de diferentes maneiras em resposta a essa zona óssea necrótica; podendo provocar a morte celular ou a completa reposição de osso novo, resultando em osseointegração (MISCH, 2000).

Vários são os fatores relacionados com o aumento da temperatura durante a osteotomia. Dentre eles podemos citar a profundidade de perfuração, o desenho da broca, a afiação dos instrumentos, a variação da dureza da cortical óssea, a velocidade de perfuração, a pressão aplicada na broca, o uso de instrumentos graduados ao invés de um único instrumento para abrir o leito cirúrgico, o uso de movimentos intermitentes versus o movimento contínuo e o uso de irrigação (CARVALHO, 1994; CORDIOLI e MAJZOUN, 1997; KERAWALA, 1999; TEHEMAR, 1999; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000; ADRIANI JUNIOR, 2002; FARIA et al., 2005; PATERNO, 2005; SCARANO et al., 2011). Porém, a manutenção da temperatura em níveis adequados é obtida principalmente com a utilização da irrigação, seja ela externa ou interna como mostrou o estudo de Abouzgia e Symington (1996) no qual verificou que a irrigação interna ou externa associada com solução salina mostrou-se uma técnica refrigerante efetiva, do ponto de vista clínico e histológico, diminuindo a temperatura e permitindo uma osteotomia sem dano ósseo acentuado tanto para o osso cortical como para o osso medular.

Desde a introdução da implantodontia até 1974 apenas o sistema de irrigação externo era utilizado. Esse sistema consiste no uso de cânulas junto ao micromotor de implante, o qual leva a solução irrigante, geralmente solução salina, até a superfície externa da broca para o seu resfriamento (Figura 1). A partir de 1974 foi proposto o sistema de irrigação interna durante a osteotomia. Esse sistema tem como objetivo manter a eficiência de resfriamento independentemente da profundidade óssea alcançada durante a osteotomia. Sua utilização é possível devido a criação de brocas com um orifício central, que permitem a passagem da solução irrigante em seu interior (Figura 2). Dessa forma criando um caminho para a solução irrigante até o ápice da broca (TEHEMAR, 1999; BENINGTON, 2002).



**Figura 1. Sistema de irrigação externo composto pelo micro-motor e broca**



**Figura 2. Sistema de irrigação interno composto pelo micro-motor e broca. Note o orifício no ápice da broca que permite a irrigação.**

Existem alguns estudos comparativos na literatura sobre o sistema de irrigação usado durante a osteotomia (LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; SUTTER, et al., 1992; WATANABE et al., 1992; CARVALHO et al., 1994; YACKER e KLEIN, 1996; BENINGTON et al., 2002; DE BORTOLI JR et al., 2004; SENER et al., 2009; DALLÉ, 2009). Porém nenhum consenso foi alcançado pela comunidade científica sobre qual sistema de irrigação (externo ou interno) possui maiores vantagens.

Por isso, as revisões da literatura são frequentes na área da saúde. Os pesquisadores têm por interesse buscar bons níveis de evidência sobre os possíveis efeitos de um tratamento ou sobre os fatores de risco para uma determinada enfermidade. É uma forma de sintetizar objetivamente as informações disponíveis sobre a questão de interesse, sendo que os estudos escolhidos para compor a revisão devem possuir boa qualidade metodológica, segundo critérios bem definidos.

Através desta revisão de literatura, examinando diversos artigos científicos relacionados à importância do controle do calor gerado durante a perfuração para a confecção do leito do cilindro do implante e sabendo que este controle é fundamental para o sucesso da osseointegração, procuramos com esta investigação analisar um dos fatores que influenciam o controle da temperatura durante a osteotomia: o sistema de irrigação.

## **2. PROPOSIÇÃO**

Esta revisão de literatura tem por objetivo avaliar as diferenças entre os sistemas de irrigação do tipo externo e do tipo interno usados para o controle da temperatura local tanto das brocas como do tecido ósseo adjacente durante a osteotomia para a inserção de implantes osseointegrados.

### 3. REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1. Osseointegração e Conservação do tecido Peri-implantar

Branemark et al.(1969) utilizaram cães para a realização de estudos experimentais, onde os dentes dos animais foram removidos e substituídos por implantes de 4 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. Após, esses implantes permaneceram sem carga durante um período de 3 a 4 meses, correspondentes a fase de cicatrização (osseointegração). Após este período, os animais foram reabilitados com próteses e acompanhados por mais 5 anos. Então foram sacrificados e submetidos à análise radiográfica e histológica. Através destas análises e diversas observações, o autor e sua equipe puderam começar a entender os princípios biológicos da osseointegração, com mais propriedade.

Mattheus e Hirsch (1972) determinaram em estudos comparativos que a cicatrização pode ser atrasada se as células ósseas forem danificadas pelo calor friccional gerado durante a preparação do leito cirúrgico, apesar do pouco conhecimento sobre a temperatura crítica que causava dano ósseo reversível ou irreversível. Levando em consideração a temperatura de desnaturação da fosfatase alcalina, determinaram a temperatura crítica em torno de 56°C, pois esta enzima era imprescindível para que ocorresse a regeneração óssea.

Branemark et al. (1977) inovaram com a publicação de um estudo utilizando os implantes de titânio com formato e desenho de parafuso. Eles puderam comprovar seu uso e eficácia por meio de estudos micro e macroscópicos em animais e humanos. Com uma avaliação longitudinal de até dez anos em centros especializados, o sistema foi submetido à função. Os resultados foram surpreendentes, tornando este estudo uma referência marcante na implantodontia, servindo de parâmetro para futuros questionamentos e verificações quanto à forma de se pesquisar as maneiras mais seguras de tratamento, biocompatibilidade dos

materiais e resposta orgânicas. Este estudo proporcionou um notável avanço científico singular para aquela época.

Adell et al.(1981) utilizando uma metodologia mais minuciosa e diferente da aceita até aquele momento mostraram um estudo sobre a avaliação clínica do sucesso de implantes osseointegrados de maneira longitudinal. Segundo estes pesquisadores, as técnicas cirúrgicas eleitas como delicadas, sem trauma excessivo e acompanhadas de uma cicatrização sem carga em um período mínimo de 3 a 4 meses na mandíbula e 5 a 6 meses na maxila, iriam influenciar diretamente no sucesso dos implantes instalados. Os resultados da avaliação clínica feita em 2.770 implantes colocados e acompanhados por um período de quinze anos foram bastante questionados, mesmo tendo ocorrido o sucesso de 81% na maxila e de 91% na mandíbula dos implantes instalados. O sucesso desses implantes obteve-se pela estabilidade, mesmo após receberem carga através de uma prótese. Para os autores, parecia óbvio que quanto mais rigorosos fossem os cuidados no conjunto de procedimentos durante a osteotomia como: cuidados para o controle da temperatura, utilização de fresas novas com o aumento gradual do diâmetro das fresas, velocidade e torque reduzidos na faixa de ou inferior a 1600 rpm, e principalmente, a irrigação determinariam o sucesso no resultado final da reabilitação dentária com implantes. Em estudos posteriores, outros pesquisadores reforçaram a hipótese de que, dependendo da densidade óssea, esses cuidados permitiriam que a necrose do tecido ao redor dos implantes ocorresse de modo controlado permitindo um processo de reparação e remodelação óssea.

Eriksson, Albrektsson e Albrektsson (1984) em seus estudos em tíbias de coelhos, comprovaram com clareza os efeitos prejudiciais do calor na regeneração óssea utilizando a câmara de titânio desenvolvida em seus primeiros estudos. Depois de removidos das tíbias dos coelhos, o osso circundante e o implante foram submetidos a um aquecimento, cuja temperatura foi medida por termopares colocados a 0,5 mm do implante. Concluíram que a temperatura para uma osteotomia segura deve estar abaixo de 47°C, pois quando ultrapassa esta marca, já compromete significativamente a osteogênese, às vezes de modo irreversível. Ou seja, mesmo não sendo atingida a temperatura de desnaturação da fosfatase alcalina, ocorre a necrose óssea.

Eriksson e Adell (1986) mediram, *in vivo*, as temperaturas alcançadas durante a perfuração, com a colaboração de 5 pacientes, durante o alargamento do diâmetro de 2 mm para 3 mm na região apical da perfuração. As velocidades utilizadas foram de 1500 a 2000 rpm. Um termopar conectado a um termômetro a 0,5 mm da margem da perfuração gravou a temperatura a 8 mm de profundidade. Usando um guia de aço inoxidável, fizeram a cavidade com broca helicoidal de 3 mm de diâmetro para colocação do termopar. A maior temperatura registrada foi de 33,8°C. Concluíram que se a técnica da osseointegração for seguida corretamente, não haverá danos causados pelo aquecimento, pois todas as temperaturas ficaram abaixo do limite necessário para prejudicar a regeneração óssea.

Scaglioni e Deliga (1996) apresentaram um índice percentual de sucesso, através de um estudo estatístico, dos implantes do sistema Tissue functional (TF), levando-se em consideração a relação entre a quantidade dos implantes realizados e os que foram posteriormente perdidos. A média de sucesso dos implantes chegou a 94,52%, sendo o menor índice de 86,9% e o mais alto de 98,25%. Segundo eles, com o aperfeiçoamento do protocolo cirúrgico, o índice de sucesso dos implantes deste tipo subiu em apenas 4 anos de 90,7% em 1992 para 98,25% em 1995. Segundo os autores, em comum observação, não constataram falhas ou problemas estruturais nos implantes, responsabilizando os operadores e pacientes pelos insucessos. Segundo eles, as perdas foram estatisticamente insignificantes e constatadas pelo: o mau planejamento cirúrgico nos casos da presença de osso do tipo III e IV, execução da cirurgia descumprindo o protocolo preconizado como o uso inadequado do motor elétrico ou perfurações excessivas, como também a contaminação no pós-operatório por falta de orientação ou prescrição insuficiente.

Correia (1996) publicou uma pesquisa com 100 pacientes nos quais foram instalados 449 implantes, sendo 58% em mulheres e 42% em homens. Foram avaliados os percentuais de sobrevida destes implantes tanto na maxila como na mandíbula após a fase de cicatrização. Segundo o autor, a influência da qualidade e quantidade de tecido ósseo no prognóstico dos implantes é fundamental, constatando que as falhas observadas neste trabalho ocorreram 75% na maxila posterior provavelmente devido à pneumatização do seio maxilar ou pela presença de osso mole (tipo III ou IV). A sobrevida dos implantes na maxila foi de 98,23% e na

mandíbula foi de 100%. Da quantidade total dos implantes colocados, 3,11% apresentaram exposição da tampa de recobrimento (cover) e 95,76% não apresentaram nenhuma complicação.

Esposito et al. (1998) apresentaram um estudo sistemático dos fatores que influenciariam a osseointegração. Através da análise de 73 artigos científicos foram avaliados 2812 implantes, cujos índices de sucesso atingiram 93,3% no período de cinco anos. Segundo os autores, a quantidade e qualidade óssea da região, bem como o trauma durante a cirurgia foram determinantes para perda dos implantes na fase inicial de cicatrização. Na fase protética, os autores não constataram a infecção como fator responsável pelas perdas dos implantes do sistema tipo Branemark, relacionando os insucessos às cargas mastigatórias excessivas pelo incorreto planejamento protético. Estas perdas, segundo o estudo, ocorrem três vezes mais na maxila do que na mandíbula. A comparação entre os sistemas de implantes estudados foi realizada, porém não se conseguiu determinar qual seria entre estes o melhor, já que cada sistema apresentava um padrão de confecção próprio, cujas diferenças seriam incomparáveis.

Tehemar (1999) concluiu que o sucesso na obtenção da osseointegração estava diretamente ligado à reação do osso à injúria térmica que é influenciada por diversos fatores como: força aplicada nas brocas; aumento gradual do alvéolo; preparo contínuo ao invés de preparo intermitente; velocidade utilizada na perfuração; tempo de preparo do alvéolo; desenho da broca; espessura da cortical óssea; idade do paciente e densidade e textura óssea do local preparado e irrigação ou não durante o preparo.

Pedrola (2002) concluiu que a principal causa do insucesso para a osseointegração seria a necrose óssea causada pelo aquecimento durante a osteotomia na região circunvizinha ao implante instalado. Essa necrose pode ser notada na fase de cicatrização, ou mesmo nos primeiros meses antes que estes implantes tenham sido submetidos à função mastigatória. Segundo o autor, quando ocorre a osseointegração, dificilmente ocorreria insucesso, e se ocorrer o insucesso seria pelo equivocado planejamento protético que provavelmente causou sobrecarga nos implantes, com consequente perda óssea devido à sobrecarga na região dos

implantes, os quais não conseguem absorver as cargas. O estudo cita alguns fatores responsáveis diretos pelo fracasso na implantodontia, dentre eles: imperícia durante a técnica cirúrgica, complicações na fase de cicatrização, carga prematura na colocação dos intermediários e fracassos depois da colocação das restaurações.

Davidson e James (2003) tinham como objetivo medir a condutibilidade térmica da cortical óssea do fêmur bovino e determinar sua variação relacionada à direção. As amostras foram orientadas em um dispositivo de maneira que o calor fluísse em uma das três direções nas quais a condutibilidade térmica era requerida: longitudinal, circunferencial e radial. Os resultados do experimento mostraram que osso cortical bovino tem uma condutibilidade térmica de 0,56 aproximadamente 0,039 w/(mk), podendo ser considerado termicamente isotrópico, ou seja, com as mesmas propriedades físicas em todas as direções. Baseado em tal fato, concluíram que os componentes do osso são similares entre as espécies e pode-se dizer que as magnitudes da condutividade térmica também são similares.

Barbosa et al. (2009) tiveram como proposição do trabalho 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 e a interferência da irrigação externa. Além disso, demonstram 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, 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 ficcional. 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.

### **3.2. Osteotomia e utilização de brocas**

Thompson e Army (1958) estudaram a histologia da perfuração, a mudança térmica, a histologia e o efeito mecânico da perfuração em diferentes velocidades no tecido ósseo, através de dois estudos com cães, ambos utilizaram a mandíbula. No primeiro, fizeram diversos leitos cirúrgicos com velocidades variadas (125, 250, 500, 1000 e 2000 rpm ). Já no segundo, foram feitas marcações de temperatura no osso adjacente e no pino. Foi observada histologicamente: degeneração dos osteócitos, hiperemia e deteriorização óssea ao redor da perfuração provocada pela broca. Quando a velocidade da broca na perfuração foi mais lenta foi observada uma menor hiperemia e após 72 horas da cirurgia se tornou mais evidente, como também o dano aos osteócitos. Avaliando as variações de temperatura com termopares em relação às variações de velocidade, obtiveram: 39°C com a 125 rpm na distância de 2,5 mm; 65,5°C à 2000 rpm na distância de 5 mm da perfuração. Concluíram que uma velocidade de 500 rpm seria a ideal pois produziu resposta histológica e térmica mínimas e sem deteriorização das margens.

Moss (1964) utilizando mandíbulas de cães como modelo experimental fez um estudo, no qual variou a velocidade das perfurações para avaliar, através de exame histológico, a ausência ou a presença de osteócitos na periferia das perfurações. A Medição foi feita pela distância entre a periferia da perfuração até o

primeiro osteócito normal. Os resultados mostraram que maior é o dano ao tecido ósseo quanto maior for a zona celular adjacente próxima da perfuração.

Hobkirk e Rusiniak (1977) mostraram relação existente entre a técnica de operação, aplicação de força na osteotomia, os tipos de brocas utilizados e as velocidades adotadas. Utilizaram forças verticais e horizontais. Os picos de força vertical variaram de 5,98 N a 24,32 N, com média de 12,45 N. A força horizontal variou de 2,45 a 15,59 N, com média de 6,18 N. As velocidades foram de 7.500 e 3.600 rpm. Participaram 20 operadores, usando suas forças habituais. Foi construído um dinamômetro para medir a força nas direções vertical e horizontal. Mandíbulas bovinas foi o modelo experimental. Nos resultados, observaram diferenças entre as velocidades, técnicas de operação e tipos de brocas. Todavia, o mais presente é a variação entre os operadores, já que a força se revelou como determinante no desempenho entre os operadores participantes.

Abouzgia e James (1995) apresentaram uma pesquisa experimental *in vitro*, utilizando apenas uma única geometria de brocas, para melhor delimitar o estudo, que seriam as brocas helicoidais cirúrgicas de 2,5 mm, utilizadas sem irrigação, na perfuração de amostras do osso cortical bovino, usualmente por 20 a 30 utilizações, quando suas bordas de corte apresentavam os primeiros sinais de estagnação e eram substituídas por brocas novas. Segundo eles, a estagnação causaria uma diminuição significativa na velocidade da penetração e um aumento na geração de calor. O objetivo do estudo seria avaliar a relação entre a força aplicada, velocidade da broca e a energia consumida durante a perfuração de amostras do osso cortical bovino. Os testes foram conduzidos com forças entre 1,5 e 9,0 N e a uma velocidade livre de 20.000 a 100.000 rpm, sem irrigação. Os resultados mostraram que a média da velocidade aumentava com a força aplicada, ou seja, quando se utilizava uma velocidade inicial lenta, a velocidade aumentava insignificamente com a aplicação de força. Todavia, quando a velocidade inicial era maior, a velocidade diminuía com a força em 50%. As medidas do motor elétrico mostraram que a energia total consumida era geralmente diminuída com a velocidade e força, principalmente devido à diminuição do tempo de perfuração. Os autores concluíram que a energia consumida pela perfuração é equivalente à produção de calor e que a diminuição da

energia consumida sugeriu que a perfuração em alta velocidade e com grande força seria desejável porque causou um menor aquecimento.

Yacher e Klein (1996) apresentaram um estudo experimental *in vitro*, onde através da utilização de termopares do tipo J colocados no centro de brocas de 2 mm de diâmetro, associados a uma sonda térmica colocada no tecido ósseo a 10 mm de profundidade e a 0,1 e 0,5 mm da periferia da perfuração, com o objetivo de observar os efeitos da irrigação externa em relação à profundidade da osteotomia para registrar a temperatura da interface do osso com a broca durante a perfuração. A pesquisa, para melhor aproveitamento e detalhamento dos dados obtidos, foi subdividida em quatro observações distintas no mesmo experimento. A primeira foi direcionada para estabelecer qual seria a diferença entre a temperatura da broca de 2 mm de diâmetro e a do osso circunvizinho à perfuração. A segunda observação verificou qual seria a temperatura da ponta da broca de 2 mm em diferentes profundidades. A terceira observação procurou investigar a temperatura na ponta da broca de 2 mm após o uso da broca piloto. A quarta observação investigou qual seria a temperatura gerada na ponta da broca de 3 mm após o alargamento do alvéolo cirúrgico de 2 para 3 mm de diâmetro. Durante a osteotomia, devido à densidade óssea, a temperatura da broca superou a temperatura do osso circundante e aumentava à medida que se aumentava a profundidade da perfuração, que em contra partida foi minimizada significativamente pela influência da irrigação utilizada. Quando se fez uso da broca-piloto, os autores observaram que a temperatura foi menor do que no uso da broca de 2 mm e quando se alargou a loja óssea de 2 para 3 mm, observaram que se gerou tanto calor quanto a osteotomia com broca de 2 mm de diâmetro. A sugestão dos pesquisadores é que haveria a necessidade de se realizar estudos similares em tecido vivo, com o objetivo de observar se o fluxo sanguíneo influenciaria na diminuição da temperatura ao absorver o calor gerado ou se este calor gerado na osteotomia estaria relacionado com a eficiência de corte das brocas utilizadas.

Brisman (1996) mediu o efeito da variação da força e velocidade na osteotomia em relação à temperatura. Usaram osso cortical de fêmur bovino como modelo experimental, utilizando irrigação externa a uma profundidade de 7 mm. As pressões exercidas foram de 1,2 Kgf e 2,4 Kgf com velocidades de 1800 rpm e 2400

rpm. As brocas utilizadas foram de 2,0; 2,5 e 3,25 mm de diâmetro. O tempo gasto para preparar as lojas ósseas com a broca de 3,25 mm foi menor do que para os outros diâmetros. As perfurações feitas a 1800 rpm com carga de 1,2 Kgf geraram o mesmo ganho de temperatura que as feitas a 2400 rpm com 2,4 Kgf. Concluíram que quando o protocolo proposto por Branemark é adotado, a temperatura fica à nível aceitável. Quando ocorre o aumento de carga e velocidade, o padrão de corte é aumentado e a temperatura sobe de forma mínima.

Abouzgia e Symington (1996) pesquisaram qual seria o efeito causado por velocidades diferentes no momento da osteotomia. Para as medições utilizaram termopares tipo k a 0,75; 1,25 e a 1,25 mm da periferia da perfuração central na profundidade de 5 mm. As velocidades testadas foram de 20000 e 100000 rpm com força variando de 1,5 a 9 N sem a utilização de irrigação. Com o aumento da velocidade e da força, a temperatura apresentou valor menor, pois com o aumento da força e da velocidade, a perfuração é realizada em menos tempo. Concluíram então, que em relação à injúria térmica, a osteotomia com alta velocidade e força maior é satisfatória.

Cordioli e Majzoub (1997) fizeram experimento *in vitro* para verificar a geração de calor durante a osteotomia. Usaram blocos de osso de fêmur bovino, sob irrigação à temperatura ambiente, força de 2 Kgf de forma constante. Utilizaram brocas helicoidais de 2 e 3 mm de diâmetro (*twist drill*) que apresentam duas superfícies de corte e de 3,3 mm de diâmetro (*triflutes*) que apresentam três superfícies de corte, a 1500 rpm. As temperaturas foram mediadas por termopares posicionados em diferentes profundidades (4 e 8 mm) e a 1 mm de distância da perfuração com broca de 2 mm. A maior temperatura foi alcançada com as brocas espirais de 2 mm de diâmetro a 4 mm e 8 mm de profundidade. Não houve diferença importante nas duas profundidades com as brocas *triflutes*. O tempo requerido para atingir a temperatura máxima para a broca de 2 mm foi maior do que para a broca de 3,3 mm e ainda mais demorada à 8 mm do que à 4 mm de profundidade. Concluíram que, devido a geometria, as brocas *triflutes*, possuem uma melhor capacidade de dissipar o calor gerado do que as *twist drill*.

Reingewirtz, Szmukler-Moncler e Senger (1997) avaliaram a influência de vários parâmetros no aquecimento ósseo durante a perfuração em implantodontia. Para isto, utilizaram amostras de osso cortical de fêmur bovino, nas quais as perfurações foram feitas com 3 mm de profundidade, com brocas esféricas de 2,3 mm de diâmetro. As variáveis observadas foram: i) variáveis dependentes do aquecimento (motor e contra-ângulo); ii) potência de redução do contra-ângulo (1/10 e 1/40); iii) operador (força durante a perfuração, oscilando entre 0,8; 1,3 e 2 Kgf) e iv) técnica operatória (presença de perfuração prévia, velocidade de rotação e resfriamento da broca). A temperatura foi registrada com termopares posicionados a 0,8mm da perfuração. Para os autores, a perfuração prévia, independente do tipo de osso, é um ato operatório que permite, por um lado, a redução no tempo de perfuração e, por outro, identificar a dureza do osso. O tempo de perfuração foi similar para os 3 tipos de motores testados, anulando a possibilidade de influência do motor no aumento da temperatura ou no aumento do tempo de perfuração. Os resultados mostraram que quando o contra-ângulo de 1/40 é substituído pelo de 1/10 há um aumento aproximado de temperatura de 30% e uma diminuição no tempo de perfuração em torno de 50%. Pode-se observar também que a carga aplicada pelo operador está pouco relacionada ao aumento de temperatura. No entanto, quanto maior a carga, menor o tempo de perfuração. Uma velocidade alta de rotação (24.000 e 40.000 rpm) permitiu uma rápida execução, na qual a temperatura foi maior, atingindo um valor de pico e diminuindo rapidamente após 10 segundos. Os autores sugeriram que, para um osso pouco denso (tipo III ou IV), uma velocidade maior de rotação pode ser utilizada, proporcionando um procedimento cirúrgico mais rápido, e que o choque térmico pode ser evitado com a utilização de spray refrigerante na broca. Em presença de osso tipo I e II, deve-se utilizar a baixa rotação deve ser usada e um contra-ângulo com alto poder de redução.

Abouzgia e James (1997) desenvolveram uma pesquisa experimental *in vitro*, utilizando a tecnologia dos termopares tipo K, posicionados a 0,5; 0,75; 1,25 e 2,25 mm para medir a temperatura do osso em várias distâncias e direções do orifício perfurado por brocas helicoidais de 2,5 mm de diâmetro, aprofundando até 5mm, quando não era usado nenhum tipo de irrigação, com a velocidade da broca constante de 49.000 rpm e forças variando entre 1,5 e 9,0 N. A qualquer sinal clínico

de estagnação, essas brocas eram substituídas a cada 20 ou 30 usos. Os pesquisadores observaram que a temperatura foi maior na direção longitudinal do que na direção circunferencial e que esta temperatura aumentou em relação direta com a força até próximo de 4 N. No momento em que as forças foram superiores a 4 N, a temperatura diminuiu pela diminuição do tempo total de perfuração. Neste estudo, os autores demonstram pelos resultados que baixas temperaturas podem ser alcançadas não apenas por forças de baixa intensidade, mas também por forças maiores.

Sperandio, Campos Junior e Aragonés (1998) estudaram a influência da reutilização de brocas na osseointegração de parafuso de titânio comercialmente puro, através da análise microscópica e de remoção do implante. O estudo foi realizado na tíbia de coelhos, onde as perfurações foram realizadas usando irrigação externa na temperatura ambiente e velocidade de 2.000 rpm. Foram utilizadas 15 brocas novas, sendo cinco esféricas com 2,5 mm de diâmetro e cinco cilíndricas com 3,2 mm. Os coelhos foram divididos em três grupos de cinco e foram sacrificados com seis semanas. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as condições de uso das brocas. Os autores também discutiram a falta de dados na literatura referentes à afiação das brocas, talvez por não existir preocupação, naquela época, com o custo final deste tipo de procedimento em países desenvolvidos. Os autores também questionaram o fato de existirem no mercado internacional sistemas de implantes que recomendam a reutilização das brocas por volta de 25 vezes, porém não existem estudos comprovando esta indicação. A reutilização de brocas parece ser um procedimento seguro que necessita ser confirmado, por meio de avaliações *in vitro* e *in vivo*, para determinar o limite de reutilização destas brocas, seja pela averiguação da temperatura ou pela averiguação da qualidade na interface osso-implante. Segundo os autores, os resultados do estudo subsidiam amplamente a reutilização das brocas por 10 vezes, contribuindo para a redução dos custos deste procedimento.

Misch (2000) estudando a interface osso-implante definiu que a modelagem anabólica da superfície óssea é a primeira resposta de cicatrização óssea após a implantação de um dispositivo biocompatível no osso cortical. Em condições favoráveis, o calo tem origem a alguns milímetros da margem do local da

implantação. A reação inicial do calo ao redor do implante é originada principalmente perto das citocinas e fatores de crescimento locais. A remodelação do calo começa no início do período de cicatrização. O osso mortificado não é um tecido inútil e na fase inicial da cicatrização deve ser substituído por osso vivo. Os quatro primeiros meses se referem ao processo inicial de cicatrização sem carga. A fase de maturação requer 8 meses adicionais. Concluiu que o aquecimento excessivo do osso durante o preparo do local poderá causar a formação de uma interface de tecido conjuntivo na interface osso-implante e pode ser responsável por falhas na osseointegração.

Jochum e Reichart (2000) avaliaram a influência de múltiplos usos das brocas de titânio no trauma cirúrgico, utilizaram vinte brocas de 3,2mm de diâmetro 51 vezes em amostras de osso de mandíbula de porco. A temperatura foi medida com termopares inseridos e posicionados a 0,5mm do local da perfuração. Após o selamento do local com silicone e uma pré-perfuração com uma broca-piloto, o osso foi aquecido a 30°C em banho de água. As perfurações foram feitas pelo mesmo operador, com força intermitente e irrigação de água de 70 ml/min à temperatura ambiente. As brocas foram aleatoriamente divididas em três grupos, que receberam tratamentos diferentes após cada preparo. No grupo 1 (10 brocas), as brocas foram lavadas apenas com água destilada. No grupo 2 (cinco brocas), as brocas foram desinfetadas com *sekudrill* e autoclavadas. No grupo 3 (cinco brocas), as brocas foram lavadas com detergente para instrumentos e auto-clavadas. As bordas cortantes das brocas foram avaliadas durante os ensaios pelo método da microscopia eletrônica de varredura. A principal temperatura na perfuração foi de 31,6°C e a temperatura máxima foi de 36,3°C. Não houve diferença significativa entre os três grupos. As brocas reutilizadas por mais de quarenta vezes mostraram um aumento na temperatura. A análise em MEV mostrou que esterilização em autoclave faz com que a broca perca sua afiação. Contudo, não se evidenciou que isto seja significativo no aumento da temperatura durante as reutilizações.

Bachus, Rondina e Hutchinson (2000) testaram as hipóteses de que o aumento da força na perfuração do osso resultaria em uma diminuição na temperatura máxima na cortical e quantidade de tempo que esta temperatura máxima permaneceria acima de 50°C. Utilizando osso cortical de fêmur humano e

brocas helicoidais de 20 mm de comprimento com 3,2 mm de diâmetro, os autores avaliaram a quantidade de calor gerado após perfurações com 53, 83, 93 e 103 N de força aplicada. Os termopares tipo K foram inseridos a 0,5; 1,0 e 2,0 mm de distância do local da perfuração. Utilizou-se uma velocidade constante de 820 rpm. Uma avaliação prévia foi realizada com seis cirurgiões ortopedistas que realizaram perfurações com suas forças habituais para determinar a força apropriada para o estudo. A amostra foi mantida em um banho de imersão a 37°C. Nenhuma irrigação foi utilizada. Um total de 10 perfurações, com cada força testada, foi realizado. Os resultados indicaram que o aumento da força provocou uma diminuição na temperatura. Além disso, o aumento da força provocou uma diminuição significativa na média de duração da elevação da temperatura acima de 50°C, reduzindo assim o potencial de necrose térmica no tecido ósseo. Para os termopares posicionados a 0,5mm da perfuração foram registradas temperaturas de 67,5; 47,0; 35,2 e 34,7°C para as cargas de 57, 83, 93 e 103 N, respectivamente. Como esperado, a temperatura registrada para esses termopares foi sempre maior do que a temperatura dos termopares mais distantes.

Saad (2000) avaliou a eficiência das brocas cirúrgicas helicoidais de 2 mm de diâmetro (Sistema Master screws Conexão) no preparo de cavidades para a colocação de implantes osseointegrados. Foram realizadas perfurações em mandíbulas de suínos até a profundidade de 10 mm, com velocidade de 1.250 rpm, torque de 40 N e irrigação externa com fluxo de 80ml/minuto. A temperatura foi medida com um termômetro portátil, sem contato, com leitura óptica, localizado a 170 mm do local da perfuração. Mediu-se também o tempo de perfuração até a profundidade determinada. A média da temperatura máxima atingida na 18ª perfuração foi de 42,1°C e na 24ª de 48,7°C. O tempo de perfuração óssea aumentou de acordo com o uso progressivo das brocas. O autor concluiu que as brocas estudadas apresentam eficiência de corte em 18 utilizações, sem atingir uma temperatura lesiva ao tecido ósseo, e que o tempo de perfuração está diretamente relacionado ao poder de corte das brocas.

Cardoso (2000) avaliou a capacidade de corte das brocas da marca comercial 3i. O estudo foi realizado em tibia de cães e o conjunto de brocas do sistema foi utilizado. As perfurações foram realizadas pelo mesmo operador e a profundidade

de perfuração foi de 7 mm, com irrigação. Depois de três dias, as amostras foram removidas para serem analisados. Na análise histológica foram observados: o número de lacunas sem osteocitos; a presença de osteoblastos pavimentosos ou cubóides; e a proliferação fibroblástica presente na periferia da parede das lojas preparadas. A finalidade do estudo foi, em essência, verificar a relação entre o desgaste da broca e o dano ao osso da loja por meio de análises histológicas. Estabeleceu-se que as brocas da marca 3i podem ser utilizadas 40 vezes em osso tipo III sem qualquer alteração óssea. Segundo o autor, considerando a importância da utilização repetida das brocas disponibilizadas no mercado pelos diversos fabricantes de sistema de implantes, faz-se necessária a realização de trabalhos experimentais que realmente possam comprovar a veracidade das informações fornecidas pelos representantes comerciais. O autor argumenta que não se pode aceitar que a utilização de materiais ou equipamentos para a execução de procedimentos em seres humanos seja baseada em evidências empíricas. Experimentos deste tipo deveriam ser obrigados e exigidos pela instituição e órgão que aprova a sua comercialização para que os fabricantes possam afirmar e demonstrar que aquelas brocas têm a durabilidade prescrita.

Fedell Junior et al. (2001) utilizaram ratos para verificarem o grau de agressão causado pelas osteotomias e seus efeitos na reparação óssea. Separaram os animais em três grupos distintos. Realizaram osteotomias com alta rotação (300.000 rpm) no primeiro grupo; em contra partida, no segundo, utilizaram baixa rotação (20.000 rpm); já no terceiro grupo usaram motores de implante com maior torque, contra-ângulo redutor e uma velocidade de 1.500 rpm. Para realizar as osteotomias, uma broca carbide nº6 nova foi usada para cada animal, com irrigação abundante. Os animais foram sacrificados em 9, 16 e 24 dias para se realizar as análises histológicas. Segundo os autores, o grupo em que foi usado o motor para implantes apresentou um processo de reparação óssea mais avançada do que os outros dois grupos, em todos os períodos analisados, provavelmente devido a um menor trauma causado pela osteotomia ao osso observado. Já o grupo operado com alta rotação, devido um maior trauma, sofreu um atraso notório e significativo no processo de reparação óssea. O grupo operado com baixa rotação apresentou um processo de reparação intermediário em relação aos outros grupos. Concluíram que quanto

menor é a agressão durante a osteotomia, melhor e mais rápida será a regeneração óssea local.

Harris e Kohles (2001) avaliaram os efeitos da fadiga, tanto térmica como mecânica, no uso das brocas. Objetivavam verificar os efeitos da repetição e da esterilização sobre as mesmas. Foram avaliadas cinco tipos de brocas de diâmetro, sendo dez de cada tipo. Os resultados mostraram a dependência positiva entre o desempenho da broca e as pressões mecânicas e térmicas acumuladas. Assim, concluíram que o desempenho da broca é dependente do seu desenho e que a excessiva repetição das perfurações e esterilizações altera de forma significativa o potencial de todos os tipos de broca com relação ao corte.

Ercoli et al. (2004) avaliaram a eficiência de corte, durabilidade, geração de calor e desgaste de brocas para implantes. Foram testadas sete marcas de brocas com diâmetros de aproximadamente de 2 e 3 mm. Utilizaram-se amostras de osso de costela bovina imersas em água a 29°C com variação de 2°C durante os ensaios e mediu-se a temperatura com termopares, conectados a um termômetro digital que permitiu uma leitura constante. Profundidades de 5 e 15 mm foram selecionadas para a posição dos termopares e o paralelismo e as distâncias dos canais de termopares (1 mm da perfuração) foram garantidas com um equipamento especial. Cem perfurações foram feitas com cada broca, com uma força intermitente de 2 Kgf a uma velocidade de 1.500 rpm, com irrigação externa em temperatura ambiente. Antes e depois das 100 perfurações foram realizadas avaliações por MEV, EDS e dureza de *Vickers*. Concluiu-se que o desenho, o material e as propriedades mecânicas das brocas afetam significativamente a sua eficiência de corte e a durabilidade. Segundo os autores, apesar de terem sido notados desgastes significativos em todas as brocas, essas mudanças não produziram grandes variações de temperatura no osso. A média das temperaturas máximas foi de 30,9°C (15 mm) e 31,9°C (5 mm). Não houve diferenças significativas na temperatura produzida pelas brocas de 2 e 3 mm nas duas localizações.

Faria et al. (2005) avaliaram a temperatura gerada durante o preparo do tecido ósseo comparando brocas de três sistemas de implantes: Conexão, Nobel e 3i. Foram utilizadas brocas de 2 e 3 mm de diâmetro até a profundidade de 13 mm, a uma velocidade de 1.500 rpm com força intermitente de 2.000 g sob irrigação em

temperatura ambiente. O modelo experimental utilizado foi o osso cortical de fêmur bovino, que ficou imerso em um banho de água a 37°C, simulando a temperatura do corpo humano. As temperaturas foram medidas por termopares inseridos no osso a 1 mm de distância da perfuração, em profundidade de 5 e 13 mm. Foram realizadas trinta perfurações com cada broca estudada. Os autores observaram que a melhor condição foi observada com broca Conexão de 2 mm, na profundidade de 5 mm (36,10°C) e a condição menos favorável ocorreu com a broca da marca Nobel com 2 mm de diâmetro na profundidade de 13 mm (38,84°C). Com isso, conclui-se que os maiores valores de temperatura foram observados para a profundidade de 13 mm, independentemente do tipo de broca. O aumento do diâmetro induziu uma diminuição da temperatura para as brocas das marcas 3i e Nobel, e um aumento para as brocas da marca Conexão. Não foram observadas temperaturas superiores ao limite biológico (47°C).

Paterno et al. (2005) em um estudo clínico avaliou o calor gerado em maxila e mandíbula de humanos. Participaram do estudo dez pacientes, sendo quatro do sexo feminino e seis do sexo masculino. Foram realizadas 40 perfurações: 18 em maxila e 22 em mandíbula. As perfurações foram feitas com brocas do tipo lança, novas, na profundidade de 13 mm. A irrigação externa com um fluxo de 60 ml/min. foi utilizada e uma velocidade de 824 rpm foi padronizada. As medidas foram feitas antes e depois do preparo dos alvéolos, utilizando um termômetro de alta precisão com sensores do tipo J. O sensor era introduzido no interior do alvéolo recém-preparado. Todas as perfurações foram feitas pelo mesmo operador. A análise dos resultados demonstrou uma grande diferença entre as duas regiões. As variações de temperatura na maxila oscilaram em torno de 3,9°C com uma temperatura máxima de 37,5°C. Na mandíbula, as variações ficaram em torno de 9,09°C, sendo a temperatura máxima atingida de 45,6°C. Os autores puderam observar a existência de um grau maior de elevação de temperatura em mandíbula do que em maxila. Isto pode ser explicado devido às diferenças de densidade encontradas nestas duas regiões.

Chacon et al. (2006) estudaram a produção de calor gerado por 3 sistemas de brocas de perfuração após repetidas esterilizações. A temperatura foi medida *in vitro* com a tecnologia dos termopares, utilizando o modelo de osso cortical do fêmur

bovino. As perfurações foram realizadas com movimentos intermitentes e velocidade constante de 2,4 Kg e 2.500 rpm. Utilizou-se irrigação externa de 40 ml/min com solução salina. As brocas foram divididas em três sistemas: A (brocas tripla com um ângulo de alívio), B (brocas tripla sem ângulo de alívio) e o sistema C (brocas de casal com um ângulo de alívio). Cada sistema foi avaliado e o calor foi medido na broca final na sequência de perfuração (4,0 mm ou 4,2 mm) a uma profundidade de 15 mm. Os termopares foram colocados a 0,5 mm a partir da osteotomia. Os resultados mostraram que no sistema B houve um aumento da temperatura que ultrapassaram 47°C, enquanto os sistemas A e C ficaram abaixo de 47°C mesmo após as 25 vezes usadas. A conclusão é que a geometria da broca desempenha um papel importante na produção de calor e a falta de alívio nos ângulos das brocas do sistema B justifica uma produção de calor significativamente maior com poucos sinais visuais de desgaste em relação aos sistemas A e C.

Comar (2006) avaliou a relação entre o desgaste das brocas e o aumento da temperatura e da carga durante a perfuração óssea, em implantodontia, ao longo de repetidos usos e ciclos de esterilização. As perfurações foram realizadas em osso de costela bovina imersas em um banho a 37°C. A velocidade de rotação e o torque utilizados foi, respectivamente, 1500 rpm e 16 Ncm com movimentos intermitentes na vertical de cima para baixo. Foram testadas três brocas de 2 mm de diâmetro de quatro fabricantes nacionais (Conexão, Dentoflex, Déring e Sin) foram utilizadas em 50 perfurações cada sob irrigação externa. A temperatura foi avaliada por termopares. No resultado observou-se um aumento de temperatura crescente à medida que as brocas vão se desgastando. A irrigação e o movimento intermitente foram fundamentais no controle do aquecimento. Sinais de desgastes evidentes foram observados em todas as brocas. Concluiu que as brocas puderam ser utilizadas por 50 vezes, sem causar danos térmicos ao tecido ósseo.

Faria et al. (2010) avaliaram neste estudo, a temperatura gerada durante o preparo do tecido ósseo comparando-se brocas de três sistemas de implantes: Conexão, Nobel e 3i. As perfurações foram feitas em osso cortical de fêmur bovino, com brocas de 2,0 e 3,0 mm de diâmetro, até a profundidade de 13 mm, a uma velocidade de 1.500 rpm com pressão intermitente de 2 kg e sob constante irrigação de soro fisiológico 0,9% a temperatura ambiente ( $24\pm 1^{\circ}\text{C}$ ). As amostras foram

mantidas em água a  $36\pm 1^{\circ}\text{C}$  durante as perfurações. As temperaturas foram medidas com termopares inseridos no osso a 1 mm da perfuração, em profundidades de 5 e 13 mm e registradas com o auxílio de um coletor de dados conectado a um computador. Os dados de temperatura foram analisados pelo teste RM ANOVA (3 fatores). A profundidade foi o fator repetido. As análises foram seguidas pelo teste de Tukey (5%). Os resultados indicaram que a melhor condição experimental foi obtida para a broca Conexão de diâmetro de 2 mm na profundidade de 5 mm ( $36,10\pm 0,52^{\circ}\text{C}$ ) e a condição menos favorável foi para a broca Nobel de diâmetro 2 mm na profundidade de 13 mm ( $38,84\pm 1,15^{\circ}\text{C}$ ). Concluiu-se que os maiores valores de temperatura foram obtidos para a profundidade de 13 mm, independentemente do tipo de broca. O aumento do diâmetro induziu uma diminuição da temperatura para as brocas 3i e Nobel e um aumento para as brocas Conexão. Nenhuma temperatura registrada excedeu o limite biológico.

Scarano et al. (2011) realizaram uma avaliação termográfica infravermelha de modificações de temperatura induzida durante a osteotomia comparando brocas cilíndricas versus cônicas com o objetivo de qualificar as mudanças de temperatura no osso cortical e na porção apical das brocas de desenhos diferentes. Os dois sistemas de perfuração foram avaliados *in vitro* utilizando osso bovino cortical femoral. O sistema A possuía uma broca cônica com triplas espirais e o sistema B possuía uma broca cônica com quádrupla torção. Na preparação, as temperaturas no osso cortical e na porção apical das brocas foram medidas por termografia infravermelha. A temperatura média produzida no osso cortical foi de  $31,2\pm 0,5^{\circ}\text{C}$  para brocas cilíndricas e  $29,1\pm 0,6^{\circ}\text{C}$  para perfuração cônica. A média na porção apical das brocas foi de  $32,1\pm 0,7^{\circ}\text{C}$  para perfuração cilíndrica e  $29,6\pm 0,6^{\circ}\text{C}$  para a perfuração cônica. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas foram encontradas na medição no osso cortical nos dois grupos ( $P<0,05$ ) como também na porção apical ( $P<0,005$ ). Os resultados do presente estudo mostraram que a geometria da broca parece ser um fator importante na geração de calor durante a preparação do local do implante. Então a geometria da broca poderia explicar o aumento da temperatura na cortical e na porção apical das brocas.

Oliveira et al. (2011) avaliaram as alterações térmicas das brocas durante a preparação do local do implante, através de um estudo comparativo *in vitro* entre

brocas de aço inoxidável trançado e as de cerâmica (zircônia) com o objetivo de avaliar o desgaste das brocas dos dois materiais durante a osteotomia em ossos bovinos. Foram utilizadas análises de microscopia eletrônica de varredura antes e após cada perfuração. Uma unidade cirúrgica ligada a um dispositivo de teste foi utilizado com o objetivo de simular os procedimentos de perfuração convencionais. Padronizou-se uma irrigação externa e constante de 50 ml/min. (21°C e velocidade de 800 rpm). As medições foram registradas durante as perfurações nas profundidades de 8 e 10 mm. Os resultados mostraram que a média de aumento da temperatura com as duas broca a 8 mm foi de 0,9°C e em 10 mm foi de 2°C (P<0,0001). As temperaturas mais elevadas do osso foram obtidas com a broca de aço inoxidável (1,6°C), quando comparado com a broca de cerâmica (1,3°C). O aumento da temperatura estaria correlacionado com o maior número de perfurações e carga aplicada de perfuração. Após 50 usos, não houve sinal de desgaste grave de qualquer broca. Como conclusão, o material de perfuração e carga do projeto, número de usos, profundidade da perfuração e força aplicada parecem influenciar as variações de temperatura durante a preparação do local do implante. Neste trabalho, a profundidade da perfuração foi um fator predominante no aumento de temperatura do osso. Ambos os materiais de brocas podem ser usados até 50 vezes sem produzir temperaturas prejudiciais ao tecido ósseo ou sinais graves de desgastes e deformação.

### **3.3. Irrigação e controle da temperatura**

Lavelle e Wedgwood (1980) compararam os sistemas de irrigação externa, interna e sem irrigação quanto à eficiência na redução do calor friccional gerado durante a perfuração do tecido ósseo para perfuração e confecção dos alvéolos cirúrgicos. Neste estudo, os autores utilizaram amostras de osso de fêmur humano. Usando um guia cirúrgico, fizeram os alvéolos cirúrgicos com 5, 10, 20 e 30 mm de profundidade. Para medir as temperaturas atingidas, usaram os termopares a uma distância padrão de 0,5; 1; 2; 3 e 5 mm da cavidade experimental, respectivamente. O fluxo de irrigação foi de 50 ml/min. A velocidade foi de 350 rpm e a maior força durante a perfuração foi de 2 Kgf. O nível crítico da temperatura em 56°C não foi atingido e a 0,5 mm e 1,0 mm do perímetro das cavidades apresentaram diferenças de temperatura que ficaram no intervalo de 2 a 9°C. Segundo o estudo, os

resultados mostraram que a maior temperatura atingida ocorreu quando não foi utilizada a irrigação a uma distância de 0,5 mm do perímetro da cavidade, enquanto a menor temperatura ocorreu quando se utilizou irrigação interna com qualquer tipo de broca na preparação das cavidades. A irrigação externa diminuiu o calor friccional durante a confecção dos preparos cirúrgicos, todavia a sua eficiência diminuiu com o aumento da profundidade da cavidade. Segundo as observações destes pesquisadores, além da maior eficácia na manutenção da temperatura crítica durante a osteotomia no preparo do implante, a irrigação interna promove uma maior facilidade de remover as lascas ósseas da cavidade em confecção, reduzindo ou eliminando a obstrução dos ângulos de corte das fresas de implante.

Sutter et al. (1992) realizaram um estudo experimental *in vitro* com objetivo de analisar o desempenho das técnicas cirúrgicas de osteotomia para confecção dos leitos receptores dos implantes, utilizando sistemas de irrigação interna em comparação com os de irrigação externa para, então, se avaliar qual delas seria menos traumática na perfuração e trituração do tecido ósseo, no desenvolvimento da necrose óssea e no aspecto final do leito para implantes dentários. Utilizaram amostras frescas de osso bovino para se aferir a temperatura em diversas perfurações com velocidades de 800 e 3500 rpm. A força empregada nas perfurações foi de aproximadamente 5 N, tanto com o sistema de irrigação interna como externa, cuja solução irrigadora utilizada foi usada a 5° e 22°C. As brocas avaliadas foram a esférica, a helicoidal na prévia perfuração, a espiral (*twist drill*) e a broca trefina. Como resultados, observaram que a maior temperatura atingida foi de 72°C pela broca trefina, com força constante, velocidade de 3500 rpm e irrigação externa a 5°C. Esta temperatura diminuiu para 42°C, quando se reduziu a velocidade para 800 rpm e mais ainda, quando se utilizou uma força intermitente. Segundo os autores, ocorreu pouca diferença entre os tipos de sistemas de irrigação na manutenção da temperatura durante a osteotomia, exceto com a broca trefina que se mostrou mais eficiente e segura, quando utilizada com irrigação interna, proporcionando a manutenção da vitalidade do osso no leito cirúrgico. Na microscopia eletrônica apareceram estruturas ósseas finas no leito do implante. Então concluíram que, neste estudo experimental, as trituradoras e as brocas testadas apresentaram os requisitos básicos para um procedimento cirúrgico não traumático e seguro.

Watanable et al. (1992) avaliaram três sistemas de implantes diferentes *in vitro*, utilizando ou não a irrigação externa, para analisar em tempo real, através de termografia infravermelha, a geração de calor durante a perfuração de corticais de 2mm de espessura em costelas de porcos. Na tentativa de simular as condições cirúrgicas *in vivo*, a metade inferior da amostra ficou imersa em um banho a 37°C (1°C de variação) e a metade superior a uma temperatura ambiente de 25°C. Estabeleceu-se a temperatura de 30°C (1°C de variação) para o osso. Os três sistemas de implantes avaliados foram: i) sistema IMZ; ii) sistema ITI; iii) sistema Branemark. Não se comparou a diferença entre as brocas, porque o local perfurado e o método de irrigação foram diferentes. A força peso exercida foi de 500g. No sistema IMZ, usando-se broca esférica, verificou-se uma difusão circular ao redor da broca, gerado pelo calor friccional. Quando osso medular foi penetrado pela broca espiral, o aquecimento ocorreu na ponta da broca e se difundiu em forma de lança. A temperatura gerada na cortical foi maior do que na medular. No sistema ITI com broca espiral, a irrigação diminuiu a temperatura em 10°C. No sistema Branemark, as brocas que geraram maiores temperaturas sem irrigação foram a broca guia (41°C) e a *cuttersink* (43°C). Já para a broca trefina, a temperatura aumentou 2°C em todos os sistemas. A eficiência da irrigação foi constatada em todos os testes, com todos os tipos de brocas para todos os sistemas, diminuindo significativamente a geração de calor durante a osteotomia. O calor gerado continuamente se difunde na vizinhança do tecido ósseo depois que a broca foi removida do osso, retornando à temperatura original em cerca de 60 segundos.

Carvalho et al. (1994) apresentaram um estudo *in vitro* com brocas do sistema *Tissue Functional* (TF), para se avaliar os efeitos da osteotomia com ou sem irrigação externa em tíbias de coelhos. As perfurações foram feitas a 1800 rpm, com brocas de 2,0; 2,5 e 3,2 mm. Observou-se histologicamente que a alteração óssea foi mais severa nos grupos onde não se usou irrigação externa. Os autores concluíram que o grupo testado com irrigação externa apresentava a superfície óssea mais regular e geraria menos calor, evitando assim a osteonecrose e que a irrigação deve ser sempre utilizada com a velocidade de 1800 rpm que é, segundo eles, a mais segura e adequada no preparo da loja cirúrgica para a colocação do implante.

Kerawala et al. (1999) avaliaram o efeito das técnicas cirúrgicas para fixação de parafusos de ortopedia em mandíbulas de cadáveres humanos, observando o desenho das brocas utilizadas e a eficiência do sistema de irrigação durante a osteotomia. As medições foram realizadas pela utilização de termopares tipo K. No período de realização do estudo, o bloco ósseo foi mantido a 37°C, com o objetivo de simular a temperatura corpórea e todas as perfurações foram realizadas pelo mesmo operador. Foram utilizados dois sistemas de perfuração para posterior comparação: i) perfuração elétrica (18.000 rpm e um sistema de irrigação externa integrado) e ii) perfuração pneumática (95.000 rpm). Para cada um dos sistemas de perfuração, observou-se o desempenho de dois desenhos geométricos distintos: i) broca de 1,5 mm com seis ângulos de corte e ii) broca com 0,73 mm, com dois ângulos de corte. Para se avaliar o efeito da irrigação, as mensurações foram realizadas com e sem irrigação. Posicionaram os termopares a 0,5; 1,0 e 1,5 mm da periferia da perfuração. Como resultado, a osteotomia elétrica teve um desempenho similar ao obtido pela perfuração pneumática. Quando utilizaram uma força maior com irrigação, obtiveram resultados similares da perfuração com força normal e sem irrigação. Segundo os pesquisadores do estudo, ocorreu efetivamente o aumento da temperatura nas análises dos sistemas devido à falta de irrigação ou pelo excessivo uso da força empregada na perfuração. Através da análise histológica foi possível concluir que as áreas com maior acúmulo de calor continham áreas nítidas de necrose e fragmentos ósseos. Em contra partida, áreas com menor variação de temperatura devido à utilização de irrigação e técnica utilizada apresentaram uma deterioração pequena ou insignificante se comparada com técnica sem irrigação.

Adriani Junior (2002) mensurou o calor friccional gerado pelo preparo do tecido ósseo em implantodontia em um estudo *in vitro*. Como modelo experimental foi utilizado o osso cortical de fêmur bovino. As brocas testadas (marca comercial 3i) foram: i) broca helicoidal de 2,3 mm de diâmetro; ii) broca-piloto de 2 e 3 mm; e iii) broca helicoidal de 3 mm de diâmetro. Termopares do tipo K foram usados para medir a temperatura nas profundidades de 3, 5 e 8 mm e a 0,5 mm de distância da perfuração de 3 mm e a 0,85 mm da perfuração de 2,3 mm. As perfurações onde foram colocados os termopares estavam preenchidas com pasta térmica para uma melhor aquisição dos dados. O mesmo operador realizou todas as perfurações, que tinham 8 mm de profundidade, a uma velocidade de 1.500 rpm. O método de

irrigação interna e externa foi comparado, com um fluxo de 100 ml/min. O autor observou que a irrigação interna foi superior à irrigação externa e a broca de 2,3 mm gerou mais calor do que as duas outras.

Benington et al. (2002) utilizaram mandíbulas bovinas como modelos experimentais para realizarem perfurações com brocas helicoidais de 2 mm e 3,5 mm de espessura, com o objetivo de comparar a temperatura gerada com o sistema de irrigação interna em relação ao método de irrigação externa durante a osteotomia para receber implantes. Utilizaram força e velocidade fixas e constantes em 1,7 Kg e 2.500 rpm, respectivamente. A irrigação foi realizada com o líquido em temperatura ambiente. A variação de temperatura foi o ponto referencial na pesquisa. Como resultado, as brocas de 2 mm de diâmetro tiveram uma variação de temperatura de 3,0 a 3,1°C para irrigação interna e externa, respectivamente. As brocas de 3,5 mm de diâmetro tiveram, por sua vez, aumentos de temperatura de 1,34 e 1,62°C respectivamente. Os autores concluíram que é totalmente injustificável o esperado benefício na utilização do sistema de irrigação interna, já que o mesmo é bem mais dispendioso que o convencional com irrigação externa, pois neste estudo os dois sistemas foram bem semelhantes quanto aos seus desempenhos no controle das mudanças térmicas durante a osteotomia.

Sharawy et al. (2002) testaram quatro sistemas de implantes, sendo dois com irrigação interna e outros dois com irrigação externa, com o objetivo de mensurar o calor gerado durante a osteotomia em mandíbula e maxila de porco em três velocidades de perfuração (1.225, 1.667 e 2.500 rpm). Quatro termopares do tipo K foram inseridos a uma distância de 1 mm da perfuração, nas posições mesial, distal, vestibular e lingual e a 8mm de profundidade. Segundo as observações do estudo, as velocidades mais altas geram menos calor durante a osteotomia. Os autores avaliaram que quanto menor a velocidade, maior o tempo requerido para concluir a perfuração e conseqüentemente maior o aquecimento gerado pelo calor friccional. Foi sugerido que velocidades altas podem ser usadas clinicamente, especialmente em casos onde o tecido ósseo seja menos denso (osso tipo III e IV). Segundo os autores, quanto maior o tempo da perfuração, maior o aumento de temperatura e maior o tempo requerido para a temperatura retornar à temperatura inicial. Devido ao fato de o estudo ter utilizado desenhos diferentes de brocas, de diferentes

sistemas, observou-se que a geometria da broca poderia influenciar significativamente os resultados. A irrigação interna em relação à externa não mostrou diferenças significativas na manutenção da temperatura da região.

De Bortoli Jr. et al. (2004) analisaram a perda óssea da cortical ao redor dos implantes nos casos em que se utilizou a dupla irrigação, através da avaliação de três casos clínicos, em que foram realizadas cirurgias de instalação dos cilindros de implante, utilizando-se irrigação somente externa e irrigações com o recurso adicional interno (dupla irrigação) e os resultados do controle da temperatura foram comparados e clinicamente mostraram uma melhor qualidade óssea da cortical ao redor dos cilindros de implante nos casos que se utilizou a dupla irrigação. Dessa forma, verificaram que o controle da temperatura, com o recurso da utilização de brocas com o orifício interno, que permitiu uma irrigação adicional em que a solução irrigadora, além de chegar à broca externamente, pôde resfriá-la também pelo seu interior, mostrou-se mais eficiente que o uso das brocas sem este orifício que só permite a irrigação externa

Anitua, Carda e Andia (2007), realizaram a mensuração da temperatura durante a perfuração do osso cortical. Neste trabalho foram utilizadas mandíbulas de porco, nas quais foram realizadas perfurações com um sistema de implantes convencional em baixa rotação (50 rpm) e sem irrigação. As perfurações realizadas com as brocas convencionais não evidenciaram sobreaquecimento ósseo, demonstrado pelo controle da temperatura do tecido por um termômetro digital durante a perfuração. Clinicamente foi observado que a interface osso implante preparada mediante a técnica de baixa rotação permite o processo de osseointegração normal em humanos.

Augustin et al. (2008), demonstraram em um modelo *in vitro*, baseado na perfuração de blocos de osso bovino em baixa rotação com irrigação, e avaliados com o uso de câmera de infravermelho com capacidade de registro de temperatura, que a perfuração em baixa rotação causa menor aquecimento ósseo durante preparação do leito receptor.

Alguns estudos discutem sobre o aquecimento ósseo causado durante a perfuração durante o procedimento de cirurgia guiada, enquadrando este procedimento como um fator negativo que pode levar a alterações teciduais importantes, pois o guia cirúrgico evita que a irrigação refrigere adequadamente o sistema de perfuração. Dessa forma, Block e Chandler (2009) apresentam uma revisão de literatura sobre complicações em cirurgia guiada. O aquecimento ósseo é colocado como um fator de risco durante a instrumentação. Com o intuito de evitar o dano tecidual por elevação da temperatura causada por dificuldade de irrigação, é considerada a utilização de baixa rotação durante a perfuração para diminuir o aquecimento ósseo.

Sener et al. (2009) estudaram os efeitos da temperatura da solução irrigadora no controle do calor *in vitro* de osteotomias em diferentes profundidades com o objetivo de verificar a lesão térmica durante a preparação do leito implantar e sua influência sobre osseointegração e sobrevivência dos implantes. Foram utilizados segmentos de ossos bovinos frescos de mandíbulas edêntulas congeladas de 12 x 6 cm. Resistências térmicas foram colocadas a 0,5 mm a partir da perfuração da cavidade nas profundidades de 3, 7 e 12 mm. Sinais das três resistências térmicas foram analisados utilizando o software ORIGIN 5.0. Como resultados obtiveram as temperaturas máximas durante a perfuração sem irrigação foram 50,9; 47,4 e 38,1°C em profundidades de 3, 7 e 12 mm, respectivamente. Com irrigação externa com solução salina a 25 e 10°C, as temperaturas máximas em uma profundidade de 12 mm foram 37,4 e 36,3°C, respectivamente. Todas as outras medidas com ambos os 25 e 10°C com solução salina ficaram abaixo da temperatura corporal. Como conclusão, este estudo *in vitro* comprovou que mais calor foi gerado na parte superficial da cavidade de perfuração do que na parte interior. Portanto a irrigação externa à temperatura ambiente pode fornecer resfriamento suficiente durante a perfuração. A solução salina à temperatura mais baixa foi mais eficaz no resfriamento do osso e a irrigação do local deve ser mantido entre as etapas de perfuração.

Dallé (2009) realizou um estudo comparando-se perfurações ósseas realizadas com irrigação externa, interna, associação de ambas e sem irrigação. No experimento foram utilizados quatro animais da espécie ovina (ovelhas) em cujos

fêmures esquerdos foram confeccionadas perfurações e 48 horas após estes animais foram sacrificados e as peças preparadas e analisadas microscopicamente. Observou-se a uma profundidade de 15 mm, quando a cortical óssea interna foi atingida, se houve e qual o grau de necrose provocado pelas perfurações realizadas com as várias formas de irrigação isoladas e a não utilização desta. Observou-se também que quando se utilizou irrigação externa ou interna isoladas, a irrigação interna revelou-se superior na prevenção da necrose óssea superficial. Constatou-se ainda que a não utilização de irrigação provocou maior grau de necrose óssea.

Misir et al. (2009), estudaram o calor gerado durante a perfuração do osso (*in vitro*) por 2 sistemas de perfuração óssea para implantes quando guias cirúrgicos foram utilizados. A temperatura foi medida com um termopar do tipo K utilizando modelos femorais (cortical) de osso bovino. Uma carga constante de 2,0 Kg foi aplicada ao longo dos procedimentos de perfuração através de um equipamento para perfuração com uma velocidade de 1.500 rpm. Dois diferentes sistemas de implantes foram usados. O sistema A com irrigação externa e sistema B com irrigação interna e externa. As amostras foram divididas em 4 grupos. G1 com 20 amostras e uso de irrigação externa e guia cirúrgico. G2 com 20 amostras e uso de irrigação externa e sem guia cirúrgico. G3 com 20 amostras e uso de irrigação dupla e guia cirúrgico. G4 com 20 amostras e uso de irrigação dupla e sem guia cirúrgico. O calor produzido foi medido na broca de maior diâmetro que foi a broca final de perfuração, pois foram utilizados 2 brocas (4,2 e 4,4 mm). Os termopares foram colocados a uma distância de 1 mm a partir da área de osteotomia. Perfurações com as seguintes profundidades foram analisadas: 3, 6 e 9 mm. Medidas de calor foram registradas em software. Os dados obtidos foram submetidos à Mann-Whitney U e teste de Kruskal-Wallis com nível de significância de 0,05. As máximas temperaturas médias nas profundidades de 3, 6 e 9 mm, utilizando guias de perfuração cirúrgicos foram de 34,2°C; 39,7°C e 39,8°C, respectivamente. Sem a utilização de guias cirúrgicos, os valores de temperatura foram de 28,8°C; 30,7°C e 31,1°C. Existiu diferença entre as profundidades e entre o uso ou não de guias cirúrgicos. Do ponto de vista de geração de calor, podemos concluir que a preparação do local de inserção do implante com a utilização de guias de perfuração cirúrgica gera mais calor do que a preparação sem a utilização de guias de perfuração cirúrgica, independente do tipo de irrigação.

Flanagan (2010) argumentou que a colocação cirúrgica de implantes dentários requer uma osteotomia cuidadosa. Há suspeita de que a perfuração óssea pode gerar calor prejudicial ao local, a qual pode causar necrose óssea localizada e, posteriormente, falha do implante dental devido a não osseointegração. A irrigação aquosa de arrefecimento tem sido defendida para evitar tais superaquecimentos. No entanto, a irrigação pode interferir com a visão do operador e impede a coleção de ossos para uso em enxerto autógeno. Brocas de pequeno diâmetro podem gerar mais calor do que as brocas de diâmetro maior e precisam ser bem irrigadas quando os implantes de menor diâmetro forem colocados. A força da broca maior e a velocidade menor podem minimizar o aquecimento ósseo, minimizando o tempo de operação de perfuração e geração de calor. A irrigação para evitar um aquecimento do osso durante a osteotomia pode não ser necessária quando utilizando projetos de perfuração contemporâneos com a técnica de perfuração rápida.

Landázuri-Del Barrio et al. (2011), verificaram que os dados clínicos utilizando o conceito de confecção de protocolos sobre 4 implantes na mandíbula são escassos em cirurgia guiada sem retalho. Além disso, uma documentação limitada existe e na maioria das vezes é sobre implantes com carga imediata com uma ponte de implante pré-fabricado. Então, o objetivo foi fornecer documentação detalhada com foco em resultados clínicos, radiográficos e complicações. Dezesesseis pacientes (10 mulheres, 6 homens, idade média 59 anos) sistemicamente saudáveis, não-fumantes, com volume ósseo suficiente na mandíbula foram operados através de cirurgia guiada sem retalho, utilizando o conceito de confecção de protocolos sobre 4 implantes. Os dados clínicos e radiográficos e complicações foram registrados nos meses 3, 6 e 12 após as cirurgias. A taxa de sobrevida global dos implantes foi de 90% com tendência a maior falha de implantes curtos ( $P = 0,098$ ). O nível ósseo médio após 12 meses de função foi de 0,83 mm, com um máximo de 1,07 mm. Complicações técnicas foram comuns (15/16 pacientes). Estes principalmente relacionado com um desajuste entre a prótese pré-fabricada e pilar(s) (13/16 pacientes).

## 4. DISCUSSÃO

Desde a descoberta da osseointegração, os conceitos sobre a técnica cirúrgica e sobre os cuidados com o tecido ósseo têm sido aprimorados. Esses avanços visam reduzir o trauma cirúrgico e favorecer uma melhor resposta dos tecidos ao redor do implante, e conseqüentemente, a obtenção da osseointegração (BRANEMARK et al., 1977; ESPOSITO et al., 1998). O excesso de calor gerado durante o processo de osteotomia pode influenciar no processo de reparo causando hiperemia, necrose, fibrose, degeneração celular e o aumento da atividade osteolítica levando ao fracasso da osseointegração (MOSS,1964; LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; BARBOSA et al., 2009).

Mesmo com a irrigação podendo interferir com a visão do operador, e dessa forma impedir a coleção de ossos para o uso em enxertos autógeno (FLANAGAN, 2010), para evitar a produção de excesso de calor durante a osteotomia, a literatura mostra que a utilização da irrigação como método de refrigeração é necessária, independentemente da utilização de sistemas internos ou externos. A irrigação pode controlar de forma mais efetiva o aquecimento do osso durante sua perfuração o que não ocorre quando ela não é utilizada (MATHEUS e HIRSCH, 1972; LAVELLE E WEDGWOOD, 1980; ERIKSSON E ADELL, 1986; YACHER e KLEIN, 1996; CARVALHO, 1994; CORDIOLI e MAJZOUB, 1997; KERAWALA et al., 1999, DALLÉ, 2009).

Com relação ao sistema de irrigação para o controle da temperatura durante a osteotomia que é o mais efetivo, várias dúvidas na literatura ainda permanecem. Uma das poucas certezas são com relação aos seus custos, sendo o sistema de irrigação interno mais dispendioso que o sistema com irrigação externo (WATNABLE, 1992; BENINGTON, 2002).

Durante a osteotomia, diferentes profundidades ósseas podem ser alcançadas. Dessa forma, uma maior dificuldade de contato entre a solução irrigadora e o osso a ser resfriado pode ocorrer, principalmente quando o sistema de irrigação externo é utilizado. Dallé (2009) verificou que as perfurações ósseas realizadas com irrigação interna produziram menor grau de necrose do que as perfurações ósseas realizadas com irrigação externa, demonstrando que a irrigação

interna pode ser mais eficiente do que a externa em perfurações ósseas com 15 mm de profundidade. De Bortoli Jr (2004) também encontraram resultados semelhantes quando um sistema de irrigação que associava a irrigação externa e interna foi comparado ao sistema somente externo. Ao contrário dos autores anteriores, Benington et al. (2002) não encontraram nenhuma vantagem clínica no uso do sistema de irrigação interno sobre o externo em termos de alteração térmica no osso durante a osteotomia.

Para a realização das perfurações ósseas durante a osteotomia, pode-se fazer necessária a utilização de guias cirúrgicos. A utilização desses guias pode impedir a passagem da solução irrigante até o osso quando o sistema de irrigação externo é utilizado, fazendo com que o guia cirúrgico atue como uma barreira à solução irrigadora. Diferentemente do sistema de irrigação interna onde a irrigação do osso é realizada pelo interior da broca, o sistema de irrigação externo não consegue atingir o osso adjacente à perfuração. Nos casos mais específicos de cirurgia guiada através de planejamento virtual, onde os guias devem ser extremamente precisos e fixos durante todo o procedimento, uma dificuldade ainda maior é observada para que o sistema de irrigação seja eficaz no controle do aquecimento durante a osteotomia. Devido a isso, um aumento da temperatura pode ocorrer nesses casos e interferir no sucesso da osseointegração do implante. (ANITUA, CARDA E ANDIA, 2007; AUGUSTIN et al., 2008; BLOCK e CHANDLER, 2009; LANDÁZURI-DEL BARRIO et al., 2011). Esta hipótese está de acordo com os trabalhos de Lavelle e Wedgwood (1980) que mostraram que em regiões ósseas mais profundas o sistema de irrigação interno foi mais efetivo no controle da temperatura que o externo. Por outro lado, Misir et al. (2009) demonstraram que existe um aumento do aquecimento ósseo quando guias cirúrgicos são usados, porém não existindo diferenças entre os sistemas de irrigação externo e interno. Isso provavelmente ocorreu, pois a profundidade máxima avaliada nesse estudo foi de 9 mm, diferentemente do estudo de Lavelle e Wedgwood (1980) que avaliaram as profundidades de 10 mm, 20 mm e 30 mm.

A utilização de brocas do tipo trefina durante a remoção de implantes mal sucedidos ou coleta de osso para enxertos, também podem aumentar a temperatura devido a maior área de corte em contato com o osso das brocas tipo trefina. Porém, alguns autores defendem que quando se utiliza a broca do tipo trefina em coletas profundas de osso autógeno, a irrigação externa à temperatura ambiente pode

fornecer resfriamento suficiente durante a perfuração até 12 mm. Segundo eles, como o esperado benefício na utilização do sistema de irrigação interna não é alcançado, seu uso se torna injustificado devido ao fato que o mesmo é mais dispendioso que o sistema convencional com irrigação externa (SUTTER, 1992; BENINGTON, 2002; SHARAMY, 2002; SENER, 2009)

Dessa forma, a utilização do sistema de irrigação interno em casos específicos parece possuir algumas vantagens sobre o sistema de irrigação externo. Porém vale ressaltar que os poucos trabalhos na literatura que demonstram esse achado, possuem manobras cirúrgicas muito específicas e que podem ser executadas de diferentes maneiras no dia a dia clínico como por exemplo: o tipo de movimento, o tipo de broca, a pressão exercida e a reparação óssea de cada indivíduo.

A utilização do movimento intermitente, ao invés do movimento contínuo é recomendado pela literatura, pois possui vantagens no controle da temperatura independentemente do tipo de sistema de irrigação utilizado. Estudos que utilizaram movimento intermitente mostraram que a temperatura foi mais facilmente controlada e, em nenhum deles, a temperatura chegou ao nível crítico de 47°C (HARRIS e KOHLES, 2001; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al., 2005; CHACON et al., 2006). Por outro lado, os estudos que utilizaram o movimento contínuo excederam a temperatura crítica em alguns casos (MATHEUS e HIRSCH, 1972; LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; SUTTER et al., 1992; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000; ADRIANI JUNIOR, 2002).

Em relação às brocas utilizadas na osteotomia, devido ao grande número de formas e sistemas de implantes existentes no mercado, a comparação entre os diferentes desenhos ou formatos das brocas e sua relação com o aumento ou diminuição do aquecimento ósseo torna-se impossível. Porém, alguns trabalhos mostram que durante a confecção de perfurações ósseas a utilização de brocas com diâmetros maiores contribuem para o aumento da temperatura durante a perfuração independentemente do tipo de sistema de irrigação utilizado. Assim é sugerido que durante a osteotomia seja realizado o escalonamento das brocas utilizadas (iniciar com brocas de menor diâmetro até o diâmetro planejado) (HARRIS e KOULES, 2001; SHARAWY et al., 2002; ERCOLI et al., 2004; CHACON et al., 2006). Ainda com relação as brocas utilizadas durante a osteotomia, a durabilidade, e conseqüentemente, a afiação das brocas é um fator importante. Os trabalhos de

Sperandio (1998); Jochum e Reichart (2000); Cardoso (2000); Saad (2000) e Ercoli et al. (2004) tratam desta questão e mostram que as brocas usadas várias vezes e por isso com sua afiação diminuída aquecem mais do que as brocas novas.

Outro fator que influencia na geração de calor no osso adjacente à osteotomia, independentemente do sistema de irrigação usado, é a pressão (força) exercida contra o tecido ósseo no momento do preparo do leito. A quantidade de calor gerado é diretamente relacionada à magnitude da pressão (força), à velocidade e ao tempo de perfuração. Eriksson e Adell (1986) indicaram o uso de uma força leve durante a perfuração do tecido ósseo para diminuir a geração de calor.

Além de todos esses fatores Misch (2000) relata que cerca de 1 mm de osso adjacente à ferida óssea necrosa após o preparo do leito, independentemente da adequação da técnica cirúrgica ou sistema de refrigeração usado. Após essa necrose, o fenômeno reparativo que ocorre para o sucesso da osseointegração é dependente do estado das células e da vascularização, ou seja, é dependente do indivíduo (COMAR, 2006).

Não obstante as diferenças provocadas em relação ao aquecimento por esses fatores, eles podem ter seus efeitos potencializados quando em conjunto (DAVIDSON e JAMES, 2003; FLANAGAN, 2010).

Assim, pode-se notar que a utilização de sistema de irrigação interna, externa ou associação de ambas, dependerá da prática individual e coerência do operador na sua indicação para cada caso específico, pois a irrigação externa pode ser superior na prevenção do aquecimento durante a osteotomia em níveis ósseos corticais superficiais, enquanto a irrigação interna pode ser mais eficaz em níveis ósseos profundos, então não existindo uma regra geral de qual sistema seria a melhor opção para o controle da temperatura local tanto das brocas como do tecido ósseo adjacente durante a osteotomia para a inserção de implantes osseointegrados. (HALDER et al,1993; TEHEMAR 1999; DAVIDSON e JAMES, 2003; FLANAGAN 2010).

## 5. CONCLUSÃO

Baseado na literatura e dentro das limitações desse estudo pode-se concluir que para a manutenção da temperatura do osso adjacente á osteotomia:

1- A utilização da irrigação durante a confecção dos alvéolos cirúrgicos para a inserção de implantes dentários é imprescindível, independentemente, do tipo de sistema ser interno ou externo;

2- Em casos específicos, como na utilização de guia cirúrgico para a realização de uma cirurgia do tipo guiada e em níveis ósseos profundos, o sistema de irrigação interno pode ser mais eficiente;

3- Em casos específicos, como em níveis ósseos corticais superficiais, o sistema de irrigação externo pode ser mais eficiente;

4- Independentemente do sistema de irrigação utilizado, a manutenção da temperatura dependerá da prática individual, coerência do operador e da indicação para cada caso específico.

## 6. REFERÊNCIAS

ABOUZGIA, M.B., JAMES, D.F. Measurements of shaft speed while drilling through bone. **J Oral Maxillofac Surg.** V.53, n.11, p.1308-1316, Nov. 1995.

ABOUZGIA, M.B., SYMINGTON, J.M. Effect of drill speed on bone temperature. **Int J Oral Maxillofac Surg.** V.25, n.5, p.394-9, Oct.1996.

ABOUZGIA, M.B.; JAMES,D.F. Temperature Rise During Drilling Through Bone. **J Oral Maxillofac Surg.**, v.12, n.3, p.342-353, May/June 1997.

ADELL, R. et al. A 15- year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. **Int J Oral Surg.** V.10, p.387-416, 1981.

ANDRIANI JUNIOR, W. Mensuração de calor friccional gerado pelo prepare do tecido ósseo em implantodontia: estudo in vitro. Florianópolis, 2002. 50p. **Dissertação** (Mestrado em Odontologia- Área de concentração: Implantodontia). Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2002.

ANITUA E, CARDA C, ANDIA I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. **Int J Oral Maxillofac Implants.** .V.22, n.1, p.138-45, Jan-Feb 2007.

AUGUSTIN G, et al. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. **Arch Orthop Trauma Surg.** V.128, n.1, p.71-7, Jan 2008.

BACHUS, K.N.; RONDINA, M.T.; HUTCHINSON, D.T. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. **Med Eng Phys.** V.22, n.10, p.685-91, Dec.2000.

BARBOSA, B.A. Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis / Microscopic analysis of osteonecrosis caused by friccional heating during confection of surgical alveolus for osseointegrated implants. **Dissertação.** Bauru; s.n; 2009. 107 p. ilus, tab, graf.

BENINGTON, I.C.; et al. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. **Clin Oral Impl Res**. V.13, n.3, p.293-297, June 2002.

BLOCK, M.S., CHANDLER, C. Computed tomography-guided surgery: complications associated with scanning, processing, surgery, and prosthetics. **J Oral Maxillofac Surg**. V.67, n.11, p.13-22, Nov 2009.

BRANEMARK, P.I.; et al. Intra-osseous Anchorage of dental protheses. An experimental studies. Scand. **J Plast Reconstr Surg**., v.3, n.2, p.81-100,1969.

BRANEMARK, P.I.; et al. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw, experience from 10 year period. Scand **J Plast Reconstr Surg**, v.16, suppl,p.1132,1977.

BRISMAN, L.D. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant site. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.1, p.35-37, jan/fev 1996.

CARDOSO, Paulo Roberto. Capacidade de corte das brocas do sistema 3i. Estudo histológico em cães. Brasília, 2000. 57p. **Dissertação** (Mestrado em Ciências da Saúde). Faculdade de Ciências da Saúde de Brasília. Brasília,2000.

CARVALHO, P.S.P.; et al. Ação das brocas para implantes com e sem irrigação interna: estudo histológico em coelhos. **Rev Gaúcha Odontol**, v.42, n.3, p.171-3, Maio/junho 1994.

CHACON, G.E.; et al. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. **J Oral Maxillofac Surg**. v.64, p.265-269, 2006.

COMAR, K.A. Relação entre o desgaste das brocas e o aumento de temperatura e carga durante a perfuração óssea em implantodontia . **Dissertação**. (Mestrado em Odontologia- Área de concentração: Implantodontia). Faculdade de odontologia da Universidade de Santo Amaro. São Paulo, 2006.

CORDIOLI, G.; MAJZOUB,Z. Heat generation during implant site preparation: An in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.12, n.2, p.186-193, Mar/Apr 1997.

CORREIA, S.M.B. Sobrevivência a curto prazo de implantes osseointegráveis tratados com ataque ácido. Bauru, 1996. 201 p. **Dissertação** ( Mestrado em Periodontia). Faculdade de Odontologia de Baurú, 1996.

DALLÉ, E.P. Site preparation with external and/or internal irrigation, and the lack of irrigation for dental implant placement comparative histological findings. **Implant News**. V.3,n.20, p.641-647. Jun 2009.

DAVIDSON, S.R.; JAMES, D.F. Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution. **J Biomech Eng**, v.125, n.3, p.305-14, June 2003.

DE BORTOLI Jr. N.; et al. External and internal irrigation X external only. Presentation of three Clinical Cases. **Implants News**, v.1, n.5, p.409-415. Sep/Oct. 2004.

ERCOLI, C.; et al. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n.3, p.335-349, May/June 2004.

ERIKSSON, R.A.; ADELL, R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. **J Oral Maxillofac Surg**, v.44, n.1, p.4-7, jan.1986.

ERIKSSON,R.A.; ALBREKTSSON, T.; ALBREKTSSON,B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. **Acta Orthop Scand**, v.55, n.6, p.629-631, Dec. 1984.

ESPOSITO, M. et al. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. Success criteria and epidemiology. **Eur J Oral Sci**. v.106, n.1, p.527-51, Feb.1998.

FARIA, R.; et al. Avaliação do calor gerado durante o prepare do tecido ósseo utilizando-se brocas de diferentes sistemas de implantes. **Cienc Odontol Bras**, v.8, n.4, p. 56-67, Out/Dez 2005.

FEDELL JUNIOR, A.; et al. Reparação óssea após osteotomias. **Revista de Odontologia Gaúcha**, v.49, n.4, p.223-229, Out/Nov/Dez 2001.

FLANAGAN D. Osteotomy is it necessary?. **Dent Implants**. V.3, n.19, p.241-249. Jun, 2010.

HARRIS,B.H.; KOHLES, S.S. Effects of Mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. **J Oral Maxillofac Implants**, v.16, n.6, p.819-826, Nov/Dec, 2001.

HOBKIRK, J.A.; RUSINIAK, K. Investigation of variable factors in drilling bone. **J Oral Surg**, v.35, n.12, p.986-973, Dec. 1977.

JOCHUM, R. M.; REICHART, P. A. Influence of multiple uses of Timedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. **Clin Oral Implants Res**, v.11, n.2, p.139-43, Apr, 2000.

KERAWALA, C.J. et al. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. **Oral Surg Oral Med Pathol Oral Radiol Endod**, v.88, n.2, p.145-150, Aug.1999.

LANDÁZURI-DEL BARRIO, R.A. et al. A prospective study on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in the mandible. **Clin Oral Implants Res**. Nov. 2011.

LAVELLE, C.; WEDGWOOD, D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. **J Oral Surg**, v.38, n.7, p.499-503, July 1980.

MATTHEWS, L.S.; HIRSCH, C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. **J Bone Joint Surg Am**, v.54, n.2, p.297-308, Mar, 1972.

MISCH, C.E. Implantes dentários contemporâneos. 2. Ed. São Paulo: Santos, 2000. P 685.

MISIR A.F., et al. Effect of surgical drill guide on the heat generated from implant drilling. **J Oral Maxillofac Sug**. V.67, 2663-8, Dec, 2009.

MOSS, R.W. Histopatologia reaction of bone to surgical cutting. **Oral Surg Oral Pathol Oral Med**. v.4, p.405-414, 1964.

OLIVEIRA N.; et al. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. **Clin Oral Implants Res**. Aug 2, 2011.

PATERNIO, D.J.; et al. Avaliação do aquecimento intra-ósseo em procedimentos cirúrgicos. **Implant News**, v.2, n.3, p.251-255, Maio/Junho, 2005.

PEDROLA, F. Fracassos y complicaciones de implantes-soliciones. **Rev Asoc Odontol Argent**, v.90, n.1, p.16-20, Enero/Febrero, 2002.

REINGEWIRTZ, Y.; SZMUKLER-MONCLER, S.; SENGER, B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. **Clin Oral Implants Res**, v.8, n.3, p.189-197, June, 1997.

SAAD,P.A. Avaliação das brocas cirúrgicas de 2.0mm do sistema mater screw/conexão de implantes osseointegrados. São Paulo, 50p. **Dissertação** (Mestrado em Reabilitação). Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2000.

SCAGLIONI, M.G.; DELIGA, A.G. Levantamento estatístico do sucesso e causa de insucesso nos trabalhos com implantes osseointegrados do TF publicados no Brasil- Estudo multicêntrico. **BCI**, v.3, n.71-76, jul/ago, 1996.

SCARANO, A.; et al. Evaluation thermographic infrared modifications to the temperature produced during the implant site with drills cylindrical against conical. **Implant Dent Clin Relat Res**. v.3, n.4, p243, ago, 2011.

SENER, B.C.; et al. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. **Clin Oral Implants Res**. Mar, 2009

SPERANDIO, J.A.P.; CAMPOS JUNIOR, A.; ARAGONES, L.C.A. Influência da reutilização de brocas na osseointegração de parafusos de titânio comercialmente puro. Análise microscópica e de remoção ao torque em tíbias de coelhos. **Ver. FOB**. V.6, n.2, p.1-6. Abr/Jun, 1998.

SHARAWY M.; et al. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. **J Oral Maxillofac Surg**, v.60, n.10, p.1160-9. 29, Oct, 2002.

SUTTER, F.; et al. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. **Quintessence Int**, v.23, n.12, p.811-6, Dec, 1992.

TEHEMAR, S.H. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. **Int J Oral Maxillofac Implants**. V.14, n.1, p.127-136, Jan./Feb, 1999.

THOMPSON, H.C.; ARMY, U.S. Effect of drilling into bone. **L Oral Surg**, v.16, n.1, p.22-30, jan, 1958.

WATANABE, F. et al. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: real-time thermography. **Int J Oral Maxilofal Implants**, v.7, n.2, p.212-219, Summer 1992.

YACKER, M. J.; KLEIN, M. the effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. **J Oral Maxilofac Implants**, v.11, n.5, p.634-638, Sep/Oct. 1996.