

## **Avaliação do calor gerado durante o preparo do tecido ósseo utilizando-se brocas de diferentes sistemas de implantes\***

### ***Evaluation of the temperature rise during the preparation on bone tissue with different implant drill systems.***

**Renata FARIA**

**Fernanda Pelógia CAMARGO**

**Silvia Helena BARBOSA**

Doutoranda – Programa de Pós-Graduação – Odontologia Restauradora – Área de Concentração em Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP – São José dos Campos – SP – Brasil

**Marco Antonio BOTTINO**

Professor Adjunto – Disciplina de Prótese Dentária – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP – São José dos Campos – SP – Brasil

**Fernando Eidi TAKAHASHI**

Professor Doutor – Disciplina de Prótese Dentária – Departamento de Materiais e Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP – São José dos Campos – SP – Brasil

---

#### **RESUMO**

Avaliou-se 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 3,0mm de diâmetro, até a profundidade de 13mm, a uma velocidade de 1500 rpm com pressão intermitente de 2kg 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 1mm da perfuração, em profundidades de 5 e 13mm 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 2mm na profundidade de 5mm ( $36,10 \pm 0,52^\circ \text{C}$ ) e a condição menos favorável foi para a broca Nobel de diâmetro 2mm na profundidade de 13mm ( $38,84 \pm 1,15^\circ \text{C}$ ). Concluiu-se que os maiores valores de temperatura foram obtidos para a profundidade de 13mm, 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.

#### **UNITERMOS**

Implantes dentários; osseointegração; calor, osso e ossos; perfuração; instrumentos odontológicos.

---

#### **INTRODUÇÃO**

Os cuidados nos procedimentos cirúrgicos têm um papel fundamental no sucesso da reabilitação com implantes. Uma cirurgia de implante traumática pode levar à formação de tecido conjuntivo fibroso ao redor do implante, o qual nunca ficará firmemente ancorado no osso remanescente. Na realidade, não importa o quão cuidadosa seja a técnica de preparo, 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 (MATTHEWS & HIRSCH<sup>22</sup>, 1972). Sendo assim, o osso poderá reagir de maneiras diferentes em resposta a essa zona necrótica: formação de tecido fibroso, resultando em ausência de fixação e de reparação óssea acompanhada de morte celular, ou completa reposição de osso novo, resultando em osseointegração (ERICKSSON & ALBREKTSSON<sup>18</sup>, 1983).

\* Parte da Dissertação – FOSJC/UNESP

Em 1984, Eriksson & Albrektsson<sup>15</sup> mostraram que a capacidade regenerativa inerente do osso foi quase completamente extinguida pela injúria térmica causada pela exposição do tecido à temperatura de 50°C por um minuto. Reduzindo-se o aquecimento para 47°C por um minuto, diminuíram os efeitos adversos no processo regenerativo. Aquecendo-se a 44°C por um minuto, não foram observados distúrbios significativos na regeneração tecidual óssea.

Alguns fatores são responsáveis pelo calor gerado: a velocidade de rotação do motor (SHARAWY et al.<sup>28</sup>, 2002), o desenho das brocas (HARRIS & KOHLES<sup>16</sup>, 2001), a pressão exercida pelo operador (MATHEWS & HIRSCH<sup>22</sup>, 1972), a eficiência do sistema de irrigação (SHARAWY et al.<sup>28</sup>, 2002), entre outros. É importante considerar também o tipo de osso em que se está trabalhando, pois quanto mais denso, mais susceptível às elevações de temperatura devido à maior resistência para se perfurar (SHARAWY et al.<sup>28</sup>, 2002).

Tendo em vista a necessidade de se controlar o excesso de calor gerado durante os procedimentos cirúrgicos para instalação de implantes dentários, avaliou-se neste estudo a temperatura gerada durante o preparo do tecido ósseo, comparando brocas de três sistemas de implantes, avaliando-se, também, o efeito do diâmetro e profundidade de perfuração.

## MATERIAL E MÉTODO

Foram utilizadas nos ensaios brocas de formatos semelhantes, porém, com ligas metálicas diferentes, de 2 e 3mm de diâmetro dos seguintes sistemas: a) Conexão Sistemas de Prótese (C); b) Nobel Biocare (N); c) 3i Implant Innovations (T) (Figura 1). Foram utilizadas seis brocas novas sendo duas de cada sistema. Todas as brocas selecionadas foram avaliadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) (Philips XL 30) e examinadas com uma técnica de microanálise por Energia Dispersiva de Raios X, EDS (EDAX) por meio de um detector de raios X acoplado ao microscópio eletrônico de varredura. As micrografias foram feitas antes da utilização e esterilização e após trinta utilizações de cada broca.

O experimento foi conduzido com a utilização de amostras de osso cortical de fêmur bovino. Seis amostras foram obtidas de cada fêmur, perfazendo um total de 60 amostras que passaremos a denominar de corpos-de-prova. Foram realizados inicialmente cortes transversais, da porção mais cortical do fêmur, excluindo-se as epífises, a cada 40mm e posteriormente um corte longitudinal em cada porção, dividindo-as ao meio (Figura 2). Foram destinados vinte corpos-de-prova para cada marca comercial, utilizando-se dez para cada diâmetro (n=10). Para se medir a temperatura gerada com as brocas de 3mm de diâmetro, foram previamente feitas perfurações com brocas de 2mm de diâmetro. Portanto, as medições foram feitas no alargamento do alvéolo cirúrgico de 2 para 3mm de diâmetro.



FIGURA 1 – Brocas de 2 e 3mm de diâmetro dos três Sistemas de Implantes utilizados

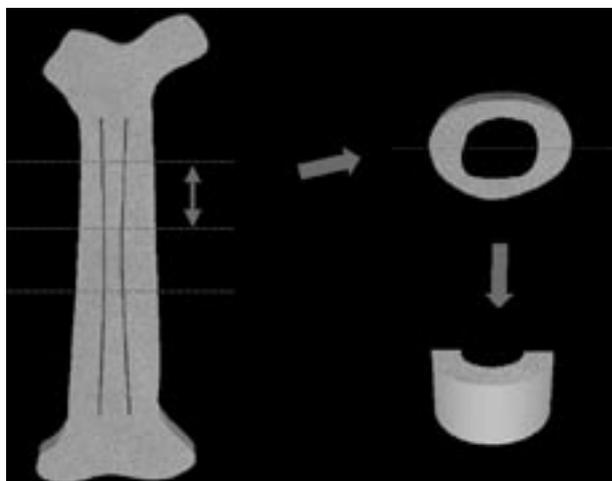


FIGURA 2- Esquema mostrando a forma de obtenção dos corpos-de-prova a partir do fêmur bovino

Os corpos-de-prova tiveram suas superfícies planificadas e foram selecionados três locais para as perfurações e quatro locais para as medições da temperatura. A uma distância de aproximadamente 1mm do diâmetro da broca que seria utilizada no corpo-de-prova, canais verticais, paralelos ao longo eixo da perfuração, foram preparados em uma fresadora universal, com profundidades de 5mm e 13mm (Figura 3). Após o preparo, os corpos-de-prova ficaram congelados até o momento do experimento a  $-20^{\circ}\text{C}$  (SEDLIN & HIRSCH<sup>27</sup>,1966). Para o descongelamento, os corpos-de-prova foram imersos em solução de soro fisiológico à temperatura ambiente ( $25^{\circ}\text{C}$ ) e mantidas até atingirem a mesma temperatura.

Termopares tipo T (Ecil Met Tec Ltda, Piedade, São Paulo, Brasil) de 0,7mm, com tempo de resposta de 2s, foram utilizados para medir a variação da temperatura durante as perfurações. Com a finalidade de se obter a dissipação do calor e condutividade térmica, os canais foram preenchidos com um silicone termocondutor (BonBond – Silicone Heat Sink Compound).

Dois guias metálicos de 1mm de espessura, um para cada diâmetro de broca, foram especialmente confeccionados (Figura 4).

Em cada ensaio, após a inserção dos termopares, o respectivo guia foi posicionado e fixado com cianocrilato (Super Bonder, loctite) sobre a superfície preparada para as perfurações. Essa fixação garantiu a vedação dos canais, evitando o resfriamento dos termopares com a irrigação, e a estabilização desses termopares.

A seqüência da preparação do corpo-de-prova está detalhada na Figura 5.

O conjunto osso/guia/termopares foi posicionado em uma morsa, especialmente confeccionada para a sua fixação, com dimensões proporcionais ao tamanho do corpo-de-prova. A morsa foi fixada no fundo de um recipiente de alumínio que permitiu que todo esse conjunto permanecesse imerso em água a  $36\pm 1^{\circ}\text{C}$  durante os ensaios. A constante temperatura inicial do osso a  $36^{\circ}\text{C}$  foi mantida com o banho de água, termicamente regulado com um aquecedor ligado a um termostato. A temperatura desta água foi, também, monitorada com um termopar (Figura 6).

Para a realização das perfurações, foi utilizado um contra-ângulo redutor (20:1) (W&H 975 AE, W&H Dentalwerk, Áustria) conectado a um motor (BLM 600 Plus Driller). Para garantir uma perfuração unidirecional, foi utilizado um suporte de furadeira de bancada, adaptado, com um dispositivo articulado, especialmente confeccionado para a fixação do con-

tra-ângulo. Uma broca longa foi encaixada no contra-ângulo para permitir seu posicionamento em relação à direção da perfuração. Para isso, foi utilizado um esquadro metálico, posicionado sobre o guia cirúrgico, o que proporcionou um posicionamento perpendicular entre a broca e a base do guia.

Para cada grupo, foi utilizada uma broca nova, e trinta perfurações foram feitas com cada uma delas. A cada três utilizações, as brocas foram desinfetadas com solução de glutaraldeído 2% e esterilizadas em autoclave a vapor ( $121^{\circ}\text{C}$  por 15 minutos).

Em cada perfuração, foram feitas duas medições, de acordo com as profundidades dos termopares. Portanto, foram obtidas sessenta medições de variação de temperatura para cada grupo.

As perfurações foram feitas até atingir a profundidade de 13mm, com irrigação de solução de cloreto de sódio a 0,9% a temperatura ambiente ( $25^{\circ}\text{C}$ ), a uma velocidade de 1500rpm, com pressão intermitente (3s e intervalo de 1s) e padronizada de 2 Kg, controlada por uma balança milesimal com capacidade para 5,5kg no modelo AS 5000 (Marte Equipamentos de Medição, São Paulo, Brasil).

O torque para perfuração foi ajustado a 45N/cm.

O alívio da pressão por 1s, ou seja, uma pressão intermitente, permitiu melhor acesso da solução irrigadora na broca e na cavidade óssea, evitando que a porção de tecido ósseo removida ficasse retida nas bordas cortantes da broca.

Para se registrar as temperaturas durante os ensaios, foi utilizado um coletor de dados ADS 2000 IP (Lynx Tecnologia Eletrônica, Brasil), conectado a um computador, que realiza a aquisição de dados com o conversor analógico-digital (A/D) através de programas específicos, como, por exemplo, o *AqDados* e *AqAnalysis*. No presente trabalho, o *AqDados 7* foi executado em ambiente *Windows XP*, com a seguinte configuração: Processador Pentium 4, 512 MB de memória, disco rígido de 60GB.

O dispositivo montado para o registro da temperatura foi calibrado em temperaturas conhecidas (água a  $55$  e  $5^{\circ}\text{C}$ ), periodicamente, durante os experimentos. Quando os termopares apresentavam respostas não lineares, eles eram substituídos. A temperatura da água de calibração foi checada com a utilização de um termômetro de mercúrio laboratorial, com erros inferiores a  $\pm 0,02^{\circ}\text{C}$ . Utilizando-se esse modelo, a variação do calor gerado e a máxima temperatura atingida foram avaliadas durante as perfurações.

O aparato montado para os ensaios está exemplificado na Figura 7.

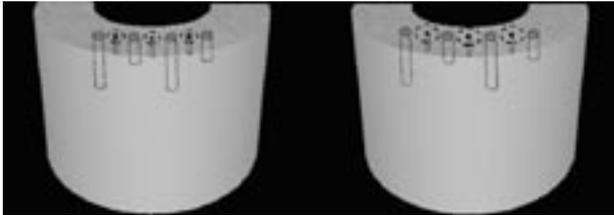


FIGURA 3 – Representação esquemática do corpo-de-prova com os locais de perfuração e medição da temperatura demarcados



FIGURA 4 – guias metálicos utilizados nas perfurações com as brocas de 2mm (1) e de 3mm (2) de diâmetro

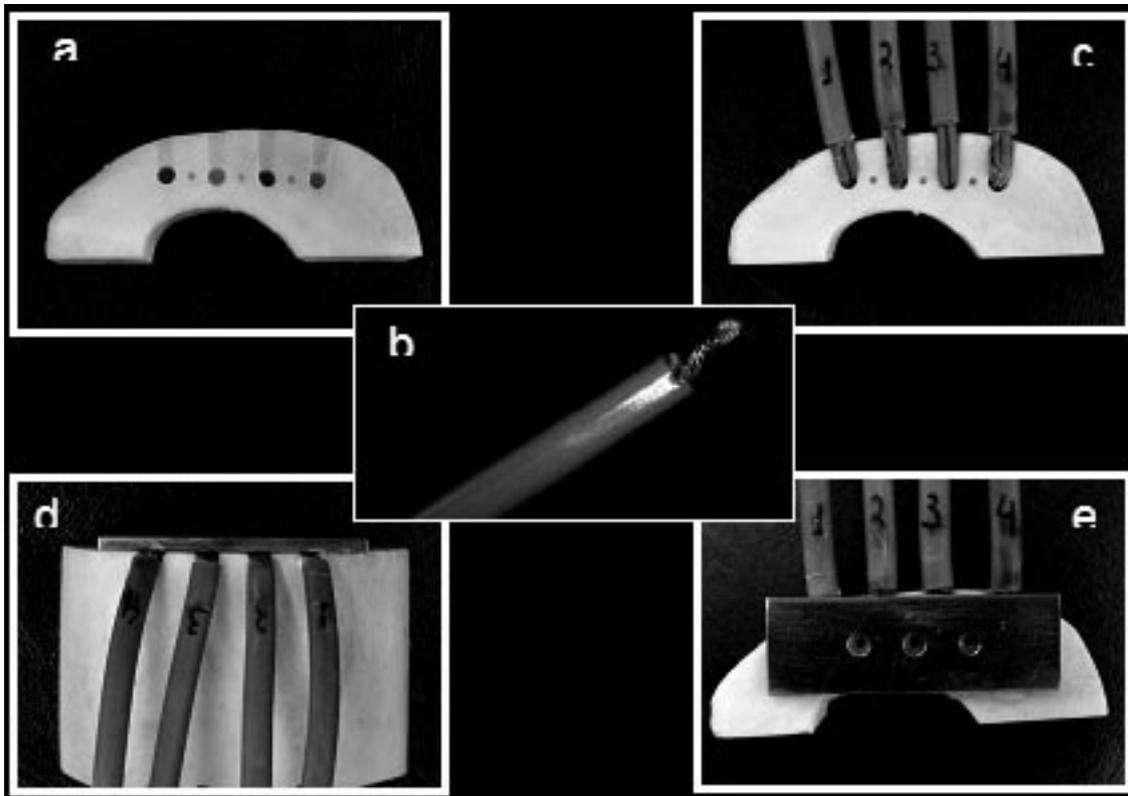


FIGURA 5 – Sequência do preparo dos corpos-de-prova: a) aspecto dos canais feitos em um corpo-de-prova, destinado à utilização de brocas de 2mm, de diâmetro, para a inserção dos termopares; b) termopar tipo T; c) vista dos termopares inseridos nos respectivos canais; d/ e) aspecto do guia posicionado e colado sobre a superfície destinada às perfurações

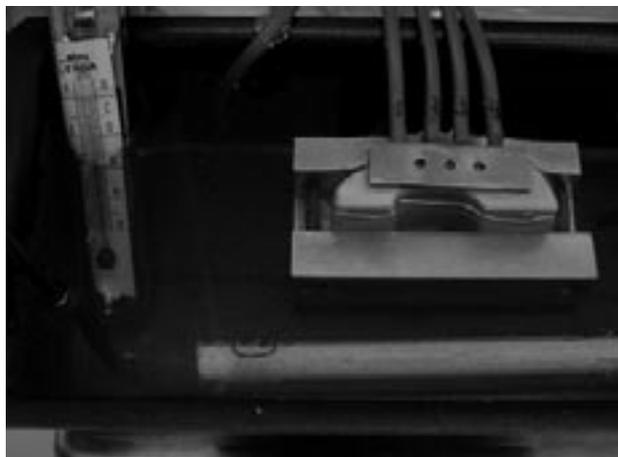


FIGURA 6 – Corpo-de-prova fixado na morsa, imerso em banho de água a 36°C. Aspecto do aquecedor e termostato que mantiveram a temperatura da água



FIGURA 7– Aparato para a elaboração dos ensaios: a) aspecto geral de todo o aparato montado para os ensaios; b) sistema de aquisição de dados conectado a um computador

O valor máximo de três leituras, em cada osso, sob as diferentes condições experimentais, foi considerado como dado da análise estatística. Foi considerada a influência da aplicação de três diferentes tipos de brocas, sobre dois valores de diâmetro, e, ainda, a influência da posição (profundidade de 5 e 13mm), sobre os valores de temperatura. Os dados de temperatura foram avaliados por meio do teste estatístico da análise de variância de medidas repetidas, em que a posição foi o fator repetido.

O estudo do efeito interação foi conduzido por meio do gráfico de médias e pelo teste de comparação múltipla de médias (teste de Tukey).

Nesta pesquisa, cuja unidade experimental é o osso, obteve-se 120 dados de temperatura a serem analisados sob o esquema fatorial tipo 3x2x2. Ou seja, doze condições experimentais sob dez repetições. O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

## RESULTADOS

Foram avaliadas um total de 360 mensurações de temperatura à uma distância de 1mm da loja óssea. A estatística descritiva (média e desvio-padrão) dos valores obtidos está apresentada na tabela 1 na qual temos que os valores médios de temperatura para 13mm são superiores aos valores obtidos para 5mm.

Na comparação das médias em relação ao diâmetro das brocas, pelo teste de Tukey (5%), temos que o grupo N/2mm apresentou média de temperatura significativamente maior que os grupos N/3mm e T/3mm (Tabela 2; Figura 8).

Quando se comparam essas seis médias, pelo teste de Tukey (5%), verifica-se que os maiores valores são obtidos para profundidade 13mm, independentemente do tipo de broca. Os menores valores foram obtidos para 5mm e, nessa condição, os valores médios das brocas não diferem estatisticamente entre si (Tabela 3; Figura 9).

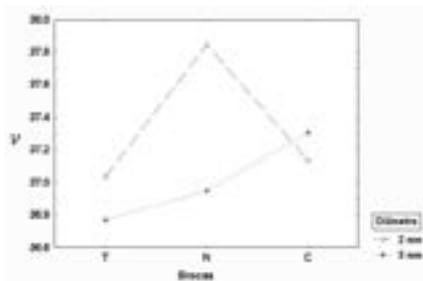
Tabela 1 – Média (±desvio padrão) dos dados de temperatura (°C) obtidos para os três tipos de brocas sob dois diferentes diâmetros e à profundidade de 5mm e de 13mm

Diâmetro (mm)	Brocas					
	T		N		C	
	5mm	13mm	5mm	13mm	5mm	13mm
2	36,59±0,79	37,48±0,92	36,85±0,80	38,84±1,15	36,10±0,52	38,17±1,32
3	36,16±0,46	37,38±0,59	36,14±0,68	37,76±0,70	36,39±0,46	38,22±0,42

**Tabela 2 – Resultado da comparação de médias das seis condições experimentais estabelecidas pelas variáveis brocas e diâmetros, após a aplicação do teste de Tukey (5%) para os dados obtidos**

Broca	Diâmetro (mm)	Média (°C)	Grupos Homogêneos*	
N	2	37,84	A	
C	3	37,30	A	B
C	2	37,13	A	B
T	2	37,03	A	B
N	3	36,95		B
T	3	36,77		B

\*médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente

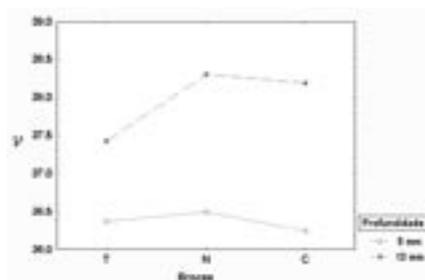


**FIGURA 8 – Gráfico das médias dos valores de temperatura (°C) obtidos, para as seis condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: tipo de broca e diâmetro**

**Tabela 3 – Resultado da comparação de médias das seis condições experimentais, após a aplicação do teste de Tukey (5%) para os dados obtidos**

Broca	Profundidade (mm)	Média(°C)	Grupos Homogêneos**	
N	13	38,30	A	
C	13	38,19	A	
T	13	37,43	B	
N	5	36,49		C
T	5	36,37		C
C	5	36,24		C

\*médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente



**FIGURA 9 – Gráfico das médias dos valores de temperatura (°C) obtidos para as seis condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: tipo de broca e profundidade**

A condição T/13mm difere estatisticamente das demais condições e ocupa uma posição intermediária.

### MEV E EDS

As brocas de três sistemas de implantes (Conexão, Nobel e 3i) foram avaliadas por Microscopia Eletrônica de Varredura, MEV (Philips XL 30) (Figuras 10 a 12). As micrografias foram feitas antes e após trinta utilizações de cada broca.

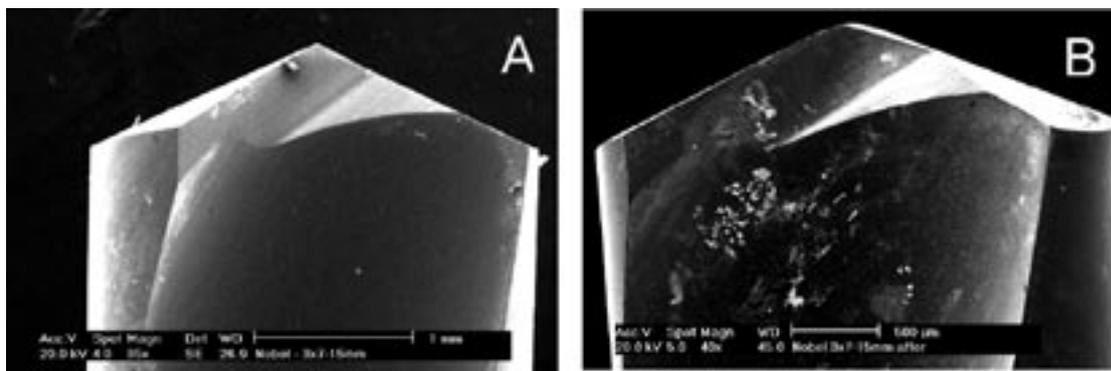


FIGURA 10 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 3mm, Nobel: antes (A) e depois (B) da utilização

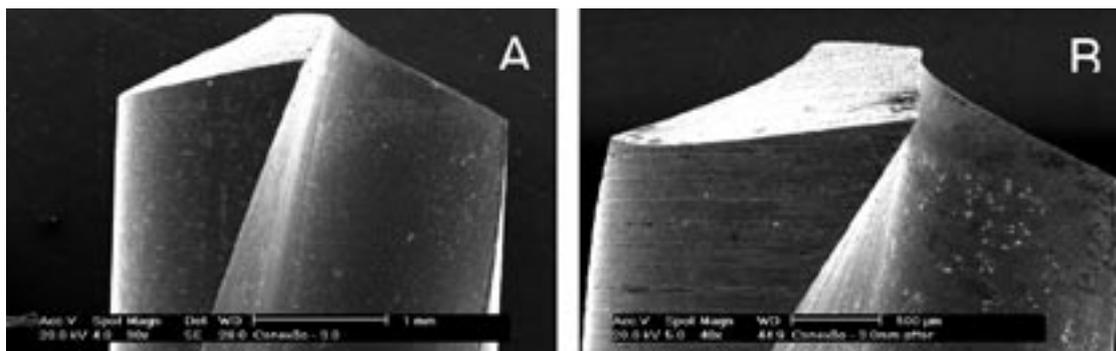


FIGURA 11 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 3mm, Conexão: antes (A) e depois (B) da utilização

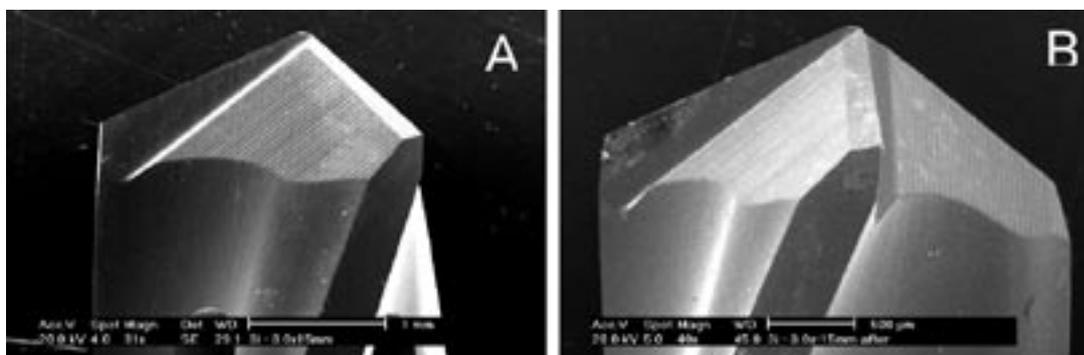


FIGURA 12 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 2mm, 3i: antes (A) e depois (B) da utilização

As brocas de três sistemas de implantes (Conexão, Nobel e 3i) foram examinadas com uma técnica de microanálise química por Energia Dispersiva de Raios X, EDS (EDAX), por meio de um detector de raios X acoplado ao microscópio eletrônico de var-

redura. Verificou-se que as brocas possuem composições diferentes em que o componente predominante foi: Conexão Sistemas de Prótese, Titânio; Nobel Biocare, Tungstênio; 3i Implant Inovations ,Ferro (Figuras 13 a 15).

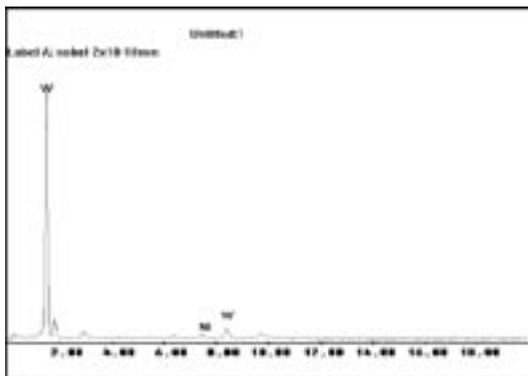


FIGURA 13 – EDS da broca de 3mm de diâmetro do sistema Nobel

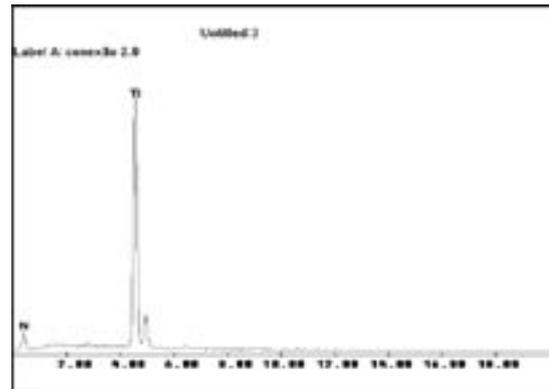


FIGURA 14 – EDS da broca de 3mm de diâmetro do sistema conexão

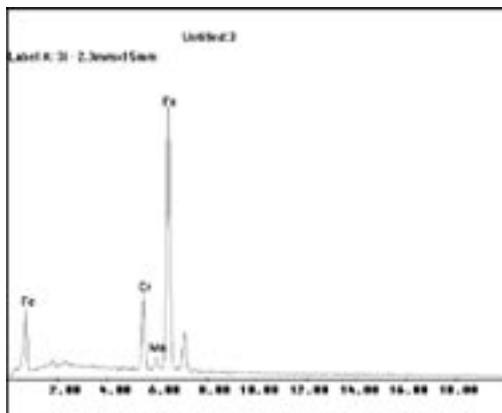


FIGURA 15 – EDS da broca de 3mm de diâmetro do sistema 3i

## DISCUSSÃO

Para se obter a osseointegração, a manutenção da temperatura do osso abaixo de 47°C é essencial durante as perfurações (ERIKSSON & ALBREKTSSON<sup>15</sup>, 1984). Isso está representado nos resultados obtidos na presente pesquisa.

As perfurações foram feitas no sentido longitudinal das amostras. Abouzgia & James<sup>1</sup> (1995) avaliaram as diferenças da distribuição da temperatura, em amostras de osso cortical de fêmur bovino, em várias direções, obtendo médias de temperatura por volta de 20°C na direção longitudinal e por volta de 8°C, na direção circunferencial, caracterizando uma significativa anisotropia, porém, com uma grande quantidade de dispersão (entre 20 e 50°C). A opção em se fazer as perfurações, para criar o alvéolo cirúrgico, no sentido longitudinal está embasada nos estudos de Davidson & James<sup>11</sup> (2003) que, ao medirem a condutividade térmica da cortical óssea do osso bovino nos sentidos longitudinal, radial e circunferencial, verificaram que a condutividade térmica nos três sentidos era muito semelhante, e consideraram, então, esse osso como termicamente isotrópico. Nesse trabalho, a média de desvio padrão, para todas as mensurações, foi de 3,1%. A excelente reprodutibilidade tornou confiável e realista o aparato e a técnica.

Segundo Ercoli et al.<sup>12</sup> (2004), o desenho, o material e as propriedades mecânicas das brocas afetam significativamente a sua eficiência de corte e durabilidade. As brocas avaliadas no presente trabalho possuem desenhos semelhantes; porém, a microanálise química realizada por EDS mostrou que são de composições diferentes, criando a expectativa de se determinar qual seria a melhor composição de brocas a serem utilizados nos procedimentos de perfuração.

A utilização de termopares, inseridos no osso para a avaliação da temperatura, com os cuidados e técnicas empregadas, mostrou ser um protocolo bastante eficiente. Alguns autores utilizaram a termografia infravermelha (WATANABE et al.<sup>30</sup>, 1992; BENINGTON<sup>5-6</sup> et al., 1996, 2002), porém, como há uma diferença entre a observação e o local de corte, as temperaturas máximas obtidas não são da superfície óssea que contata a broca (WATANABE et al.<sup>30</sup>, 1992). Em diversos trabalhos, as temperaturas registradas foram maiores para os termopares mais próximos do local da perfuração (MATTHEWS & HIRSCH<sup>22</sup>, 1972; LAVELLE & WEDGWOOD<sup>21</sup>, 1980; ABOUZGIA & SYMINGTON<sup>2</sup>, 1996; KERAWALA et al.<sup>20</sup>, 1999; BACHUS et al.<sup>4</sup>, 2000). Portanto pode-se afirmar

que os termopares devem ser posicionados o mais próximo possível da área de medição. Alguns estudos recomendam a utilização do termopar a 0,5mm da perfuração (ERIKSSON & ADELL<sup>13</sup>, 1986; JOCHUM & REICHART<sup>19</sup>, 2000). No presente estudo eles foram colocados a 1mm de distância (SAHA et al.<sup>26</sup>, 1982; IYER et al.<sup>18</sup>, 1997; CORDIOLI & MAJAZUB<sup>10</sup>, 1997; SHARAWY et al.<sup>28</sup>, 2002; ERCOLI et al.<sup>12</sup>, 2004), com a finalidade de garantir que o termopar não fosse danificado pela broca durante a perfuração. Além disso, Abouzgia & Symington<sup>2</sup> (1996) mostraram que a mudança da distância do termopar de 0,75mm para 1,25mm da perfuração causou uma diminuição da temperatura registrada em apenas 2°C.

O guia metálico utilizado teve como principal finalidade impedir que o fluido da irrigação de soro fisiológico atingisse os termopares, resfriando-os, o que causaria uma dispersão da pasta termo-condutora e, conseqüentemente, mascararia os resultados. Além disso, o guia permitiu maior facilidade na estabilização dos termopares. A orientação do sentido da perfuração foi garantida pela fixação do contra-ângulo no dispositivo especialmente idealizado para esse trabalho, portanto, os orifícios do guia foram feitos com diâmetros um pouco maiores do que os das brocas utilizadas, para se evitar a fricção da broca durante a perfuração.

Alguns autores utilizam guias cirúrgicos apenas para se iniciar a perfuração, e recomendam a sua remoção para se continuar os procedimentos de alargamento do alvéolo cirúrgico, para que a irrigação atinja perfeitamente o local da perfuração e a broca utilizada (MATTHEUS & HIRSCH<sup>22</sup>, 1972). Um teste-piloto antecedeu o presente estudo, a fim de verificar se a utilização do guia idealizado prejudicaria os resultados. O teste foi conduzido da seguinte maneira: um canal destinado à inserção do termopar foi feito, em uma amostra, na superfície oposta à da perfuração sendo que o orifício desse canal não receberia o fluido irrigante. A temperatura gerada durante perfurações sem o guia foi medida, e não foi observada diferença nos resultados.

A irrigação externa é, comprovadamente, suficiente para se evitar aumentos significativos da temperatura gerada durante perfurações ósseas (LAVELLE & WEDGWOOD<sup>21</sup>, 1980; SUTTER et al.<sup>29</sup>, 1992; WATANABE et al.<sup>30</sup>, 1992; CARVALHO et al.<sup>8</sup>, 1994; PINELLI et al.<sup>23</sup>, 1999, ANDRIANI JUNIOR<sup>3</sup>, 2002). Aliada à irrigação externa, foi utilizada, no presente trabalho, uma pressão intermitente. Esse procedimento, segundo Eriksson & Adell<sup>13</sup> (1986), permite

o escape do osso cortado durante o ato das perfurações, bem como o acesso da irrigação nas brocas e no alvéolo cirúrgico. Para Sutter et al.<sup>29</sup> (1992), se a pressão de perfuração for contínua, há um risco da porção serrilhada da broca ficar bloqueada com partículas ósseas, impedindo que o fluido drene para fora. Por essa razão, a perfuração intermitente ou uma alta pressão do fluido para a remoção desses fragmentos ósseos é necessária.

A pressão exercida durante perfurações para colocação de implantes difere bastante entre operadores. Para avaliar essa diferença, Hobkirk & Rusiniak<sup>17</sup>, em 1977, avaliaram o desempenho de vinte cirurgiões dentistas, que foram orientados para realizarem perfurações em osso bovino com suas forças habituais, com resultados entre 600g a 2,4kg. Neste trabalho utilizamos pressão padronizada de 2kg para avaliação da temperatura gerada durante perfurações ósseas, considerando essa como sendo a força comumente aplicada em cirurgias, a qual também foi utilizada por Lavelle & Wedgwood<sup>21</sup> (1980), Cordioli & Majzoub<sup>10</sup> (1997) e Ercoli et al.<sup>12</sup> (2004).

A dificuldade em se manter a pressão desejada levou vários autores a desenvolverem dispositivos e artifícios para esse fim (MATTHEUS & HIRSCH<sup>22</sup>, 1972; LAVELLE & WEDGWOOD<sup>21</sup>, 1980; ABOUZGIA & SYMINGTON<sup>2</sup>, 1996; REINGEWIRTZ et al.<sup>24</sup>, 1997; BACHUS et al.<sup>4</sup>, 2000). Na presente pesquisa, padronizou-se a pressão de 2kg utilizando uma balança milesimal com capacidade para 5,5kg.

Com relação à avaliação da temperatura gerada no osso, foi considerada a influência da aplicação de três diferentes tipos de brocas sobre dois valores de diâmetro e, ainda, a influência da posição (profundidade a 5mm e a 13mm). Verificou-se que as condições experimentais apresentaram a mesma dispersão, ou seja, valores próximos de desvio padrão, e, também, que os valores médios de temperatura (em °C) para 13mm (diâmetro de 2mm:  $38,16 \pm 1,24$ ; diâmetro de 3mm:  $37,78 \pm 0,66$ ) foram superiores aos valores obtidos para 5mm (diâmetro de 2mm:  $36,51 \pm 0,73$ ; diâmetro de 3mm:  $36,23 \pm 0,54$ ).

Algumas pesquisas mostraram a influência do diâmetro da broca na geração de temperatura ao osso. Observou-se, no presente trabalho, que o aumento de diâmetro induz uma diminuição de temperatura para as brocas Nobel e 3i, observação essa semelhante à de outros autores (CORDIOLI & MAJZOUB<sup>10</sup>, 1997; KERAWALA et al.<sup>20</sup>, 1999; BENINGTON et al.<sup>6</sup>, 2002). O menor aumento de temperatura observado para as brocas de 3mm de diâmetro parece ser racional

quando se considera que o alargamento da loja para o implante envolve a remoção de uma menor quantidade de osso.

Para as brocas Conexão, diferentemente das brocas Nobel e 3i, ocorreu um aumento da temperatura com o aumento do diâmetro. Esse fato pode indicar melhor eficiência de corte da broca de 2mm de diâmetro e diferente geometria das brocas. Porém, as diferenças de temperatura geradas pelas brocas Conexão de 2 e 3mm de diâmetro não foram clinicamente significativas ( $37,13^{\circ}\text{C}$  e  $37,30^{\circ}\text{C}$  respectivamente).

Sharawy et al.<sup>28</sup> (2002), obtiveram resultados diferentes dos do presente estudo ao avaliar brocas semelhantes de alguns sistemas de implantes. Verificaram uma maior variação de temperatura para brocas de diâmetros maiores, porém, os autores não padronizaram nem verificaram a pressão que estava sendo exercida durante as perfurações.

Brisman<sup>7</sup> (1996) utilizou três diâmetros diferentes de brocas para implantes (2,0, 2,5 e 3,25mm) e não notou diferença significativa na temperatura gerada. Porém foram avaliadas brocas do tipo espada, diferentes das helicoidais utilizadas neste estudo. Ercoli et al.<sup>12</sup> (2004) utilizando metodologia semelhante à do presente trabalho, também não observaram diferenças significativas na temperatura produzida pelas brocas de 2 e 3mm de diâmetro, porém, realizaram as perfurações em costela bovina com grande quantidade de osso medular, diferentemente do presente trabalho, em que as osteotomias foram feitas exclusivamente em osso cortical.

Watanabe et al.<sup>30</sup> (1992), também obtiveram menores valores ao avaliar a temperatura em costela de porco (osso cortiço-medular) utilizando brocas de 2 e 3mm. A carga de 500g utilizada pelos autores, menor que a clinicamente utilizada, pode ter sido o motivo do menor calor gerado.

Nesta pesquisa, considerando-se o relacionamento da broca com a profundidade, observou-se que maiores valores de temperatura são obtidos para a maior profundidade (13mm), independentemente do tipo de broca. Valores de temperatura semelhantes foram obtidos por Cordioli & Majzoub<sup>10</sup> (1997), em que o maior aumento de temperatura foi observado com as brocas espirais de 2mm na profundidade de 4mm ( $32 \pm 6,25^{\circ}\text{C}$ ) e 8mm ( $35,05 \pm 8,79^{\circ}\text{C}$ ). Já no estudo de Ercoli et al.<sup>12</sup> (2004), não foram observadas diferenças significativas na temperatura em profundidades diferentes (5 e 15mm), ao perfurar osso com menor densidade.

Ao contrário da maioria dos estudos, Eriksson & Adell<sup>13</sup> (1986) realizaram um trabalho *in vivo*. Neste

trabalho avaliaram a temperatura do osso durante as perfurações em pacientes edêntulos com reabsorção severa na mandíbula. Obtiveram resultados muito favoráveis em que a máxima temperatura atingida foi de 30,8°C durante 5s, e a variação da temperatura estava entre -2,4 e +4,1°C. Numa situação *in vivo* não há possibilidade de se preencher o orifício criado para a inserção do termopar com uma pasta termo-condutora, o que pode colocar em dúvida a efetividade do registro da temperatura local. Além disso, torna-se muito difícil garantir uma efetiva vedação do orifício de medição para impedir que a irrigação atinja diretamente a extremidade do termopar, resfriando-o.

A média de temperatura registrada, em duas localizações durante as perfurações ósseas, não ultrapassou o valor de 47° C (Eriksson & Albrektsson<sup>14</sup>, 1983) resultado esse similar ao de outros pesquisadores que realizaram trabalhos *in vitro* (SAHA et al.<sup>26</sup>, 1982; BRISMAN<sup>7</sup>, 1996; CORDIOLI & MAJZOUB<sup>10</sup>, 1997; JOCHUM & REICHART<sup>19</sup>, 2000; SHARAWY et al.<sup>28</sup>, 2002; BENINGTON et al.<sup>6</sup>, 2002; ERCOLI et al.<sup>12</sup>, 2004).

A eficiência de corte das brocas pode estar relacionada ao método de esterilização. Cooley et al.<sup>9</sup> (1990), avaliando a influência de vários métodos de esterilização na qualidade das brocas, verificaram que a resistência à fratura das brocas espiraladas não foi afetada por esses métodos, mas as brocas esterilizadas em autoclave a vapor tiveram a eficiência de corte afetada. Harris & Kohles<sup>16</sup> (2001) mostraram que a autoclavagem pode diminuir a resistência à rotação e penetração de vários tipos de brocas, diminuindo a eficiência de corte com o passar do tempo. Saad<sup>25</sup> (2000) observou em seu estudo, um aumento da temperatura com o uso repetido das brocas, o que não foi

observado no presente trabalho. Esse fato pode estar relacionado à diferença na composição metalúrgica das brocas utilizadas pelo autor, comparadas com as brocas utilizadas no presente estudo. Neste trabalho, as brocas foram esterilizadas em autoclave a cada três utilizações. Após trinta perfurações, cada broca foi avaliada por MEV e as observações obtidas estão em concordância com os achados de Jochum & Reichart<sup>19</sup> (2000). Em sua pesquisa, as imagens de microscopia (MEV) mostraram que a esterilização em autoclave levou à perda do formato nas brocas de titânio, porém, isso pareceu não ter resultado num aumento significativo da temperatura durante as reutilizações das brocas. As presentes observações em relação às micrografias também estão em concordância com as de Ercoli et al.<sup>12</sup> (2004), que mostraram que, apesar de ter sido notado um significativo desgaste na superfície da maioria das brocas, não foram observadas grandes variações nas temperaturas registradas.

## CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos pôde-se concluir que:

- os maiores valores de temperatura foram obtidos para a profundidade de 13mm, 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;
- as brocas dos três sistemas de implantes avaliados proporcionaram perfurações ósseas sem exceder o valor crítico de temperatura e são aceitáveis para proporcionar o processo adequado de osseointegração.

## ABSTRACT

*The aim of this study was to evaluate the temperature rise to prepare the bone tissue with three types of implant drills: Conexão, Nobel and 3i. Specimens of bovine cortical femoral bone (blocks) and a special set-up were made for the test. Holes were made with 2 and 3 mm diameter drills, at a speed of 1.500 rpm with 2kg intermittent loading, under constant irrigation with saline solution (0,9% NaCl), at room temperature (24°C±1°C). The blocks were kept in 36°C±1°C water bath during drilling. The temperatures rises were measured with thermocouples placed at 5 and 13mm depth and at 1mm distant from the holes and recorded with the aid of a data collector operated by a personal computer. Data of temperature were subjected to Repeated Measures Anova 3 way (diameter X drill x depthness). The depthness was the repeated factor,  $\alpha=5\%$ . The results showed that the best condition was obtained for the 2mm Conexão drill at 5mm depthness. (36,10±0,52°C) and the 2mm diameter Nobel drill had the least favorable scenary at a depthness of 13mm (38,84±1,15°C). It was concluded that the highest values of temperature were obtained at 13mm depthness, regardless the type of drill. The increase in diameter led to a decrease in temperature for 3i and Nobel drills and a rise of temperature for the Conexão drills. None of the recorded temperatures exceeded biological limits values.*

## KEYWORDS

*Dental implant; osseointegration; heat; bone and bones; drilling bone; dental instruments*

## REFERÊNCIAS

1. Abouzgia MB, James DF. Measurements of shaft speed while drilling through bone. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995 Nov;53(11):1308-16.
2. Abouzgia MB, Symington JM. Effect of drill speed on bone temperature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1996 Oct;25(5):394-9.
3. Andriani JR W. Mensuração do calor friccional gerado pelo preparo do tecido ósseo em implantodontia: estudo in vitro. [dissertação]. Florianópolis: Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina; 2002.
4. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med Eng Phys.* 2000 Dec;22(10):685-91.
5. Benington IC, Biagioni PA, Crossey PJ, Hussey DL, Sheridan S, Lamey PJ. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. *J Dent.* 1996 July;24(4):263-7.
6. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res.* 2002 June;13(3):293-7.
7. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Jan/Feb;11(1):35-7.
8. Carvalho PSP, Rossi Júnior R, Sanches MG, Jaef SB. Ação das brocas para implantes com e sem irrigação interna. *Rev Gaúcha Odontol.* 1994 maio/jun; 42(3):171-3.
9. Cooley RL, Marshall TD, Young JM, Huddleston AM. Effect of sterilization on the strength and cutting efficiency of twist drills. *Quintessence Int.* 1990 Nov;21(11):919-23.
10. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Mar/Apr;12(2):186-93.
11. Davidson SR, James DF. Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution. *J Biomech Eng.* 2003 June;125(3):305-14.
12. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 May/June;19(3):335-49.
13. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986 Jan;44(1):4-7.
14. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983 July;50(1):101-7.
15. Eriksson AR, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984 Nov;42(11):705-11.
16. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001 Nov/Dec;16(6):819-26.
17. Hobkirk JA, Rusiniak K. Investigation of variable factors in drilling bone. *J Oral Surg.* 1997 Dec;35(12):968-73.
18. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: Relationship between drill speed and healing. *Int J Prosthodont.* 1997 Nov-Dec;10(6):536-40.
19. Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Tivedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Apr;11(2):139-43.
20. Kerawala CJ, Martin IC, Allan W, Williams ED. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999 Aug;88(2):145-50.
21. Lavelle C, Wedgwood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg.* 1980 July;38(7):499-503.
22. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am.* 1972 Mar;54(2):297-308.
23. Pinelli LAP, Carvalho PSP, Jaef SB. Efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa e da variação do tempo de fresagem. *Innovations J.* 1999 3(1):12-7.
24. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res.* 1997 June;8(3):189-97.
25. Saad PA. Avaliação da efetividade das fresas cirúrgicas de 2.0mm do sistema máster screw/conexão para implantes osseointegrados. [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, 2000.
26. Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *J Biomech Eng.* 1982 Aug;104(3):245-52.
27. Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand.* 1966;37(1):29-48.
28. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002 Oct;60(10):1160-9.
29. Sutter F, Krekeler G, Schwamberger AE, Sutter FJ. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. *Quintessence Int.* 1992 Dec;23(12):811-6.
30. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992 Summer;7(2):212-9.

Recebido em: 12/08/05

Aprovado em : 11/11/05

Renata Faria

Av. Frco José Longo, 777 – S. Dimas

São José dos Campos –SP

12245-000