

RENATA FARIA

AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA GERADA E DO TEMPO GASTO
DURANTE O PREPARO DO TECIDO ÓSSEO COM A UTILIZAÇÃO DE
BROCAS DE DIFERENTES SISTEMAS DE IMPLANTES

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Eidi
Takahashi

São José dos Campos
2005

DEDICATÓRIA

Ao meu marido Wagner, companheiro nos momentos alegres e difíceis, por todo amor e carinho, apoio e incentivo. Obrigada por me estimular na realização dos meus ideais.

Aos meus filhos Vitor e Heitor, minhas paixões. A vocês dedico esse trabalho e todo o meu amor.

Aos meus pais Sylvio e Lored, exemplos de dignidade e dedicação aos filhos, por todo o afeto, carinho e cuidado em minha formação pessoal e profissional. Sem vocês as dificuldades talvez não teriam sido superadas. Muito obrigada.

Aos meus irmãos Valéria, Silvana, Marcos Fábio e Marcos Flávio, que tornam nossa casa um verdadeiro lar.

Aos meus sogros Dario e Mariângela, que me acolheram como filha. Vocês têm o meu respeito e minha admiração.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Fernando Eidi Takahashi, pela confiança, atenção e compreensão em todos os momentos.

Ao Prof. Bottino, cujo exemplo de dedicação e sucesso profissional nos inspira a mais profunda admiração, meu muito obrigada pela oportunidade e por ter me mostrado diferentes caminhos e novos horizontes. Meu carinho especial ao mestre e amigo.

À Deputada Federal Mariângela Duarte, pela doação do equipamento de aquisição de dados, fundamental para esta pesquisa, e por sua luta incessante pela melhora da educação em nosso país.

À querida amiga Fernanda Pelógia Camargo, colega de pós-graduação, obrigada pela parceria durante todo esse período, ajudando e trabalhando ao meu lado.

À Silvia H. Barbosa, colega de pós-graduação, amiga especial, alegre, inteligente e dedicada. Agradecer é pouco para retribuir o que ajudou. É muito bom conviver com pessoas como você.

À amiga Renata Marques de Melo, colega de pós-graduação, obrigada por ter ajudado e, principalmente, ter transmitido muitas coisas boas. Sua companhia é um grande privilégio.

AGRADECIMENTOS

Aos colegas de mestrado Graziela, Fernanda, Renata, Alfredo, Gilberto e Nori, pela convivência harmônica e agradável. Vocês são uma turma especial.

Aos colegas de pós-graduação, Fabíola, Felipe, Diego, Daniel, Renato, Silvia, Leonardo, Vanessa, Edson, Elza, Rander, Denise, Guilherme, Karine e Alexandre, grupo diferenciado de alunos com o qual tive o privilégio de conviver.

Ao engenheiro Wagner Tadashi Akamine, pela valiosa colaboração no preparo das amostras e elaboração do aparato da nossa metodologia, sempre disponível e paciente, meu muito obrigada.

Ao colega Marco Cícero Bottino, pelo inestimável auxílio nas análises por microscopia.

À Universidade Estadual Paulista "Julio de Mesquita Filho", na pessoa do Diretor da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Prof. Adj. Paulo Villela Santos Junior; ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, e ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora – Prótese, pela oportunidade da realização do mestrado.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora – Prótese, pelos ensinamentos transmitidos e convivência agradável.

Às secretárias do Programa de Pós-Graduação Rosemary de Fátima Salgado, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consigilo de Souza, pela atenção demonstrada.

À bibliotecária Ângela de Brito Bellini, pela revisão do presente trabalho.

Ao Prof. Ivan Balducci, pela realização da análise estatística deste trabalho.

À Conexão Sistema de Prótese, na pessoa do Diretor Dr. Douglas Candido Figueira, pelo apoio técnico e material dado a esta pesquisa.

Depois de muito meditar, cheguei à conclusão de que um ser humano que estabeleceu um propósito deve cumprí-lo, e que nada pode resistir a um desejo, a uma vontade, mesmo quando para sua realização seja necessária uma existência inteira.

Benjamin Disraeli

SUMÁRIO

LISTA DE QUADROS E TABELAS	08
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	13
RESUMO	14
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
3 PROPOSIÇÃO	42
4 MATERIAL E MÉTODO	43
5 RESULTADOS	59
5.1 Temperatura	59
5.2 Tempo	64
5.3 MEV e EDS	67
6 DISCUSSÃO	74
6.1 Da metodologia	74
6.2 Dos resultados	82
7 CONCLUSÃO	90
8 REFERÊNCIAS	91
ANEXO	96
APÊNDICE.....	97
ABSTRACT	99

LISTA DE QUADROS E TABELAS

QUADRO 1 – Dados de temperatura para as condições experimentais.....	96
QUADRO 2 – Dados de tempo para as condições experimentais.....	97
TABELA 1 – Profundidade 5mm. Média ($\pm$ desvio padrão) dos dados de temperatura ($^{\circ}$ C) obtidos em três condições de brocas sob dois diferentes diâmetros.....	59
TABELA 2 – Profundidade 13 mm. Média ($\pm$ desvio padrão) dos dados de temperatura ($^{\circ}$ C) obtidos em três condições de brocas sob dois diferentes diâmetros	60
TABELA 3 – ANOVA para os dados de Temperatura ($^{\circ}$ C) obtidos segundo as condições experimentais.....	61
TABELA 4 – 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.....	63
TABELA 5 – Resultado da comparação de médias das seis condições experimentais, após a aplicação do teste de Tukey (5%) para os dados obtidos.....	64
TABELA 6 – Média ($\pm$ desvio padrão) dos dados de tempo obtidos em três condições de Brocas sob dois diferentes diâmetros.....	65
TABELA 7 – ANOVA para os dados (via transformação logarítmica) de Tempo (s) obtidos segundo as condições experimentais.....	65

TABELA 8 – Resultado da comparação de médias dos procedimentos de ciclagem, após a aplicação do teste de Tukey (5%).....	66
TABELA 9 – Resultado da comparação de médias das seis condições experimentais, após a aplicação do teste de Tukey (5%) para os dados obtidos*.....	67

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Esquema mostrando a forma de obtenção dos corpos-de-prova a partir do fêmur bovino.....	43
FIGURA 2 – Representação esquemática do corpo-de-prova com os locais de perfuração e medição da temperatura demarcados.....	44
FIGURA 3 – Brocas de 2 e 3mm de diâmetro dos três Sistemas de Implantes utilizados	45
FIGURA 4 – Representação esquemática – corte transversal do corpo-de-prova.....	46
FIGURA 5 – Vistas frontal e lateral da fresadora universal com o corpo-de-prova posicionado para a confecção dos canais para os termopares.....	47
FIGURA 6 – Guias metálicos utilizados nas perfurações com as brocas de 2mm (a) e de 3mm (b) de diâmetro.....	48
FIGURA 7 – Seqüência 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.....	49
FIGURA 8 – 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.....	50

FIGURA 9 – Balança utilizada para se controlar a pressão exercida nas perfurações. Aspecto do visor digital que permitiu controle numérico e por <i>leds</i> do peso aplicado sobre a balança	52
FIGURA 10 – a) Vista do suporte de furadeira de bancada com contra-ângulo fixado no dispositivo articulado; b) Vista do esquadro metálico sobre o guia permitindo o posicionamento da broca para a perfuração.....	52
FIGURA 11 – Aparato para a elaboração dos ensaios.....	57
FIGURA 12– Gráfico das médias dos valores de temperatura (°C) obtidos nas profundidades de 5 mm e 13 mm para as doze condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: tipo de broca e diâmetro da broca.....	61
FIGURA 13 – Gráfico das médias dos valores de temperatura (°C) obtidos, independentemente do efeito profundidade, para as seis condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: tipo de broca e diâmetro.....	62
FIGURA 14 – Gráfico das médias dos valores de temperatura (°C) obtidos, independentemente do efeito diâmetro, para as seis condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: tipo de broca e profundidade.....	63
FIGURA 15 – Gráfico das médias dos tempos (s) obtidos para as seis condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: tipo de broca e diâmetro da broca.....	66
FIGURA 16 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 2mm, Nobel, antes (A) e depois (B) da utilização.....	68
FIGURA 17 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 3mm, Nobel, antes (A) e depois (B) da utilização.....	68

FIGURA 18 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 2mm, Conexão, antes (A) e depois (B) da utilização.....	69
FIGURA 19 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 3mm, Conexão, antes (A) e depois (B) da utilização.....	69
FIGURA 20 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 2mm, 3i, antes (A) e depois (B) da utilização.....	70
FIGURA 21 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 2mm, 3i, antes (A) e depois (B) da utilização.....	70
FIGURA 22 – EDS da broca do sistema Nobel.....	71
FIGURA 23 – EDS da broca do sistema Conexão.....	72
FIGURA 24 – EDS da broca do sistema 3i.....	73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ø= diâmetro

°C= graus Celsius

cm= centímetro

dp= desvio padrão

EDS= energia dispersiva de raios X

g= gramas

h= hora

kg= quilograma

kp= quilopounds

m= metros

MEV= microscopia eletrônica de varredura

min= minutos

ml/min= mililitros por minuto

mm/min= milímetros por minuto

mm= milímetros

mm²= milímetros ao quadrado

N/cm= Newton por centímetro

N= Newton

n= número

rpm= rotações por minuto

s= segundos

W/mK= watts por milikelvin

ΔT= variação de temperatura

FARIA, R. **Avaliação da temperatura gerada e do tempo gasto durante o preparo do tecido ósseo com a utilização de brocas de diferentes sistemas de implantes.** 2005. 100f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar a temperatura gerada e o tempo gasto durante o preparo do tecido ósseo comparando brocas de três sistemas de implantes: Conexão, Nobel e 3i. Utilizaram-se amostras de osso cortical de fêmur bovino e um aparato especialmente idealizado para se padronizar os procedimentos nos ensaios. As perfurações foram feitas 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, sob constante irrigação de solução de soro fisiológico 0,9% à temperatura ambiente ($24 \pm 1^{\circ} \text{C}$). Os corpos-de-prova foram mantidos imersos 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 (ADS 2000 IP – Links, Brasil) conectado a um computador. Os dados de temperatura foram analisados pelo teste RM ANOVA (3 fatores), considerando um fatorial tipo $2 \times 3 \times 2$ (diâmetro x broca x profundidade). A profundidade foi o fator repetido. Os dados do tempo foram analisados pelo teste ANOVA (2 fatores), considerando um fatorial de 2×3 (diâmetro x broca). As análises foram seguidas pelo teste de Tukey (5%). Com relação à temperatura, 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 ($38,84 \pm 1,15^{\circ} \text{C}$). Com relação ao tempo a melhor condição experimental foi obtida para a broca Nobel de diâmetro 3mm ($6,80 \pm 0,79 \text{s}$) e a condição menos favorável foi para a broca 3i de diâmetro 2mm ($99,40 \pm 18,70 \text{s}$). O efeito diâmetro foi significativo podendo-se afirmar que, independentemente do tipo de broca, para 2mm ($59,13 \pm 31,10 \text{s}$) supera 3mm ($11,67 \pm 4,89 \text{s}$). 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. Os tempos de perfuração das brocas 3i foram maiores que os das demais, não afetando, porém na temperatura gerada. Nenhuma temperatura registrada excedeu o limite biológico.

PALAVRAS-CHAVE: Implantes dentários; osseointegração, geração de calor, osso, perfuração.

1 INTRODUÇÃO

Em 1985, Branemark definiu a osseointegração como uma conexão estrutural direta e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante suportando carga (BRANEMARK et al.⁸ 1987). Os conceitos básicos da osseointegração evoluíram a partir de vários estudos experimentais e clínicos, desenvolvidos na Suécia, desde 1952, direcionados ao estudo da reação da medula óssea frente a vários traumas e procedimentos clínicos. A partir desses estudos, no início dos anos 60, foi constatada a possibilidade de se estabelecer uma real osseointegração do titânio com o tecido ósseo. Assim, o primeiro paciente desdentado foi tratado com implantes de titânio em 1965, de acordo com os princípios da osseointegração. Os altos níveis de sucesso, relatados por esses pesquisadores suecos, estão agora sendo alcançados por dentistas de todo mundo. O sucesso da reposição de um dente natural perdido por um implante é um dos maiores avanços clínicos da Odontologia (BRANEMARK et al.^{9,10} 1969, 1977).

Dentre os vários fatores envolvidos no preparo cirúrgico do osso com brocas, estão os tipos de instrumentos utilizados, o tipo de osso que será preparado, a velocidade de rotação da broca, a força aplicada pelo operador, a quantidade de tempo em que o operador está exercendo essa força e a refrigeração. 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. 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.

A perfuração óssea para colocação de implantes dentais é sempre acompanhada por um aquecimento resultante da fricção e a fragmentação de partículas do osso na face cortante da broca (MATTHEWS & HIRSCH²⁹, 1972). A regeneração tecidual óssea está diretamente relacionada com a vascularização desse tecido onde a adição de um trauma térmico pode ser suficiente para retardar ou ainda impedir a mesma (ERIKSSON & ALBREKTSSON¹⁸, 1983). O calor friccional gerado pelo corte do tecido ósseo pode causar hiperemia, necrose, fibrose, degeneração de osteócitos e um aumento da atividade osteoclástica e osteoblástica (THOMPSON & ARMY³⁸, 1958). Estudando os efeitos do aquecimento na regeneração óssea, Eriksson & Albrektsson²⁰ (1984) mostraram claramente seus efeitos deletérios. 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, que devem ser controlados, são responsáveis pelo calor gerado: a velocidade de rotação do motor (SHARAWY et al.³⁶, 2002), o desenho das brocas (HARRIS & KOHLES²², 2001), a pressão exercida pelo operador (MATHEWS & HIRSCH²⁹, 1972), eficiência do sistema de irrigação (SHARAWY et al.³⁶, 2002), etc. 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.³⁶, 2002).

Um outro fator importante relacionado à geração de calor é o tempo de perfuração. Segundo Abouzgia & James¹ (1995), o tempo de perfuração é obviamente um parâmetro em qualquer estudo sobre perfurações em osso, e é de especial interesse quando a geração de calor é considerada. Para Iyer et al.²⁵ (1997), um maior tempo de perfuração pode gerar uma maior temperatura ao osso.

Atualmente, existem muitos sistemas de implantes no mercado odontológico. Apesar de muito parecidos, alguns têm buscado maior inovação tecnológica no que diz respeito ao desenho do implante e protocolo de inserção.

Tendo em vista a necessidade de se controlar os excessos de calor gerado durante a preparação do leito cirúrgico no osso, este estudo teve como objetivo avaliar a temperatura gerada e o tempo gasto durante o preparo do tecido ósseo, comparando brocas de três sistemas de implantes.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Em 1958, Thompson & Army³⁸ avaliaram as mudanças térmicas durante perfurações ósseas. Realizaram dois tipos de estudos em mandíbulas de cães; no primeiro, a resposta do osso frente a perfurações, com brocas de ortopedia, em várias velocidades, foi avaliada histologicamente, e, no segundo, avaliou-se a temperatura gerada durante as perfurações. As reações histológicas no osso foram hiperemia, degeneração de osteócitos e fragmentação das bordas ósseas ao redor do orifício criado pelas brocas. Para determinar as alterações de temperatura, termopares conectados a um potenciômetro calibrado, foram inseridos diretamente no interior do osso, na região adjacente ao local da perfuração, medindo, assim, o calor gerado no momento da perfuração. Alterações térmicas foram medidas a 2,5 e 5,0mm da perfuração com brocas de 2mm de diâmetro, onde a temperatura a 2,5mm foi sempre maior que a 5mm. As velocidades utilizadas (125, 250, 505, 1000 e 2000rpm) afetaram a geração de calor. A 2,5mm do orifício a temperatura atingiu de 39°C, com a rotação de 125rpm, para acima de 65,5°C, com velocidades de 1000 e 2000rpm. A temperatura excedeu a escala do potenciômetro Brown, que proporciona uma leitura máxima de 65,5°C. Com essa avaliação, o autor sugeriu a utilização de uma velocidade de 500rpm, em média, a fim de produzir uma melhor resposta histológica e menor alteração térmica no osso. Além disso, essa velocidade mostrou ser rápida o suficiente para se prevenir a fragmentação óssea e a obtenção de uma margem irregular do perímetro do orifício.

Em 1964, Moss³⁰ realizou um estudo de perfurações em mandíbulas de cães, variando a velocidade da fresagem. As mandíbulas foram submetidas ao exame histopatológico, no qual foi avaliada a

presença ou ausência de osteócitos próximos aos orifícios. O autor concluiu que quanto maior a zona acelular, maior a injúria do tecido.

Preocupados com procedimentos cirúrgicos em ortopedia, visando a fixação de aparelhos implantados no osso, a qual pode ser comprometida por uma eventual reabsorção resultante de uma necrose óssea térmica durante a perfuração, Matthews & Hirsh²⁹, em 1972, realizaram uma pesquisa em que mediram as elevações de temperatura e seu tempo de duração acima de 50°C na cortical de fêmur de cadáver humano, durante as perfurações em várias condições experimentais. Analisaram os efeitos: a) da velocidade (345, 885, e 2900rpm) e da pressão aplicada (2, 6 e 12 kg) em todas as possibilidades de combinação; b) da irrigação à temperatura ambiente manual (feita pelo auxiliar) e com fluxos de 300, 500 e 1000ml/min; c) da pré-perfuração com brocas de 2,2mm e alargamento do orifício com a broca de 3,2mm; 4) da temperatura gerada por brocas muito utilizadas (200 vezes) e que apresentavam deterioração nas bordas cortantes. Termopares foram inseridos no osso, em várias distâncias do perímetro das perfurações (0,5, 1,0, 2,0 e 3,0mm), e conectados a amplificadores, nos quais os sinais foram registrados com um Galvanômetro de registro ultravioleta. Em todas as condições, as maiores temperaturas foram registradas para os termopares a 0,5mm do perímetro da perfuração, diminuindo com o aumento da distância. A força aplicada mostrou ser mais importante que a velocidade de rotação, tanto para a magnitude como para a duração da elevação da temperatura. A máxima temperatura medida foi de 93°C a uma velocidade de 2900rpm com uma força de 2kg. Em todos os casos, o aumento da força causou uma diminuição na média da temperatura máxima e também da duração dessa elevação de temperatura acima de 50°C. Não houve diferença significativa na temperatura máxima atribuída à velocidade. No teste do efeito da irrigação, a manual foi altamente efetiva na limitação da geração de calor e, para os fluxos de 500 e 1000ml/min, a temperatura não excedeu 50°C. As temperaturas

registradas para as pré-perfurações e alargamento do orifício também não excederam 50°C, e no grupo controle, no qual foram feitas perfurações diretamente com a broca de 3,2mm de diâmetro, foram registradas temperaturas acima de 100°C. As brocas deterioradas geraram temperaturas mais elevadas comparando-se com brocas novas.

Hobkirk & Rusiniak²³ (1977) investigaram as pressões exercidas nas brocas utilizadas para perfurações ósseas. Vinte operadores participaram da pesquisa, sendo orientados para realizar as perfurações com suas forças habituais. Seis tipos de brocas foram utilizadas com diâmetros de aproximadamente 2,2 a 2,4mm, a uma velocidade de 7500 e 3600rpm. As perfurações foram feitas em mandíbulas bovinas, com uma irrigação constante de soro fisiológico a 0,9% em uma seringa, nos sentidos vertical e horizontal, e as forças foram medidas com um dinamômetro especialmente construído para o teste. A força vertical exercida pelos operadores variou entre 5,98 e 24,32N, e a horizontal, entre 2,45 e 15,59N. Os resultados mostraram algumas diferenças entre as velocidades de perfuração, a técnica operatória e os tipos de broca; porém, a característica marcante foi o resultado das forças aplicadas ao osso, mostrando que existe uma diferença considerável no desempenho entre os operadores.

Lavelle & Wedgwood²⁸ (1980) avaliaram a eficácia da irrigação externa com solução salina, comparando com a irrigação interna (que passa pelo centro da broca) durante perfurações ósseas. A temperatura gerada também foi avaliada em perfurações sem irrigação, a qual, em todas as situações, foi mais elevada. Para isso, foram utilizadas amostras de fêmur humano com termopares inseridos a 0,5, 1,0, 2,0, 3,0 e 5,0mm do perímetro de cada cavidade antes da perfuração. Os termopares foram conectados a amplificadores, e os sinais foram registrados com um galvanômetro de registro ultravioleta. As alterações de temperatura foram maiores nas regiões mais próximas das perfurações. As perfurações foram feitas com brocas de aço esféricas e semi-elípticas, com pressão

de 2Kg, a uma velocidade de 350rpm e com profundidades de 5, 10, 20 e 30mm. Para assegurar a correta localização da perfuração, foi utilizado um guia cirúrgico. Esse estudo mostrou que a irrigação interna é mais efetiva na redução do calor friccional durante o preparo de uma cavidade óssea, e que, apesar da irrigação externa também ter essa capacidade, sua eficácia diminui com o aumento da profundidade. Segundo os autores é provável que uma das maiores vantagens da irrigação interna seja facilitar a remoção de restos de osso da cavidade e reduzir o entupimento das ranhuras da broca.

Saha et al.³⁴ (1982) empenharam-se em desenvolver uma nova broca cirúrgica com o objetivo de minimizar a pressão de perfuração e temperatura, bem como tornar mais efetiva a remoção óssea, evitando, assim, a possibilidade de ocorrer uma necrose térmica do osso durante procedimentos cirúrgicos em ortopedia. Enfatizaram que a maioria das brocas espiraladas (*twist drill*) é muito semelhante, e que as mudanças parecem ser feitas arbitrariamente, sem adquirir nenhuma vantagem. Nesse estudo, o desenvolvimento de uma broca foi analisado por vários parâmetros geométricos, concentrando-se, principalmente, na temperatura gerada e pressão desenvolvida, já que esses são os dois fatores mais significativos relacionados a perfurações cirúrgicas. Com base nessas considerações, a nova broca espiralada desenvolvida foi comparada com brocas cirúrgicas existentes. A temperatura foi mensurada em amostras de osso bovino com a utilização de termopares inseridos a 1mm do perímetro da perfuração. As perfurações foram feitas sem irrigação das brocas. O pico de temperatura desenvolvido durante a perfuração pela nova broca variou entre 30 e 40°C. Concluíram que a nova broca penetrava mais rápido e com menos pressão, proporcionando uma significativa diminuição da temperatura gerada, evitando o acúmulo de resíduos ósseos nas ranhuras da broca. Segundo os autores, a temperatura desenvolvida pode ser reduzida significativamente com

modificações sutis do desenho existente, sob idênticas condições e parâmetros de corte.

Eriksson & Albrektsson¹⁸ (1983) tiveram a preocupação de definir não somente a que temperatura o osso sofre necrose, mas também qual a temperatura máxima que o osso pode receber para se manter vivo como um tecido diferenciado. Para isso, realizaram uma pesquisa na qual uma câmara de titânio foi inserida em tíbia de coelho para que ocorresse um crescimento ósseo no seu interior, onde foi aplicado um elemento de aquecimento controlado por uma voltagem regulada. As alterações teciduais como reações vasculares e alterações de fluxo sanguíneo foram observadas, com um microscópio vital, no momento do aquecimento que variou de 47 a 50°C. Os animais foram divididos em três grupos, sendo que os do grupo A foram submetidos a uma temperatura de 50°C por um minuto, o grupo B a 47°C por 5min e os do grupo C a 47°C por 1min. Durante o aquecimento, uma hiperemia foi notada e um aumento da velocidade do fluxo sanguíneo foi observado quando a temperatura atingiu 40 a 41°C. No momento em que a temperatura atingiu 50°C, a circulação sanguínea cessou em alguns vasos e apenas uma circulação pulsante de ida e vinda de corpúsculos do sangue foi vista. Após uma hora, a microcirculação foi retornando gradativamente; porém, avaliações após trinta a quarenta dias mostraram uma reabsorção óssea em cerca de 30% com a invasão de tecido conjuntivo. Um aspecto semelhante ocorreu no grupo B. Já no grupo C, o índice de reabsorção óssea foi bem menor após trinta dias (10%). Os autores acreditam que a temperatura de 47°C seria o limiar para a ocorrência de dano ao tecido ósseo morfológicamente evidente.

A análise histológica é freqüentemente utilizada para se avaliar as células ósseas em situações experimentais, nas quais lacunas de osteócitos são interpretadas como sinal de morte celular, e a presença de elementos celulares é considerada como evidência de sobrevivência óssea. A análise histoquímica que utiliza a presença ou ausência de

atividade enzimática tem sido considerada como um método mais realista. Porém, a histologia e a histoquímica são métodos indiretos e não dão informações dos eventos dinâmicos que ocorrem após um trauma de aquecimento. A câmara térmica ótica para microscopia *in situ*, que consiste em um implante de titânio de 26mm de comprimento e 4,5mm e 7,0mm de diâmetro respectivamente, desenvolvida por Eriksson et al.²¹ (1984) permite a observação das reações teciduais verdadeiras após um trauma de aquecimento. Eriksson et al.²¹(1984), para avaliar as injúrias térmicas ao osso, compararam os métodos indiretos, como a convencional histologia e a histoquímica, e diretos, como a microscopia vital. Foram avaliados os danos causados ao redor do orifício criado pela broca cirúrgica. A câmara óssea foi instalada em tíbia de coelho com uma delicada técnica cirúrgica. As perfurações foram feitas com abundante irrigação de solução salina a uma velocidade de 2000rpm. A injúria térmica foi aplicada com um aquecedor elétrico conectado na parte superior da câmara e foi medida com um termopar em contato direto com o osso. Na presença da microscopia vital, a temperatura a 50°C por um minuto foi estudada. Após essa análise, o osso foi coletado para o estudo comparativo dos métodos histológico e histoquímico. O método microscópico vital foi mais sensível e mostrou uma injúria óssea consistente e difusa após o aquecimento a 50°C por 1min, revelando sinais de tecido danificado muito difundido, enquanto que os métodos indiretos exibiram apenas sinais inconsistentes.

Em 1984, Eriksson & Albrektsson¹⁹ mostraram claramente os efeitos deletérios do calor na regeneração óssea utilizando a câmara de titânio, idealizada em seus estudos prévios. Instalaram implantes bilateralmente em tíbias de coelhos utilizando a broca trefina de 6,3mm de diâmetro, em condições de extrema assepsia. Todas as perfurações foram feitas sob ampla refrigeração com solução salina e a uma velocidade de 2000rpm. O implante e o osso circundante foram submetidos a um aquecimento com o uso de um elemento aquecedor de

voltagem regulada aparafusado na parte superior do implante. A temperatura atingida foi mensurada com um termopar posicionado a 0,5mm do implante, conectado a uma unidade de exposição. A outra tíbia foi utilizada como controle, na qual foram feitos os mesmos procedimentos cirúrgicos, porém sem o aquecimento do implante. Após o período de cicatrização de quatro semanas os implantes juntamente com o osso circundante foram removidos com uma broca trefina de 8,0mm de diâmetro. Nesse estudo, o tecido ósseo foi analisado por microradiografia e por histologia convencional. O aquecimento a 47 e 50°C por 1min causou uma redução significativa na formação óssea, enquanto que, a 44°C por 1min, foi encontrado um tecido ósseo duro; em nenhum caso, os implantes puderam ser removidos manualmente. Concluíram que o limiar de temperatura prejudicial está na faixa de 44 a 47°C por 1min. Os resultados refletem a importância do controle da geração de calor durante procedimentos cirúrgicos para se evitar problemas na regeneração óssea.

Eriksson & Adell¹⁷, em 1986, selecionaram cinco pacientes com severa reabsorção óssea mandibular para receber próteses fixas sobre implantes. Utilizaram esses pacientes para avaliar em um teste *in vivo* a temperatura gerada durante os procedimentos cirúrgicos de perfurações, de acordo com a técnica de osseointegração. Os locais dos implantes foram preparados com séries graduadas de brocas e alargamento sucessivo do diâmetro dos alvéolos. A temperatura foi medida durante o alargamento, do diâmetro de 2mm para 3mm, na região apical da loja cirúrgica. Foi utilizada uma pequena pressão intermitente, permitindo total acesso da solução de soro fisiológico utilizada para a irrigação, e a velocidade de rotação variou entre 1500 a 2000rpm. As alterações de temperatura foram medidas com termopares a 0,5mm da perfuração, posicionados em canais horizontais feitos na cortical vestibular no local da perfuração. Para prevenir o resfriamento do termopar, sua parte extra-óssea foi recoberta com um tubo de silicone, bem pressionado contra a superfície cortical externa. Um guia metálico foi utilizado para se obter um

correto posicionamento do termopar em relação ao local da perfuração. A temperatura inicial era de 29,2°C e a máxima temperatura registrada foi de 33,8°C durante as perfurações. Como todas as temperaturas registradas estavam abaixo do limite para prejudicar a regeneração óssea, pode-se concluir que se a técnica de osseointegração for seguida corretamente, não ocorrerão danos causados pelo aquecimento.

Cooley et al.¹³ (1990) submeteram brocas cirúrgicas espirais a quatro métodos de esterilização, comumente utilizados na prática clínica, e então examinaram para determinar possíveis efeitos na resistência à fratura, eficiência de corte e condições da superfície. Os métodos de esterilização utilizados foram autoclavagem a vapor químico (132°C por 20min), autoclavagem a vapor (121°C por 20min), calor seco (163°C por 1h) e imersão em glutaraldeído a 2% (temperatura ambiente por 10h). A resistência à fratura foi avaliada pelo teste de flexão. Apesar dos grupos submetidos a autoclavagem química e a vapor terem apresentado menor valor de resistência à fratura após a esterilização, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Para se avaliar a eficiência de corte, foram comparados os tempos de perfuração antes e depois de esterilização. Montou-se um tipo de aparato que aplicava uma força de 3,2Kg a 1200rpm. Os orifícios foram preparados em dentina de molares humanos extraídos. Após a esterilização, as brocas de todos os grupos, com exceção do grupo de calor seco, requereram um maior tempo de perfuração; porém, quando os dados foram submetidos ao teste t, apenas o grupo da autoclavagem a vapor mostrou diferença significativa na eficiência de corte. A avaliação por microscopia eletrônica de varredura revelou que apenas as brocas esterilizadas por autoclavagem a vapor produziram mudanças na sua superfície ou bordas cortantes.

Sutter et al.³⁷ (1992) discutiram os efeitos das brocas e fresas com irrigação interna no desenvolvimento de necrose óssea e no aspecto final do leito para o implante. Foram medidas as temperaturas geradas pelas brocas do sistema de implantes ITI em amostras frescas de osso de

úmero de bezerro, que foram mantidas em água a 37°C durante os ensaios. A temperatura foi medida durante diferentes velocidades de rotação (800 ou 3500rpm), com uma pressão de 0,5kp (aproximadamente 5N) e com irrigação interna ou externa a 5 e 22°C. Foram utilizadas as seguintes brocas: esférica, helicoidal para perfuração prévia, espiral (twist drill) e fresa trefina. Com exceção da fresa trefina, ocorreu uma diminuição na temperatura e houve pouca diferença entre os tipos de irrigação. A temperatura máxima atingida com a fresa trefina foi de 72°C a 3.500rpm com pressão constante e irrigação externa a 5°C. Reduzindo-se a velocidade para 800rpm, a temperatura diminuiu para 42°C. Ao se utilizar uma pressão intermitente os valores de temperatura diminuíram. Nesse trabalho, também foi avaliado o desempenho das brocas, analisando-se por microscopia eletrônica a estrutura óssea do leito do implante. Observaram que, mesmo depois de um múltiplo uso das brocas, havia uma boa estrutura nas paredes ósseas do leito. Os autores constataram que a redução da temperatura de irrigação, aliada a uma pressão intermitente, pode resultar em valores de temperatura aceitáveis a fim de se evitar necrose óssea.

Watanabe et al.³⁹ (1992), utilizando a termografia infravermelha para uma análise em tempo real, observaram e mediram a distribuição do calor e a máxima temperatura que se desenvolve quando o osso é perfurado com brocas. Foi avaliada, em costela de porco, a temperatura gerada na presença e ausência de irrigação durante perfurações, com irrigação feita com água através da bomba peristáltica do motor. Brocas de três sistemas de implantes foram utilizadas da seguinte maneira: a) Sistema IMZ- broca espiral com irrigação interna a 1500rpm, broca esférica com irrigação externa a 800rpm, broca Cannon com irrigação interna a 1500rpm; b) Sistema ITI – brocas espiral e trefina com irrigação externa a 800rpm; c) Sistema Branemark– brocas guia, espiral, piloto e helicoidal com irrigação externa a 2000rpm, broca countersink com irrigação externa a 15rpm. No intuito de simular uma condição cirúrgica

real durante o ensaio, a amostra foi mantida metade imersa em água a 37°C e metade a temperatura ambiente de 25°C. Então, a temperatura inicial do osso era de 31°C. Foi aplicada uma força de 500g. Nesse estudo, não foram comparadas as diferenças entre as brocas, pois o local de perfuração e o método de irrigação foram diferentes; assim, os autores discutiram cada sistema separadamente. Em todos os testes a irrigação diminuiu significativamente a geração de calor durante os preparos. Para o Sistema IMZ, a temperatura máxima sem irrigação foi de 38°C, e com irrigação não ultrapassou 30°C. Para o sistema Branemark, as brocas que geraram maiores temperaturas sem irrigação foram a broca guia (aproximadamente 41°C) e a countersink (aproximadamente 43°C). No Sistema ITI com, a broca espiral, a irrigação diminuiu a temperatura por volta de 10°C. Já para a broca trefina, a temperatura aumentou 2°C. Sem irrigação, a geração de calor de cada broca diferenciou de acordo com o formato e local de perfuração. A temperatura máxima sem irrigação foi maior do que a com irrigação para todas as brocas analisadas.

Carvalho et al.¹² (1994) compararam histologicamente a ação da irrigação externa quando da utilização de brocas do sistema T.F. (Tissue Functional) em tíbia de coelhos. As perfurações foram feitas a 1800rpm com brocas de 2,0, 2,5 e 3,2mm de diâmetro com e sem irrigação de soro fisiológico. Os animais foram sacrificados imediatamente após as perfurações para a avaliação histológica do osso. No grupo sem irrigação, foi observado grande dano à superfície do tecido ósseo, sugerindo osteonecrose e presença de esquirolas ósseas, e no grupo com irrigação, a superfície óssea se apresentou mais homogênea e regular. Foi possível concluir que a irrigação externa evita a osteonecrose, promovendo superfície mais regular e isenta de esquirolas. Segundo os autores, a velocidade de 1800rpm é adequada para o procedimento de preparo da loja cirúrgica que receberá o implante.

Abouzgia & James¹ (1995) investigaram o efeito da força na velocidade da broca e mediram a energia consumida durante os

procedimentos de perfuração em amostras de osso cortical de fêmur bovino. Os testes foram conduzidos com forças aplicadas entre 1,5 e 9,0N e velocidades entre 20.000 e 100.000rpm, sem irrigação. As medições simultâneas da velocidade e força mostraram que a média da velocidade operada mudava de acordo com a força aplicada. Quando a velocidade inicial era baixa, ela aumentava levemente com a força e, quando a velocidade inicial era alta, ela diminuía em torno de 50% com a força. As medições mostraram que a energia total consumida geralmente diminuiu com a velocidade e força, principalmente devido à diminuição do tempo de perfuração. Segundo os autores, a geração de calor é equivalente à energia consumida; portanto, a diminuição da energia sugere que seria desejável uma alta velocidade com uma grande força para se obter uma diminuição na temperatura.

Benington et al.⁶ (1996) monitoraram, usando a termografia infravermelha, as mudanças de temperatura no osso durante a seqüência de perfurações para o preparo de lojas para implantes, utilizando a técnica Branemark. Mandíbulas bovinas foram utilizadas e um único operador realizou as perfurações para garantir uma padronização nos procedimentos. As brocas usadas nas perfurações foram esférica, espiral (twist drill de 2mm) e broca piloto (3mm), a qual progressivamente aumenta o diâmetro da loja. Não foi utilizado nenhum método de irrigação das brocas. A temperatura foi medida a 0,05m da área de interesse. Os valores médios para a temperatura máxima, variação de temperatura e a área envolvida para cada broca foram os seguintes: esférica espiral e piloto tiveram a temperatura máxima de 82,7°C, 130,1°C e 126,3°C; variações de temperatura de 45,7°C, 79,0°C e 78,9°C, e médias das áreas registradas foram 49mm², 140,1mm² e 273mm², respectivamente. Pôde-se concluir que a metodologia empregada registrou precisamente as mudanças de temperatura ao redor e no local da loja do implante. Os autores relataram que as temperaturas medidas pela termografia, quando comparadas com os sistemas de termopares, obtêm resultados similares.

Porém, o método possui a vantagem de não ser invasivo e proporciona visualização bidimensional da área da perfuração.

Yacker & Klein⁴¹ (1996) investigaram, com a tecnologia de termopares, o efeito da irrigação e profundidade de osteotomia na temperatura da interface entre a broca e o osso. Para confirmar a semelhança da configuração e densidade óssea bovina com a mandíbula humana, submeteram um bloco de osso bovino a uma tomografia computadorizada. Esse estudo considerou quatro investigações, sendo a primeira direcionada para a determinação da diferença entre a temperatura da broca de 2mm de diâmetro e do osso circundante. Para as outras três investigações, foi utilizado o mesmo osso. A segunda investigação explorou a temperatura gerada na ponta da broca de 2mm em diferentes profundidades. A terceira investigou a temperatura na ponta da broca de 2mm após a utilização da broca piloto. A quarta investigou a temperatura gerada na ponta da broca de 3mm, após o alargamento da loja de 2mm para 3mm de diâmetro. Todos os testes foram feitos pelo mesmo operador, sem se medir a pressão exercida, com e sem irrigação, a uma velocidade de 2000rpm e para cada osteotomia foi utilizada uma broca nova. A irrigação externa foi feita por um segundo operador, manualmente com uma seringa (40mm/min usando cloreto de sódio 0,9%, a temperatura ambiente de 25°C). As osteotomias foram feitas com a profundidade de 8,5, 10,5, 13,5, 15,5, 18,5 e 20,5mm e a temperatura foi medida com uma sonda de termopar tipo J, posicionada interiormente no centro da broca, e outra no osso a 0,1 e 0,5mm da periferia do local da perfuração, a 10mm de profundidade. Os termopares foram conectados a um termômetro microprocessador que registrava a temperatura a cada segundo. Durante a osteotomia, a temperatura da broca excedeu a temperatura do osso circundante. A irrigação diminuiu bastante a temperatura da broca. Os autores relataram que a densidade do osso teve uma influência maior na elevação da temperatura da broca do que a profundidade de perfuração. Relataram, também, que, adicionando a

broca piloto na seqüência de perfurações, obteve-se uma menor temperatura, e que o alargamento da loja de 2mm para 3mm de diâmetro gerou tanto calor quanto a osteotomia com a broca de 2mm de diâmetro.

Abouzgia & Symington³ (1996) registraram as temperaturas atingidas no osso durante perfurações em amostras de osso cortical de fêmur bovino. Os testes foram conduzidos utilizando-se brocas twist drill de 2,5mm de diâmetro, em velocidades que variaram de 20000 a 100000rpm, a diferentes forças constantes (1,5 a 9,0N). Para medir a temperatura, termopares tipo K, conectados a um amplificador ligado a um sistema de aquisição de dados, foram inseridos no osso a 5mm de profundidade e distando da periferia da perfuração em 0,75, 1,25 e 2,25mm. Utilizaram um guia para garantir a correta posição dos termopares relacionados com o local da perfuração. Os resultados mostraram que a temperatura atingida e a duração da elevação da temperatura diminuíram com a velocidade e a força, sugerindo, assim, que a perfuração em alta velocidade e com uma maior pressão é mais desejável do que se pensava. Segundo os autores, isso ocorre devido à diminuição do tempo de perfuração.

Brisman¹¹ (1996) mediu a temperatura e o tempo, durante perfurações em osso do fêmur cortical bovino, com as velocidades de 1800 e 2400rpm e com cargas de 1,2 e 2,4kg. Utilizaram irrigação externa em brocas para implantes de 2,0, 2,5 e 3,25mm de diâmetro. Entre os ensaios, as amostras foram mantidas em água a 37°C e a temperatura foi medida com termopares posicionados a 0,5mm da periferia da última broca que seria utilizada (diâmetro: 3,25mm), com uma profundidade de 7mm. Os termopares foram conectados a um termômetro microprocessador que promoveu a leitura dos sinais. As amostras foram divididas em quatro grupos, nos quais as perfurações foram desenvolvidas com as seguintes velocidade e pressão: 1) 1.800rpm;1,2kg; 2) 1.800rpm;2,4kg; 3) 2.400rpm;1,2kg; 4) 2.400rpm;2,4kg. O tempo gasto para se preparar as lojas com a broca de

3,25mm no grupo 4 foi menor do que para os outros diâmetros de brocas nos outros grupos. As perfurações feitas a velocidade de 1800rpm com carga de 1,2Kg geraram a mesma temperatura que as perfurações feitas a 2400rpm com 2,4kg (44,79°C e 44,99°C). Para os grupos 2 e 3, uma maior temperatura foi gerada (51,61°C e 49,03°C). Concluíram que, aumentando-se a velocidade, bem como a carga aplicada nas brocas, pode-se obter uma melhor eficiência de corte sem aumento significativo da temperatura.

Iyer et al.²⁴ (1997) realizaram um estudo com o propósito de esclarecer a relação entre a velocidade de rotação da broca e a produção de calor, medindo e comparando a temperatura produzida, *in vivo* em tibia de coelho, durante as perfurações. Utilizaram uma broca de aço (700XL) para produzir uma osteotomia cilíndrica experimental, através da cortical a 3mm de profundidade, com irrigação de água destilada. O mesmo operador realizou todas as perfurações. A geração de calor foi medida durante preparos com baixa (2.000rpm), média (30.000rpm) e alta (400.000rpm) velocidades. A temperatura foi registrada com um termopar, ligado a um termômetro computadorizado, posicionado a 1mm de distância do local da perfuração e a uma profundidade de 1mm. Uma relação inversa foi observada entre a velocidade da broca e a geração de calor. As médias resultantes das temperaturas mais altas atingidas foram de 35,7°C para baixa velocidade, 33,5°C para média, e 31,4°C para alta. Os autores relataram que a quantidade de tempo requerida para a perfuração em baixa velocidade foi maior, e que o efeito acumulativo dessa longa duração resultou numa maior temperatura. Os resultados desse estudo indicaram que uma alta velocidade minimiza a produção de calor.

Na segunda parte de seu estudo, Iyer et al.²⁵ (1997) analisaram histologicamente a proporção e a qualidade de cicatrização após perfurações ósseas. Utilizaram brocas de aço 700XL, em mandíbulas de coelho, com velocidades de rotação de 2.000, 30.000 e 400.000rpm. Os

achados histológicos sugeriram que, nas primeiras seis semanas, a proporção de cicatrização e a qualidade de formação de osso novo foram maiores após as perfurações em alta velocidade, comparando-se com as baixa e média velocidades.

Cordioli & Majzoub¹⁴ (1997) avaliaram, em osso cortical de fêmur bovino, a temperatura gerada durante perfurações para implante. As perfurações foram feitas com brocas de 10mm de comprimento, espirais (*twist drill* 2 e 3mm de diâmetro) e brocas triflute (3,3mm de diâmetro), a uma velocidade de 1500rpm com irrigação externa. Um guia especial foi utilizado para garantir uma perfuração contínua e unidirecional, com uma carga de 2000g. Avaliaram a temperatura com a utilização de termopares posicionados em diferentes profundidades (4 e 8mm), a uma distância de 1mm do perímetro da perfuração com a broca de 2mm. Nesse estudo, avaliaram também a geração de calor durante os procedimentos de tapping, com e sem irrigação, não havendo diferença significativa em ambas as profundidades. 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 ($35,05 \pm 8,79^{\circ}\text{C}$). Para as brocas triflute, não houve diferença entre as duas profundidades analisadas. Os autores sugeriram, então, que as brocas triflute, pela sua geometria, possuem uma eficiência de corte e uma capacidade de dissipação de calor melhores que as brocas twist drills.

Reingewirtz et al.³² (1997) estudaram vários parâmetros que poderiam influenciar o calor gerado ao osso e o tempo de perfuração. Para isso, utilizaram amostras de osso cortical de fêmur bovino, nas quais as perfurações foram feitas com 3mm de profundidade na cortical, com brocas de aço esféricas de 2,3mm de diâmetro. Foram observadas as variáveis dependentes dos equipamentos utilizados (motor, contra-ângulo), potência de redução do contra-ângulo (1/10 e 1/40), do operador (pressão durante a perfuração (0,8, 1,3 e 2kg) e a técnica operatória (presença de perfuração prévia, velocidade de rotação e resfriamento da

broca com *spray* refrigerador). A temperatura foi registrada com termopares posicionados a 0,8mm da perfuração. Os resultados desse estudo mostram o papel específico dos variados parâmetros envolvidos nos procedimentos operatórios em implantodontia e podem levar a uma abordagem cirúrgica de acordo com o tipo de osso. Para os autores, a perfuração prévia, independentemente do tipo de osso, é um ato operatório que permite, por um lado, a redução do tempo de perfuração e, por outro, identificar a dureza do osso. Foi observado que, em baixas velocidades (400-800rpm), os parâmetros para a redução do tempo de perfuração eram a pressão e a técnica de perfuração prévia. A redução da temperatura foi obtida quando se utilizava uma alta potência de redução do contra-ângulo; porém, o tempo de perfuração foi bem maior. Uma velocidade alta de rotação (24.000 e 40.000rpm) permitiu uma rápida execução, na qual a temperatura foi maior, atingindo um valor de pico e diminuindo rapidamente (10s). 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 do *spray* refrigerante nas brocas. Sugeriram, também, a proteção da elevação da temperatura de acordo com os parâmetros avaliados.

Abouzgia & James² (1997) realizaram um trabalho com o objetivo inicial de investigar como a temperatura atingida depende da força quando a velocidade da broca é constante. O outro objetivo foi medir a temperatura do osso em várias distâncias e direções do orifício da perfuração. A hipótese seria de que, se a temperatura fosse medida a várias distâncias do orifício da perfuração, poder-se-ia determinar por extrapolação a temperatura no orifício, proporcionando um valor mais preciso da temperatura máxima atingida. Realizaram as perfurações, em amostras de osso cortical de fêmur bovino, com brocas helicoidais (*twist drills*) de 2,5mm de diâmetro a 49.000rpm até uma profundidade de 5mm. As forças variaram de 1,5 a 9,0N e não realizaram nenhum tipo de

irrigação. As temperaturas resultantes foram registradas com termopares tipo K, posicionados a 0,5, 0,75, 1,25 e 2,25mm, em várias direções. Os sinais amplificados foram analisados num sistema de aquisição de dados. Uma série separada de testes revelou que a temperatura foi maior na direção longitudinal do que na direção circunferencial. Atribuiu-se essa diferença às propriedades térmicas anisotrópicas do osso. Observou-se que a temperatura aumentou com a força até e próximo de 4N e, então, diminuiu com as forças acima desta, devido à diminuição do tempo de perfuração. Segundo os autores, uma temperatura baixa atingida com uma força baixa pode ser o motivo pelo qual a maioria dos cirurgiões aplica pouca força quando opera. Porém, os resultados desse estudo mostraram que uma baixa temperatura também pode ser conseguida com forças maiores.

Pinelli et al.³¹ (1999) realizaram um estudo *in vivo* onde analisaram, a nível histomorfométrico, os efeitos imediatos da osteotomia, com e sem irrigação externa, e com variação do tempo de fresagem. Utilizaram nesse trabalho as brocas lança, 2,5mm, 3,2mm, 3,7mm e laminador de tecido ósseo. Foram utilizados tempos de fresagem, para a confecção das cavidades com toda a seqüência de brocas, por volta de 20s, sendo considerados normais, e de 60 e 80s, sendo considerados alterados. Sacrificaram os animais imediatamente após o preparo das cavidades. A presença da irrigação produziu uma menor alteração óssea; porém, em todos os grupos, observou-se uma faixa de tecido ósseo que sugeria necrose térmica superficial. A análise estatística indicou que o tempo de fresagem não mostrou diferenças significativas. Concluíram que o uso da irrigação externa atenuou os danos ao tecido ósseo, independente do tempo de fresagem.

Kerawala et al.²⁷, 1999, mediram os efeitos da técnica operatória, do desenho da broca e da irrigação utilizada na geração de calor durante o preparo ósseo de orifícios destinados à fixação de parafusos de ortopedia, em mandíbula de cadáver humano. Dois sistemas

regularmente utilizados na prática maxilofacial (perfuração elétrica a 18000rpm com um sistema de irrigação integrado e perfuração pneumática a 95000rpm) foram utilizados. As mudanças de temperatura foram medidas, com termopares tipo K, durante as perfurações com brocas de 1,5mm de diâmetro, com seis bordas cortantes, e de 0,73mm de diâmetro, com duas bordas cortantes, com e sem irrigação de soro fisiológico. Um único operador realizou as perfurações. Os autores, inicialmente, utilizaram um método para posicionar a broca e os termopares com o uso de um guia fixado na amostra com parafusos. O guia possuía orifícios para o posicionamento dos termopares a 0,5, 1,0 e 1,5mm da perfuração. Porém, com esse método, algumas vezes a temperatura registrada a 1,5mm de distância excedia a temperatura registrada nas regiões mais próximas da loja. Relacionando esse fato à possibilidade do guia estar impedindo o paralelismo da perfuração com os canais dos termopares, e tendendo a obstruir o acesso para a irrigação, rejeitaram esse aparato em favor de um segundo, considerado mais próximo da situação clínica e mais reprodutível. O método envolvia a perfuração no osso, remoção da broca e imediata inserção do termopar que estava previamente mantido a 37°C. Em algumas ocasiões, um segundo termopar era colocado em contato direto com a broca após sua remoção. Para a leitura dos sinais, os termopares foram conectados a um sistema de dados de um computador pessoal. As amostras foram mantidas, durante o estudo, em água a 37°C. O osso foi, então, submetido à análise histológica para que as mudanças ao redor dos orifícios pudessem ser avaliadas e comparadas. A média da variação da temperatura para as brocas de 1,5mm de diâmetro foi de 0,3°C com irrigação, e 5,7°C sem irrigação. Quando a broca de 0,73 foi utilizada, a variação da temperatura atingida foi bem maior, sendo de 2,7°C com irrigação, e 13,2°C sem irrigação. Não houve relação estatisticamente significativa entre a temperatura e a velocidade de rotação da broca. A análise histológica mostrou que as áreas que receberam mais calor

apresentaram fragmentos ósseos e áreas de necrose, ao contrário das áreas que tiveram menor variação de temperatura, em virtude da irrigação e técnica envolvidas que apresentaram um mínimo dano.

Bachus et al.⁵ (2000) realizaram um estudo com o objetivo de melhor entender como as diferenças entre as técnicas cirúrgicas podem afetar a máxima temperatura gerada no tecido ósseo. Utilizaram amostras frescas de osso cortical de fêmur de cadáver humano para realizar as perfurações, com forças de 57, 83, 93 e 130N. Para se avaliar a temperatura, utilizaram termopares tipo K inseridos na cortical, posicionados a 0,5, 1,0 e 2,0mm do local da perfuração. Utilizou-se um coletor de dados para o registro dos sinais. Esses valores de força foram determinados a partir de uma experiência com seis cirurgiões ortopedistas que realizaram perfurações com suas forças habituais para se obter uma média. Um aparato foi idealizado para a padronização dos procedimentos, como posicionamento dos termopares, carga, fixação da amostra e direcionamento da perfuração. Utilizaram brocas ortopédicas espiraladas twist drill de 20cm de comprimento e 3,2mm de diâmetro a uma velocidade constante de 820rpm, que foram substituídas após 15 utilizações. As amostras ficaram imersas em água a 37°C durante os ensaios, e não foi utilizado nenhum tipo de irrigação. Os resultados indicaram que, com o aumento da força, ocorreu uma diminuição da temperatura. Além disso, o aumento da força resultou numa diminuição significativa na média de duração da elevação da temperatura acima de 50°C, reduzindo, assim, o potencial de necrose térmico no osso. Para os termopares posicionados a 0,5mm da perfuração foram registradas temperaturas de 67,2, 47,0, 35,2 e 34,7°C para as cargas de 57, 83, 93 e 130N, respectivamente. Como era esperado, a temperatura registrada para esses termopares foi sempre maior que a temperatura dos termopares mais distantes.

Jochum & Reichart²⁶ (2000) para avaliar o trauma cirúrgico devido a um múltiplo uso, utilizou vinte brocas de 3,2mm de diâmetro 51 vezes

em amostras de osso de mandíbula de porco. Os preparos foram feitos com brocas Cannon Drills a uma rotação máxima de 1.200rpm. A temperatura foi medida com termopares, inseridos num orifício lateral de 2mm de diâmetro, posicionados a 0,5mm do local da perfuração. Após o selamento do orifício com um silicone, e uma pré-perfuração com uma broca piloto, o osso foi aquecido até 30°C em banho de água. As perfurações foram feitas pelo mesmo operador, com pressão intermitente e irrigação de água, 70ml por minuto, a temperatura ambiente. As brocas foram aleatoriamente divididas em três grupos que receberam tratamentos diferentes após cada preparo. No grupo 1, dez brocas foram apenas limpas com água destilada. No grupo 2, cinco brocas foram desinfetadas com “Sekudrill” e autoclavadas. No grupo 3, cinco brocas foram limpas com detergente para instrumentais e autoclavadas. As bordas cortantes das brocas foram repetidamente avaliadas durante os ensaios com a utilização de um microscópio eletrônico de varredura. Os resultados mostraram que a média das temperaturas de todas as brocas foi de 31,6°C e a temperatura máxima foi 36,3°C. As brocas reutilizadas mais de quarenta vezes proporcionaram temperaturas mais altas, e apenas as brocas autoclavadas mostraram um aumento da largura das bordas cortantes.

Davidson & James¹⁵ (2000) objetivaram medir a condutibilidade térmica da cortical óssea do fêmur bovino e determinar sua variação relacionada à direção. As amostras foram orientadas num 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 o osso cortical bovino tem uma condutividade térmica de $0,56 \pm 0,039 \text{ W/mK}$ e que esse osso pode ser tratado como termicamente isotrópico. Baseado no fato de que os componentes do osso são similares entre as espécies, pôde-se dizer que as magnitudes da condutividade térmica também são similares.

Saad³³ (2000) avaliou a efetividade das fresas cirúrgicas helicoidais de 2,0mm de diâmetro (Sistema Master Screw/ Conexão) para implantes osseointegrados. As perfurações foram feitas em mandíbulas de suínos *post-mortem*, pelo mesmo operador, até a profundidade de 10mm. Utilizou a velocidade de 1250rpm, com irrigação externa de soro fisiológico pela bomba peristáltica acoplada no motor, e a temperatura foi medida com um termômetro portátil, sem contato, posicionado a 170mm 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, foi de 48,7°C. O tempo de fresagem óssea aumentou de acordo com o uso progressivo das fresas. O autor concluiu que as fresas estudadas apresentam uma efetividade de corte de 18 vezes sem atingir uma temperatura lesiva ao tecido ósseo, e que o tempo de fresagem está diretamente relacionado ao poder de corte das fresas.

Harris & Kohles²² (2001) investigaram os efeitos de repetidas perfurações e esterilizações no desempenho das brocas de quatro sistemas de implantes, analisando a fadiga mecânica e térmica. As mudanças no estado de estresses mecânicos durante procedimentos clínicos foram determinadas e usadas para quantificar a eficiência de corte das brocas. Para simular o osso maxilofacial, utilizaram um modelo de material polimérico homogêneo e isotrópico para a realização das perfurações. Brocas helicoidais de 2 a 2,3mm de diâmetro e 15 a 20mm de comprimento foram utilizadas. Fizeram trinta ciclos de perfurações com cada broca. A cada três perfurações, as brocas eram submetidas à esterilização a 114°C em autoclave. Medidores digitais foram conectados a um sensor de torque e a uma célula de carga, destinados a registrar os valores de pico de torque (em N/cm) e carga (em N), durante cada procedimento. Imagens da microscopia eletrônica de varredura mostraram que não houve sinais de corrosão na superfície das brocas. Os resultados revelaram que o estresse normal, o estresse de

cisalhamento e o coeficiente de eficiência confirmaram a hipótese da dependência do desempenho da broca, com base nos tipos e nas pressões mecânica e térmica acumuladas. Concluíram que o desempenho da broca é dependente do seu desenho específico e que a excessiva repetição de perfurações e esterilizações irá alterar a capacidade de corte de todos os tipos de broca.

Sharawy et al.³⁶ (2002) avaliaram nesse estudo três velocidades (2500, 1600, 1225rpm), o tempo de perfuração e o tempo requerido para o osso retornar à temperatura basal. Compararam o calor gerado, em mandíbula e maxila de porco, pelas brocas de diferentes diâmetros (1,5 a 4,0mm) de quatro sistemas de implantes conhecidos (dois com irrigação interna e dois com irrigação externa), nos quais as temperaturas foram medidas com quatro termopares tipo K a 1mm da perfuração. Os sinais foram registrados em um sistema de aquisição de dados. Mantiveram as amostras a 37°C entre os ensaios, e a máxima temperatura registrada nesse estudo foi de 41°C. A média da temperatura atingida, o tempo de perfuração e o tempo necessário para que o osso retornasse à temperatura basal foram menores a 2.500 do que a 1.600 ou 1.225rpm, independentemente do sistema usado. As rotações também correlacionaram diretamente com a quantidade de tempo que o osso permaneceu com uma temperatura elevada. Segundo os autores, o desenho das brocas parece ser também um fator importante na influência do tempo de perfuração. Concluíram que, ao se preparar uma loja para implante a 2.500rpm, o risco de ocorrência de danos ósseos diminui, sendo favorável para a cicatrização inicial dos implantes. Para os autores, isso pode diminuir a zona desvitalizada adjacente ao implante após a cirurgia, e ser mais vantajoso para a aplicação de carga imediata para implantes odontológicos.

Benigton et al.⁷ (2002) utilizaram amostras ósseas da mandíbula bovina para comparar as temperaturas que são geradas durante o preparo para implantes, com irrigação externa e interna, pela bomba

peristáltica. O método envolveu o uso de uma constante pressão (1,7kg), velocidade (2.500rpm), irrigação com soro a 20°C e a termografia infravermelha. Foram utilizadas brocas helicoidais de 2 e 3,25mm de diâmetro. O principal parâmetro registrado foi a variação da temperatura (ΔT). As brocas helicoidais de 2mm de diâmetro tiveram uma variação de temperatura de 3,0 e 3,1°C, para irrigação interna e externa, respectivamente, e as brocas de 3,25mm de diâmetro tiveram 1,34 e 1,62°C, respectivamente. Para os autores, o benefício em se utilizar um sistema de irrigação interna, o qual é mais dispendioso, foi considerado injustificável, já que os grupos desse sistema apresentaram mudanças térmicas no osso semelhantes às do grupo onde foi utilizada uma irrigação simples.

Ercoli et al.¹⁶ (2004) avaliaram a eficiência de corte, durabilidade, geração de calor e desgaste de brocas para implantes. Foram testadas sete marcas de brocas: Nobel Biocare, 3i Implant Innovations, Steri-Oss, Paragon, Implamed, Lifecore, e ITI, com diâmetros de, aproximadamente, 2 e 3mm. Utilizaram amostras de osso de costela bovina, que ficaram imersas em água a $29 \pm 2^\circ\text{C}$ durante os ensaios, e mediram a temperatura com termopares, conectados a um termômetro digital que permitiu constante leitura. As profundidades de 5 e 15mm foram selecionadas para a posição dos termopares, e o paralelismo e distâncias dos canais de termopares (1mm da perfuração) foram garantidos com um equipamento especial. Cem perfurações foram feitas com cada broca, com uma pressão intermitente de 2000g a uma velocidade de 1500rpm, com irrigação externa a temperatura ambiente. Antes e depois das cem perfurações, foram realizadas avaliações por MEV, EDS e dureza Vickers. Concluíram que o desenho, o material e as propriedades mecânicas das brocas afetam significativamente a sua eficiência de corte e durabilidade. Segundo os autores, apesar de terem sido notados desgastes significativos para todas as brocas, essas mudanças não produziram grandes variações de temperatura no osso. A média da temperatura

máxima foi de 30,9°C (15mm) e 31,9°C (5mm). Não houve diferenças significantes na temperatura produzida pelas brocas de 2 e 3mm nas duas localizações.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste estudo foi testar a hipótese de que diferentes marcas comerciais de brocas para implantes, de formatos similares, geram temperatura e tempo de perfurações semelhantes durante o preparo do tecido ósseo para a obtenção de alvéolo cirúrgico, avaliando-se, também, os efeitos do diâmetro da broca e profundidade de perfuração.

4 MATERIAL E MÉTODO

Para atingir os objetivos, 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, excluindo-se as epífises, a cada 40mm e posteriormente um corte longitudinal em cada porção, dividindo-as ao meio (Figura 1).

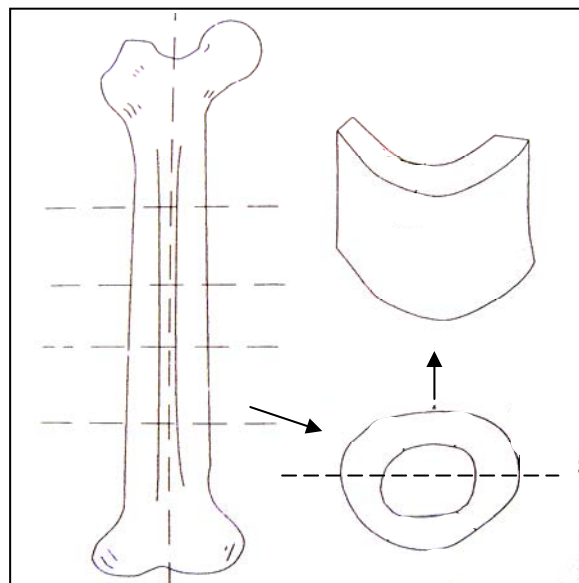


FIGURA 1 – Esquema mostrando a forma de obtenção dos corpos-de-prova a partir do fêmur bovino

Para minimizar as alterações nas propriedades mecânicas e físicas, os corpos-de-prova foram preparados de acordo com as orientações estabelecidas por Sedlin & Hirsch³⁵ (1966). Dessa maneira,

foram obtidos sessenta corpos-de-prova, que ficaram congelados até o momento do experimento a -20°C . Para o descongelamento, os corpos-de-prova foram imersos em solução de soro fisiológico à temperatura ambiente (22 a 25°C) e mantidas até atingirem a mesma temperatura. Os corpos-de-prova tiveram suas superfícies planificadas e marcações pontuais foram feitas nos locais determinados para as perfurações e nos locais determinados para a medição da temperatura. Em cada corpo-de-prova, foram selecionados três locais para as perfurações e quatro locais para as medições da temperatura (Figura 2).

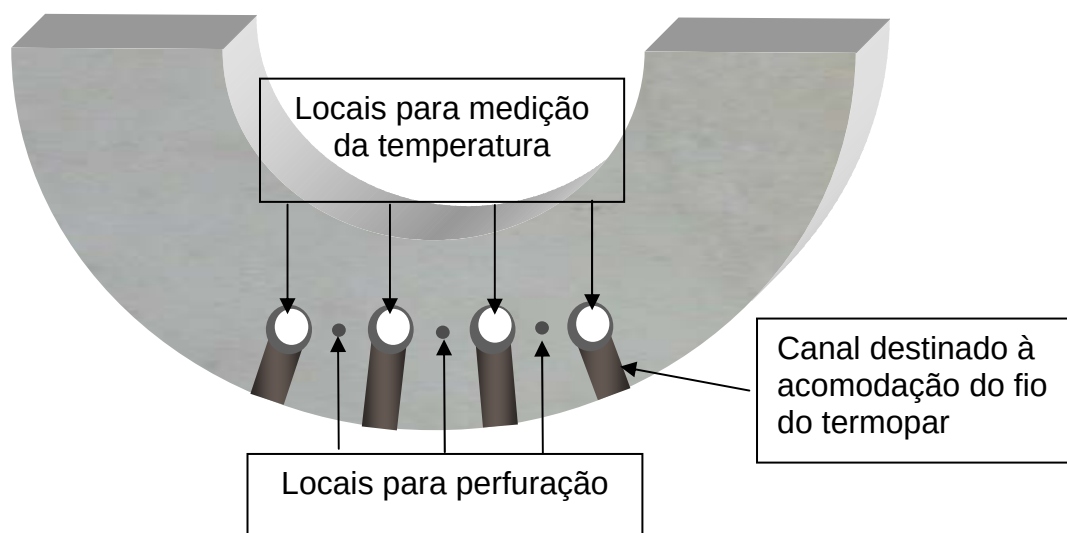


FIGURA 2 – Representação esquemática do corpo-de-prova com os locais de perfuração e medição da temperatura demarcados

Existe uma variedade de sistemas e brocas para implantes disponíveis no mercado. Neste trabalho, limitamos um número de três sistemas que possuem brocas com formatos semelhantes, porém, com ligas metálicas diferentes. Foram utilizadas nos ensaios brocas de 2,0mm e 3,0mm de diâmetro dos seguintes sistemas: a) Conexão Sistemas de Prótese (C); b) Nobel Biocare (N); c) 3i Implant Inovations (T) (Figura 3).



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

Todas as brocas utilizadas foram 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. Essa microanálise tem a capacidade de realização de análises químicas elementares em volumes diminutos, da ordem de um micrometro cúbico. Os sinais utilizados na análise química por EDS são gerados a partir da interação de um feixe de elétrons de alta energia com os elementos da superfície da amostra. A forma de saída dos sinais pode ser tanto um gráfico de picos de intensidade como um mapa da distribuição de cada elemento na superfície da amostra. As brocas também foram avaliadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) (Philips XL 30). As micrografias foram feitas antes da utilização e esterilização e após trinta utilizações de cada broca.

Foram destinadas vinte amostras de osso bovino 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. A temperatura foi avaliada em diferentes profundidades (5 e 13mm) e o tempo de perfuração foi medido até atingir a profundidade de 13mm. Cada corpo-de-prova foi destinado à realização de três perfurações, com a mesma broca, resultando em um total de trinta perfurações por grupo.

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 com profundidades de 5mm e 13mm (Figura 4).

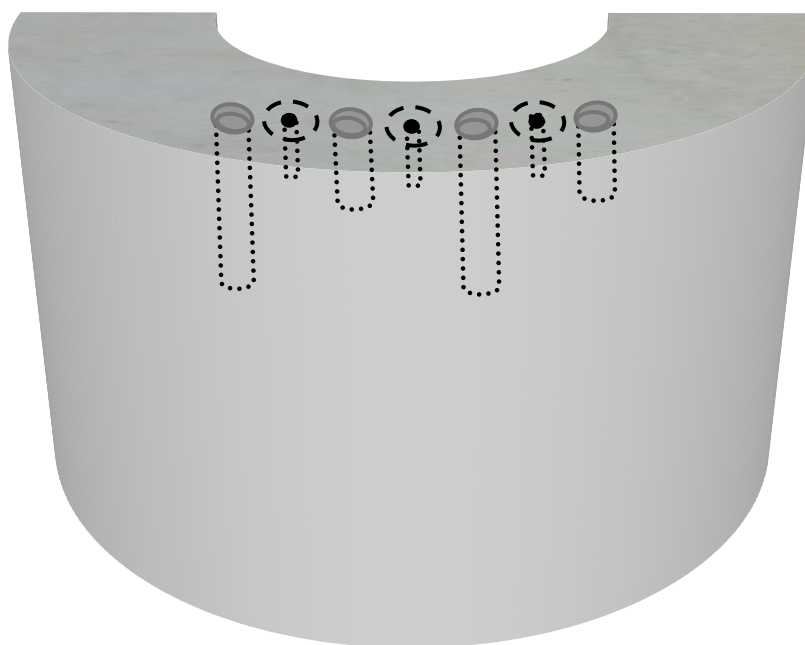


FIGURA 4 – Representação esquemática – corte transversal do corpo-de-prova

Esses canais foram feitos em uma fresadora universal, garantindo, assim, o paralelismo e a padronização das distâncias determinadas (Figura 5).

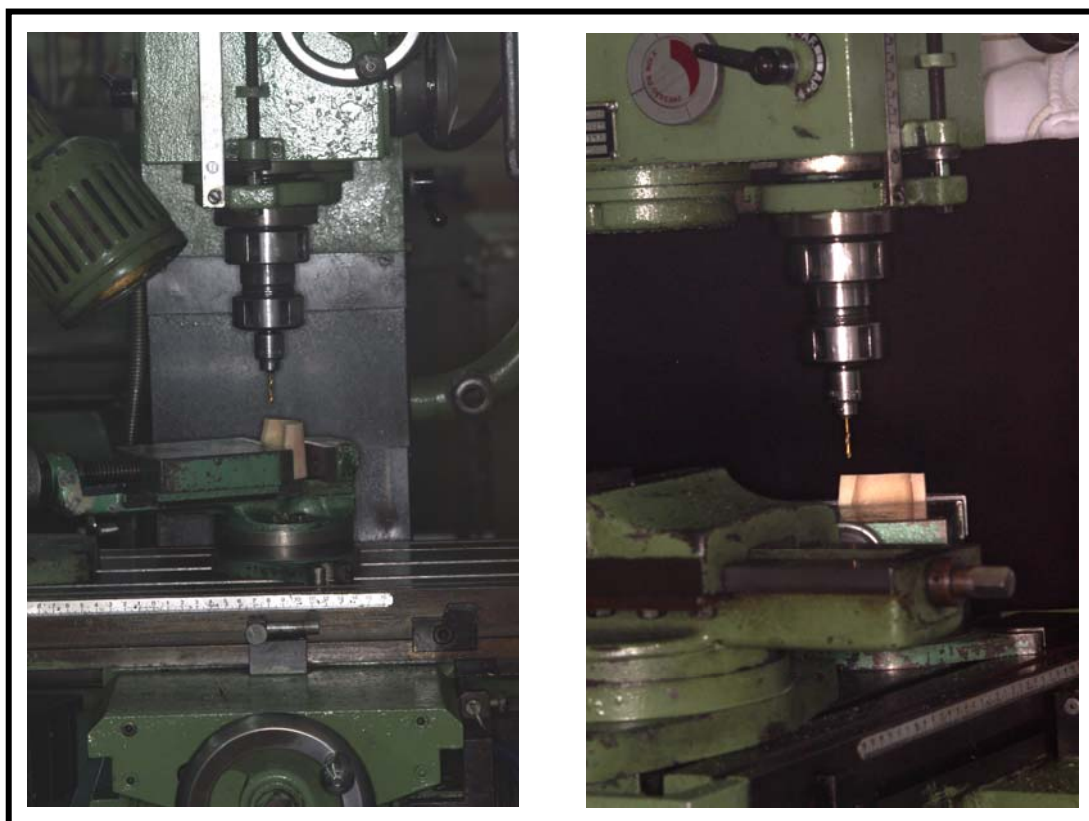


FIGURA 5 – Vistas frontal e lateral da fresadora universal com o corpo-de-prova posicionado para a confecção dos canais para os termopares

Termopares tipo T^* 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^{**}, recomendado para faixa de temperatura entre -100 a 200°C , em que foram inseridos os termopares.

* Ecil Met Tec Ltda, Piedade, São Paulo, Brasil

** BonBond – Silicone Heat Sink Compound

Dois guias metálicos de 1mm de espessura, um para cada diâmetro de broca, foram especialmente confeccionados para a orientação do local das perfurações (Figura 6).

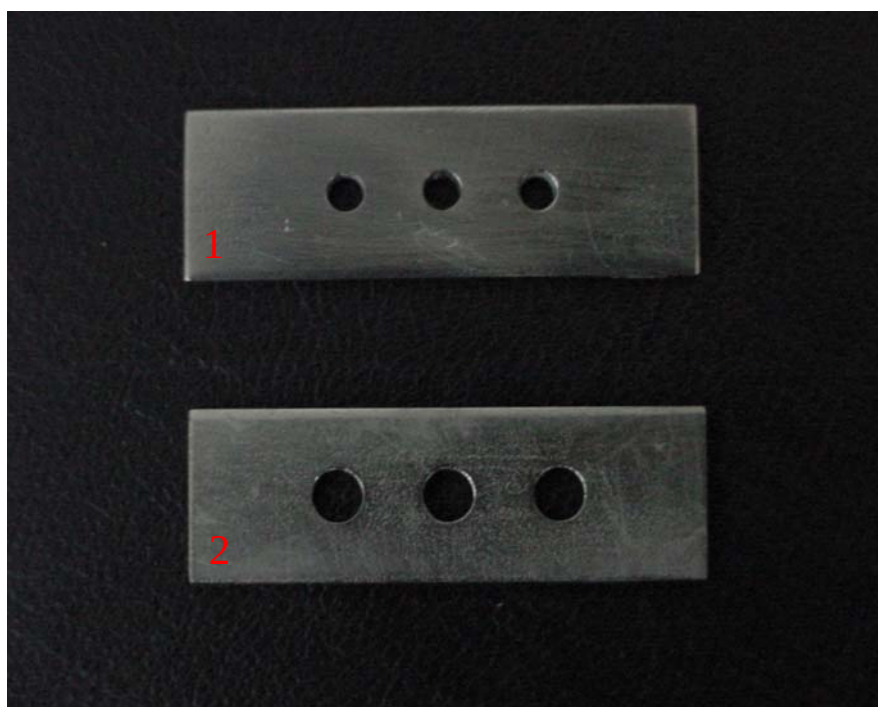


FIGURA 6 – guias metálicos utilizados nas perfurações com as brocas de 2mm (1) e de 3mm (2) de diâmetro

Em cada ensaio, após a inserção dos termopares, o guia foi posicionado e fixado com cianocrilato* sobre a superfície preparada para as perfurações. Essa fixação garantiu a vedação dos canais evitando o resfriamento dos termopares com a irrigação, bem como a estabilização desses termopares.

*Super Bonder, loctite

A seqüência da preparação do corpo-de-prova está exemplificada na Figura 7.

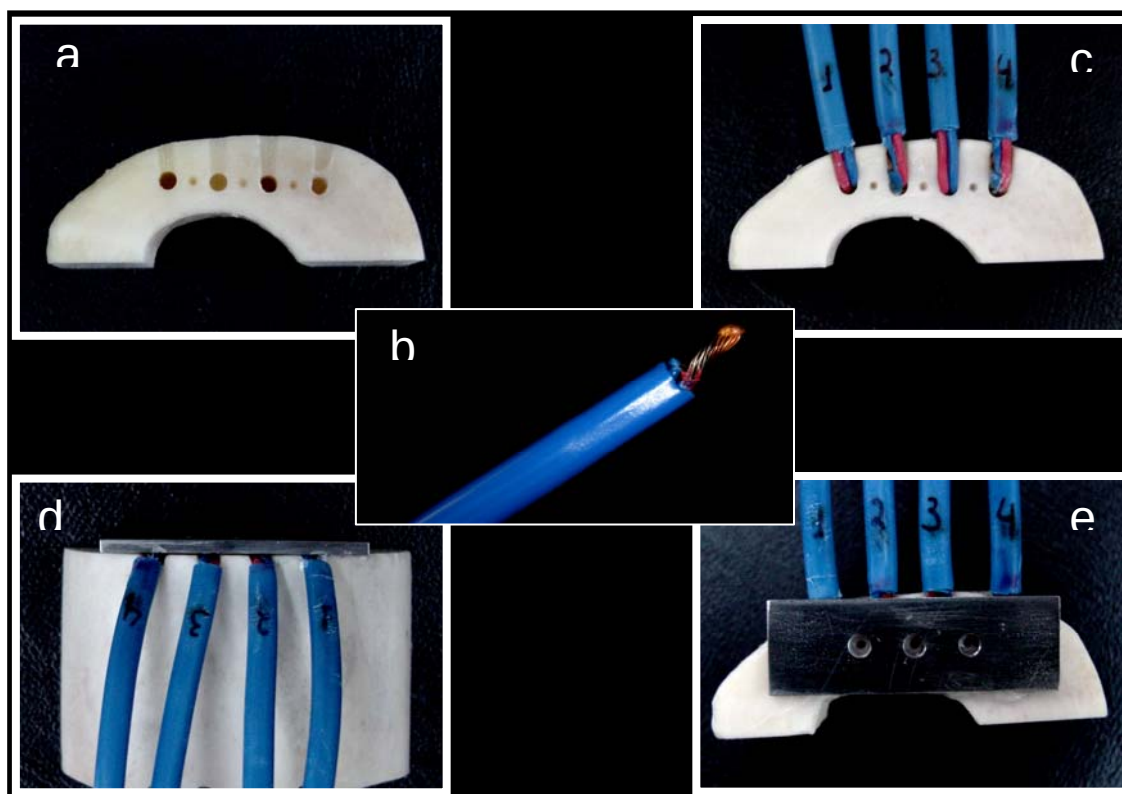


Figura 7 – Seqüência do preparo dos corpos-de-prova: a) aspecto dos canais feitos em um corpo-de-prova, destinado à utilização de brocas de 2mm, de diâmetro, para a inserção dos termopares; b) termopar tipo T; c) vista dos termopares inseridos nos respectivos canais; d/ e) aspecto do guia posicionado e colado sobre a superfície destinada às perfurações

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, com a finalidade de simular a temperatura corpórea. A constante temperatura

inicial do osso a 36°C foi mantida com o banho de água, termicamente regulado com um aquecedor ligado a um termostato. A temperatura desta água era, também, monitorada com um termopar (Figura 8).

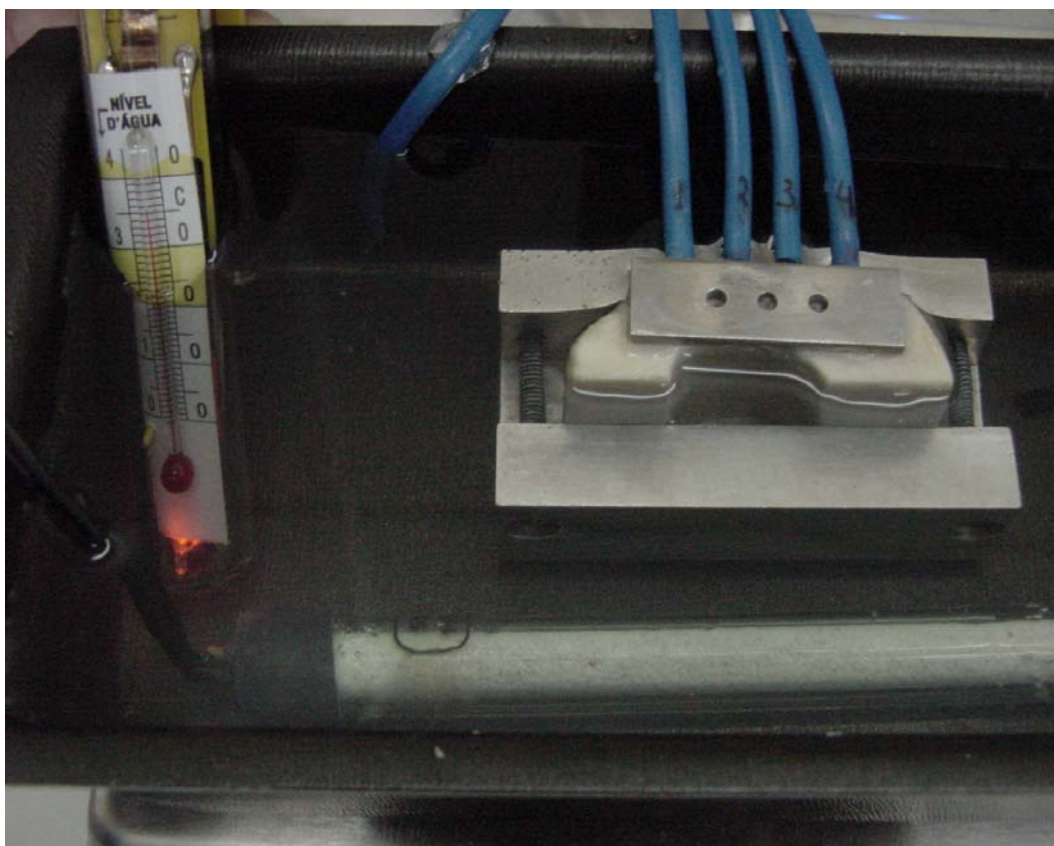


Figura 8 – Corpo-de-prova fixado na morsa, imerso em banho de água a 36°C. Aspecto do aquecedor e termostato que mantiveram a temperatura da água

Para a realização das perfurações, foi utilizado um contra-ângulo redutor (20:1)* conectado a um motor**. Para garantir uma perfuração unidirecional, foi utilizado um suporte de furadeira de bancada, adaptado, com um dispositivo articulado, especialmente confeccionado para a fixação do contra-ângulo. Uma broca longa foi encaixada no contra-

* W&H 975 AE, W&H Dentalwerk, Áustria

** BLM 600 Plus Driller

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 (Figura 10).

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°C por 15 minutos).

Em cada perfuração, foram feitas duas medições, de acordo com as profundidades dos termopares. Portanto, foram obtidas 60 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% à temperatura ambiente (23 a 25°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* (Figura 9).

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, o que poderia causar resistência friccional, resultando em aumento da temperatura.

* Marte Equipamentos de Medição, São Paulo, Brasil



Figura 9 – Balança utilizada para se controlar a pressão exercida nas perfurações. Aspecto do visor digital que permitiu controle numérico e por *leds* do peso aplicado sobre a balança

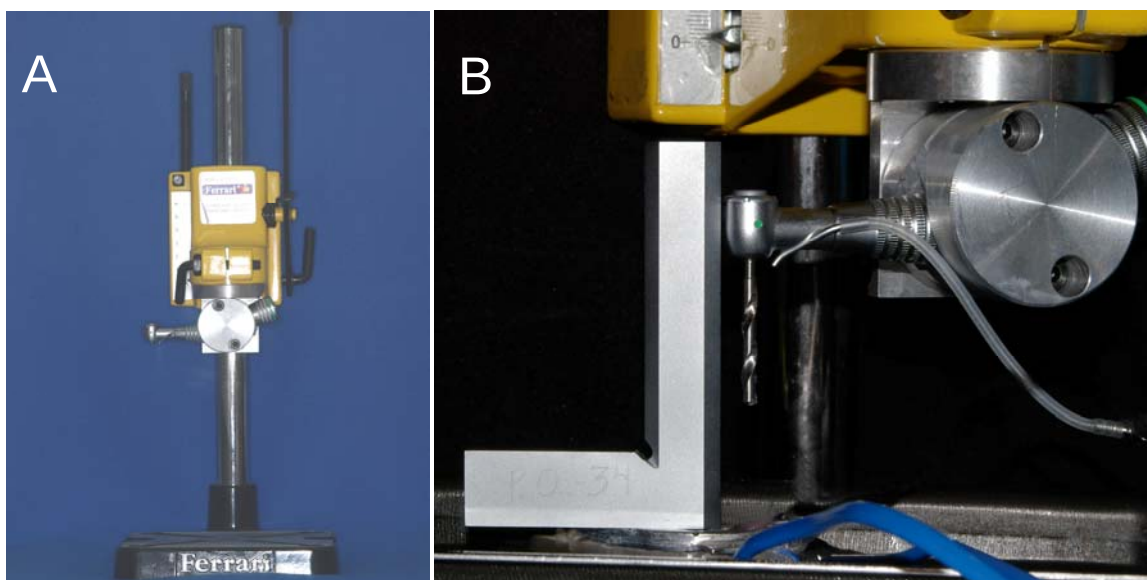


Figura 10 – a) Vista do suporte de furadeira de bancada com contra-ângulo fixado no dispositivo articulado; b) Vista do esquadro metálico sobre o guia permitindo o posicionamento da broca para a perfuração

Para se registrar as temperaturas durante os ensaios, foi utilizado um sistema de aquisição de dados ADS 2000 IP*, conectado a um computador (Figura 11B). Esse sistema de aquisição de dados tem características específicas, que passamos a descrever juntamente com os termopares, por ser uma tecnologia de precisão para a medição de temperatura.

O termo aquisição de dados é usado genericamente para designar a obtenção de informações a respeito de um processo. Os processos podem ser de naturezas diversas, podendo-se citar, entre outros: químico, biofísico, industrial, elétrico, mecânico e térmico. As informações a respeito de um processo podem, quase sempre, ser transformadas em sinal elétrico e registradas de alguma forma, como, por exemplo, em coletores de dados computadorizados. A utilização de microcomputadores torna a aquisição de dados muito mais eficiente e confiável, se comparada a métodos tradicionais. Além disso, acrescenta a grande vantagem de se ter dados prontos para análise do sinal, processamento do sinal, elaboração de relatório (Gráficos e Tabelas) e exportação de dados para outros programas.

Um processo é analisado por meio do estudo de suas grandezas físicas que podem ser medidas por sensores. São exemplos: temperatura, pressão, aceleração, vazão, pressão arterial, etc. Os sensores ou transdutores são dispositivos que convertem grandezas físicas em sinais elétricos (tensão ou corrente). São exemplos de sensores: acelerômetro (mede aceleração), célula de carga (mede força), termopar (mede temperatura).

O microcomputador realiza a aquisição de dados com o conversor analógico-digital (A/D) por meio de programas específicos, como, por exemplo, o *AqDados* e *AqdAnalysis*, que são programas destinados à aquisição e análise de sinais coletados por meio dos sistemas de aquisição de dados ADS2000IP, produzido pela Lynx Tecnologia.

* Lynx Tecnologia Eletrônica, Brasil

As grandezas analógicas são aquelas cujas medidas podem assumir uma infinidade de valores. O mundo físico apresenta diversos exemplos de grandezas analógicas: a corrente elétrica consumida por um equipamento, a força de uma mola, a temperatura ambiente, etc. Uma grandeza analógica possui infinitos valores ao longo do intervalo de operação. A conversão analógica-digital permite representar numericamente o sinal.

O sistema ADS2000IP é basicamente composto por duas partes, sendo elas:

- a) controlador – responsável pela comunicação, conversão A/D e controle de todas as partes internas do sistema.
- b) módulo de expansão – placa condicionadora de sinais com ou sem isolamento galvânica, que condiciona o sinal analógico antes do processo de conversão para sinal digital. Ao injetarmos um sinal analógico na entrada de um conversor analógico-digital (A/D), podemos ter alguns problemas, dentre eles um erro de quantização, provocando perda de resolução. Quando utilizados os módulos de expansão para o sistema ADS2000IP, esses efeitos são facilmente minimizados pela presença de uma etapa com um filtro e outra com um amplificador. A etapa amplificadora, denominada ganho, tem a finalidade de amplificar o sinal de entrada antes deste ser convertido pelo A/D. Esse efeito é muito desejado, pois vários tipos de sensores apresentam em sua saída uma variação muito pequena no seu tipo de saída (tensão, resistência, corrente, etc.), que, se for injetada diretamente no conversor A/D, não será adquirida com a resolução que desejamos, prejudicando, assim, o resultado final. Por exemplo: ao utilizarmos um termopar tipo T e passarmos por uma etapa amplificadora de 500 vezes, podemos conseguir variações de menos de 1°C.

O termopar é um sensor usado para medição de temperaturas. É formado por dois fios metálicos, de composições distintas, soldados nas respectivas extremidades. Para a medição da temperatura, ocorre um efeito termoelétrico, bem conhecido da física, no qual, para diferentes combinações de metais e diferentes temperaturas, a diferença de potencial entre essas junções também será diferente. Este é o princípio em que se baseia a operação dos termopares.

A seleção de metais para os termopares é normalmente feita com base nas condições de aplicação. Ligas metálicas relativamente baratas (com base em Fe, Ni, Cr, etc.) podem ser usadas a temperaturas moderadas (até cerca de 1000°C). Mas, para temperaturas muito superiores (1500-1700°C), são necessários termopares a base de ligas ricas em platina.

Alguns critérios devem ser avaliados para a seleção de termopares, como: tipo do termopar, diâmetro do fio a ser utilizado, comprimento, faixa de temperaturas, potência termoelétrica, tipo de ambiente em que o termopar irá trabalhar, velocidade de resposta desejada e limites de erro admissíveis.

O termopar tipo T [cobre (+) x Constantan (-)] foi escolhido para ser utilizado no presente estudo por ser resistente à corrosão em atmosferas úmidas e por apresentar, dentre os outros tipos, o menor limite superior de temperatura (370°C). Pode ser utilizado em atmosferas oxidantes, redutoras ou inertes. Seu limite de erro é de $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ ou 0,4%, e seu tempo de resposta é de 2 a 3 segundos.

Os termopares são sensores de temperatura cujos sinais gerados (tensão em mV) não podem ser convertidos linearmente para a temperatura correspondente. No programa *AqDados*, existe um recurso de linearização de sinais disponíveis, que permite converter os sinais de sensores tipo termopar para valores na unidade de grandeza de medida (°C). Existem diversos tipos de termopares, cada qual apresentando diferentes tipos de relação não lineares de tensão versus temperatura.

Algumas dessas relações são padronizadas e outras não. Isso impede que o programa apresente uma solução fixa e ao mesmo tempo abrangente para todos os termopares. Por isso, o programa oferece um meio para se configurar os tipos de termopares e as respectivas relações de tensão versus temperaturas com as quais o *AqDados* irá trabalhar.

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°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 11.

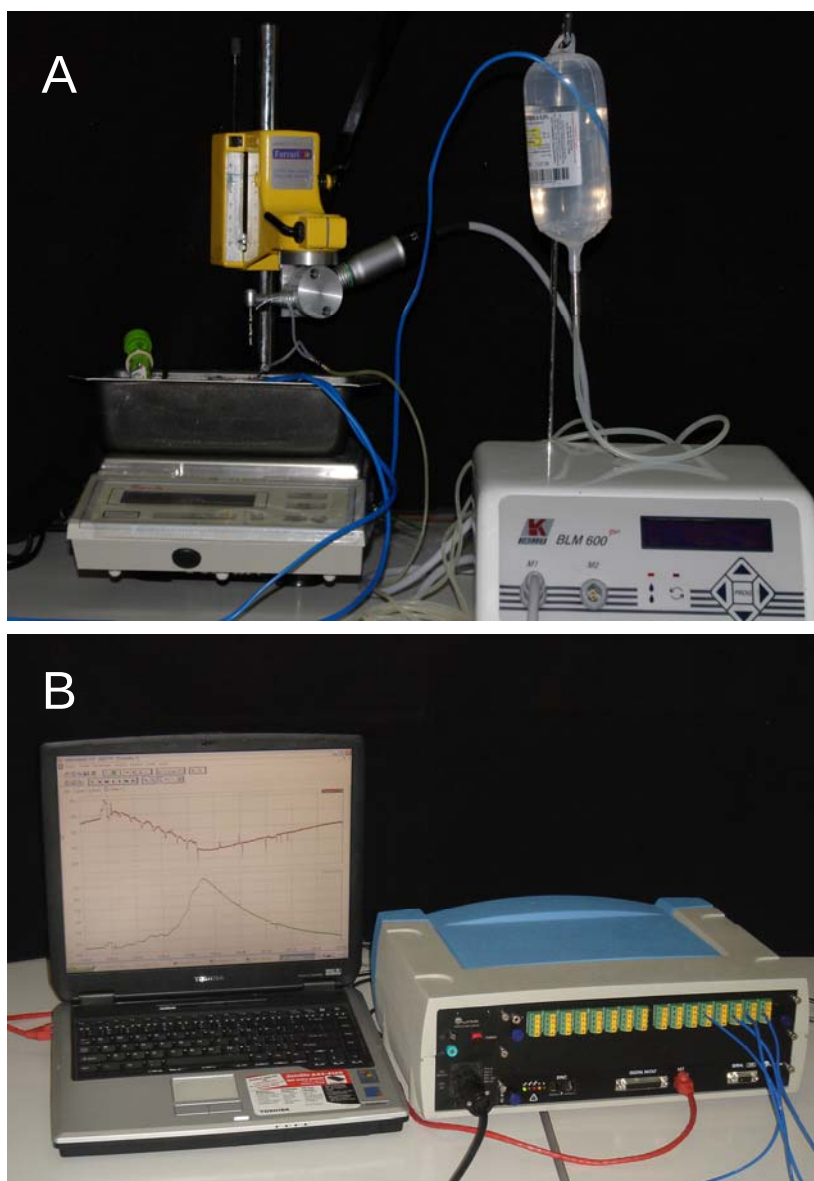


FIGURA 11– Aparato para a elaboração dos ensaios: a) aspecto geral de todo o aparato montado para os ensaios; d) sistema de aquisição de dados conectado a um computador

O valor máximo de três leituras, em cada osso, sob as diferentes condições experimentais, foi considerado como dado da análise estatística, que foi efetuada em duas partes.

Na primeira, 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), 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.

Na segunda, para a profundidade de 13mm, foi considerada a influência da aplicação de três diferentes tipos de brocas (C, N e T), sobre dois valores de diâmetro (2mm e 3mm), e sobre os valores de tempo. Os dados de tempo foram avaliados por meio do teste estatístico da análise de variância de dois fatores, efeito fixo.

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, na primeira parte, 120 dados de temperatura a serem analisados sob o esquema fatorial tipo $3 \times 2 \times 2$. Ou seja, doze condições experimentais sob dez repetições; enquanto, na segunda parte, sob esquema fatorial tipo 3×2 , obteve-se seis condições experimentais com dez repetições, totalizando sessenta dados de tempo a serem analisados. O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 Temperatura

Nesta primeira parte, 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) sobre os valores de temperatura.

Os dados obtidos nessas condições experimentais estão apresentados no Apêndice A. A estatística descritiva dos mesmos é apresentada na forma de tabelas numeradas de 1 a 2, mostradas a seguir.

Tabela 1 – Profundidade 5mm. Média ($\pm$ desvio padrão) dos dados de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) obtidos em três condições de brocas sob dois diferentes diâmetros

Diâmetro (mm)	Brocas			Linha (m $\pm$ dp)
	T	N	C	
2	36,59 $\pm$ 0,79*	36,85 $\pm$ 0,80	36,10 $\pm$ 0,52	36,51 $\pm$ 0,73
3	36,16 $\pm$ 0,46	36,14 $\pm$ 0,68	36,39 $\pm$ 0,46	36,23 $\pm$ 0,54
Coluna (m $\pm$ dp)	36,37 $\pm$ 0,61	36,49 $\pm$ 0,81	36,24 $\pm$ 0,50	

* n = 10

Tabela 2 – Profundidade 13 mm. Média ($\pm$ desvio padrão) dos dados de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) obtidos em três condições de brocas sob dois diferentes diâmetros

Diâmetro (mm)	Brocas			linha (m $\pm$ dp)
	T	N	C	
2	37,48 $\pm$ 0,92	38,84 $\pm$ 1,15	38,17 $\pm$ 1,32	38,16 $\pm$ 1,24
3	37,38 $\pm$ 0,59	37,76 $\pm$ 0,70	38,22 $\pm$ 0,42	37,78 $\pm$ 0,66
Coluna (m $\pm$ dp)	37,43 $\pm$ 0,75	38,30 $\pm$ 1,08	38,19 $\pm$ 0,96	

* n = 10

Verifica-se, com as informações acima, que as condições experimentais apresentam mesma dispersão; valores próximos de desvio padrão. E, também, que os valores médios de temperatura para 13mm são superiores aos valores obtidos para 5mm.

Quando se aplica o teste ANOVA para estudarmos a influência das variáveis broca, diâmetro e profundidade, verifica-se, na Tabela 3, que o efeito conjunto dessas três variáveis não é estatisticamente significativo; porém, foram estatisticamente significantes os efeitos principais e, ainda, o efeito conjunto de duas variáveis: (i) brocas e diâmetro; (ii) brocas e profundidade.

Tabela 3 – ANOVA para os dados de Temperatura (°C) obtidos segundo as condições experimentais

Efeito	gl	SQ	QM	F	P
Brocas	2	5,031	2,5156	3,18	0,0496*
Diâmetro	1	3,267	3,2670	4,13	0,0471*
Brocas*Diâmetro	2	5,735	2,8673	3,62	0,0334*
Resíduo I	54	42,752	0,7917		
Profundidade	1	77,120	77,1203	183,65	0,0001*
Brocas vs Profundidade	2	4,615	2,3076	5,50	0,0067*
Diâmetro vs Profundidade	1	0,065	0,0653	0,16	0,6948
Brocas*Diâmetro*Profundidade	2	0,693	0,3466	0,83	0,4435
Resíduo II	54	22,676	0,4199		
Total	119	161,955			

*p<0,05

Pela Tabela 3, verifica-se que não há o efeito interação entre as três variáveis. Assim, o relacionamento entre o tipo de broca e o diâmetro observado para a profundidade de 5mm é o mesmo que para 13mm (Figura 12).

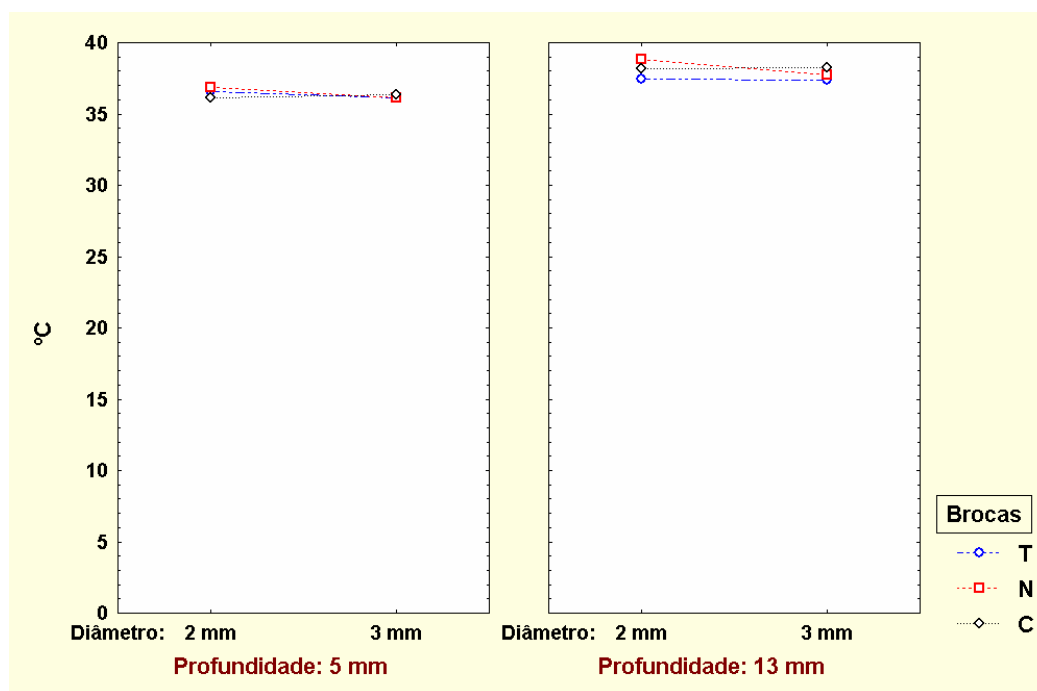


FIGURA 12 – Gráfico das médias dos valores de temperatura (°C) obtidos nas profundidades de 5mm e 13mm para as 12 condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: tipo de broca e diâmetro da broca

Tendo em vista que o efeito interação das três variáveis é estatisticamente não significativo, considera-se, agora, o relacionamento da broca com diâmetro que está representado pelo gráfico de médias (Figura 13).

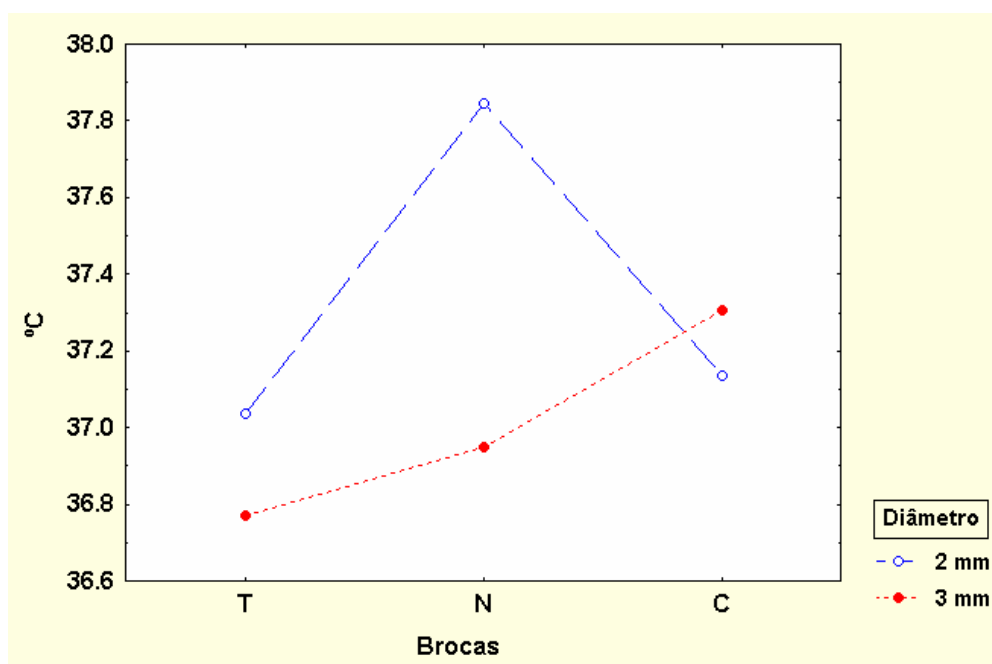


FIGURA 13 – Gráfico das médias dos valores de temperatura (°C) obtidos, independentemente do efeito profundidade, para as seis condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: tipo de broca e diâmetro

Observa-se na figura acima que o aumento de diâmetro induz uma diminuição de temperatura para as brocas T e N; porém, um aumento para a broca tipo C.

Quando se comparam essas seis médias, pelo teste de Tukey (5%), verifica-se diferença estatisticamente significativa, apenas, para a condição N/2mm frente às condições: T/3mm e N/3mm (Tabela 4).

Tabela 4 – 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

Considerando-se o relacionamento da broca com a profundidade, observa-se que maiores valores de temperatura são obtidos para a maior profundidade (13mm), independentemente do tipo de broca. E, ainda, que um aumento de profundidade nas brocas tipos N e C induzem um aumento de temperatura superior ao tipo de broca T (Figura 14).

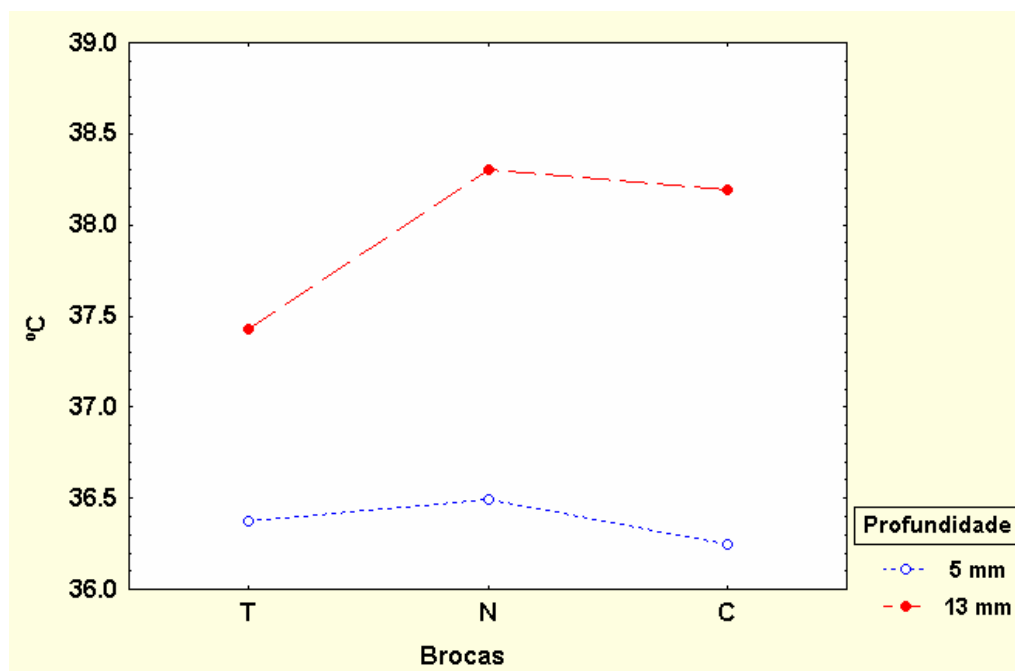


FIGURA 14 – Gráfico das médias dos valores de temperatura (°C) obtidos, independentemente do efeito diâmetro, para as seis condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: tipo de broca e profundidade

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 5).

Tabela 5 – 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

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

5.2 Tempo

Nesta segunda parte, foi considerada a influência da aplicação de três diferentes tipos de brocas sobre dois valores de diâmetro, na profundidade de 13mm, e sobre os valores de tempo. Os dados obtidos nessas condições experimentais estão apresentados no Apêndice B. A estatística descritiva dos mesmos é apresentada a seguir nas Tabelas 6 e 7.

Tabela 6 – Média ($\pm$ desvio padrão) dos dados de tempo obtidos em três condições de Brocas sob dois diferentes diâmetros

Diâmetro (mm)	Brocas			linha (m $\pm$ dp)
	T	N	C	
2	99,40 $\pm$ 18,70*	37,90 $\pm$ 5,60	40,10 $\pm$ 5,68	59,13 $\pm$ 31,10
3	17,90 $\pm$ 4,89	6,80 $\pm$ 0,79	10,30 $\pm$ 0,82	11,67 $\pm$ 4,89
Coluna (m $\pm$ dp)	58,65 $\pm$ 43,77	22,35 $\pm$ 16,42	25,20 $\pm$ 15,79	

* n = 10

Tabela 7 – ANOVA para os dados (via transformação logarítmica) de Tempo (s) obtidos segundo as condições experimentais

Efeito	Gl	SQ	QM	F	P
Brocas	2	1,8979	0,9490	271,10	0,0001*
Diâmetro	1	7,1555	7,1555	2044,16	0,0001*
Interação	2	0,0802	0,0401	11,45	0,0001*
Resíduo	54	0,1890	0,0035		
Total	59	9,3226			

*p<0,05

Ao observar a Tabela 6, nota-se que os valores não apresentam a mesma variabilidade (diferem os desvios padrões) para as seis condições experimentais.

Os valores de tempo obtidos para a broca T são superiores aos valores obtidos para as outras duas brocas (C e N), principalmente para a broca de 2mm.

Ao se observar a Tabela 7, verifica-se que os três efeitos foram estatisticamente significantes.

O efeito interação indica que a alteração do tempo (diminuição) devido ao aumento do diâmetro (de 2mm para 3mm), não é a mesma para os três diferentes tipos de brocas. Essa diferença é mais acentuada para a broca T; enquanto que para as brocas N e C, os valores diferença são próximos (Figura 15).

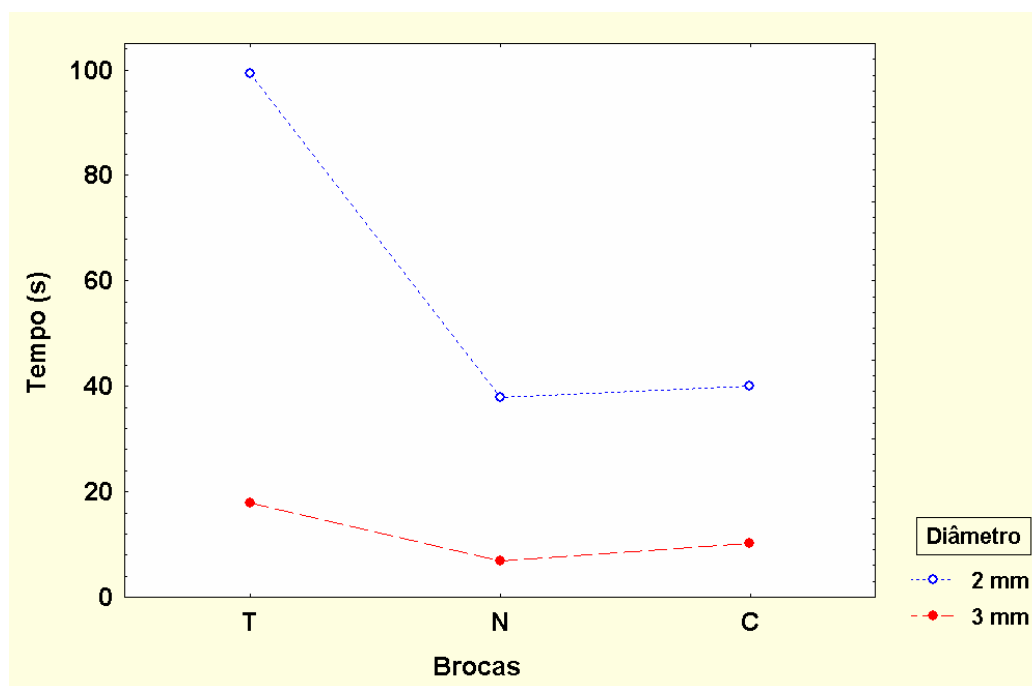


FIGURA 15 – Gráfico das médias dos tempos (s) obtidos para as seis condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: tipo de broca e diâmetro da broca

Uma vez que o efeito diâmetro foi significativo, pode-se afirmar que, independentemente do tipo de broca, para 2mm ($59,13 \pm 31,10s$) supera 3mm ($11,67 \pm 4,89s$).

Quanto ao efeito broca, pode-se afirmar que os três tipos diferem entre si, segundo o teste de Tukey (5%) (Tabela 8).

Tabela 8 – Resultado da comparação de médias de tempo dos três tipos de broca, após a aplicação do teste de Tukey (5%)

Brocas	Média $\pm$ dp(s)	Grupos Homogêneos
T	58,65 $\pm$ 43,77	A
C	25,20 $\pm$ 15,79	B
N	22,35 $\pm$ 16,42	C

Quando se comparam as médias das seis condições experimentais, por meio do teste de Tukey (5%), Tabela 9, verifica-se que os maiores valores são obtidos para diâmetro 2mm, independentemente do tipo de broca. Os menores valores foram obtidos para 3mm e, nessa condição, os valores médios das brocas diferem estatisticamente entre si.

Tabela 9 – Resultado da comparação de médias das seis condições experimentais, após a aplicação do teste de Tukey (5%) para os dados obtidos*

Diâmetro(mm)	Broca	Média (s)	Grupos Homogêneos**
2	T	99,40	A
2	C	40,10	B
2	N	37,90	B
3	T	17,90	C
3	C	10,30	D
3	N	6,80	E

*sob transformação log

**médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente

Na condição diâmetro igual a 2mm, sob broca tipo T, obtém-se o maior valor (99,40s), que difere estatisticamente das outras duas condições: diâmetro 2mm e brocas C e N.

5.3 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 16 a 21). As micrografias foram feitas antes da utilização e após trinta utilizações de cada broca. O objetivo dessa análise é poder conhecer a micro-estrutura, por nos parecer relevante a condição desses instrumentos após a seqüência de uso e esterilização. Sabemos, pois,

que sofrem desgaste e oxidação, e, dessa forma, prejudicam a eficiência de corte, podendo ter como consequência um maior aquecimento. As imagens de MEV que mostraremos têm o intuito de ilustrar nossa pesquisa com detalhes, podendo-se comparar o estado antes e após o uso.

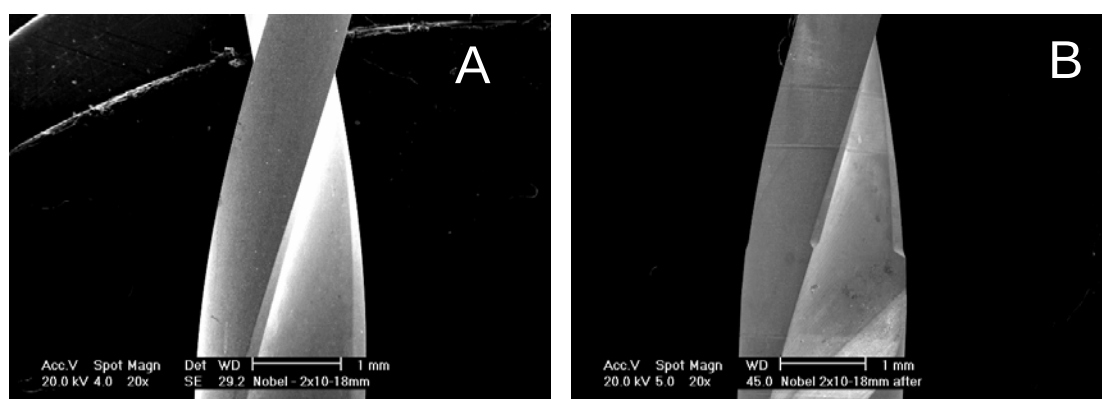


FIGURA 16 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 2mm, Nobel: a) antes; b) depois da utilização

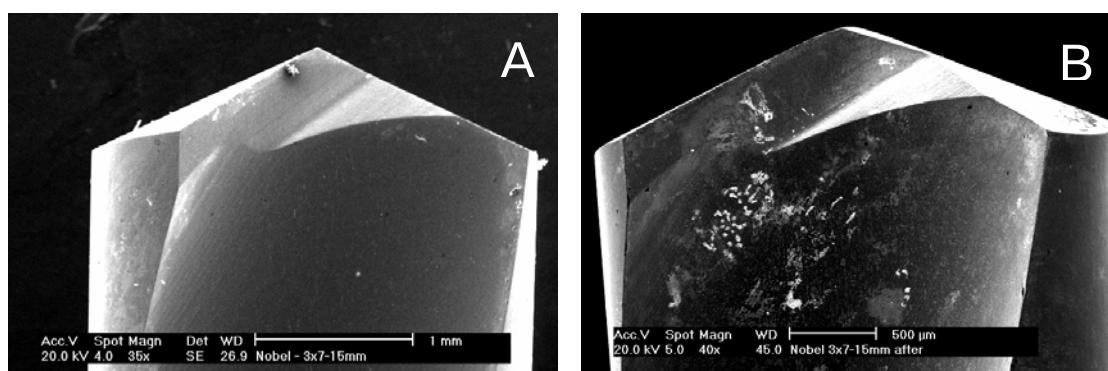


FIGURA 17 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 3mm, Nobel: a) antes; b) depois da utilização

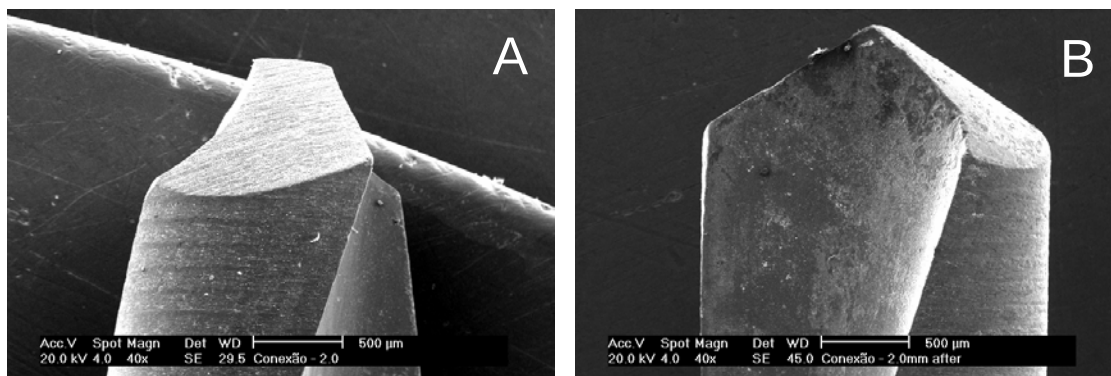


FIGURA 18 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 2mm, Conexão: a) antes; b) depois da utilização

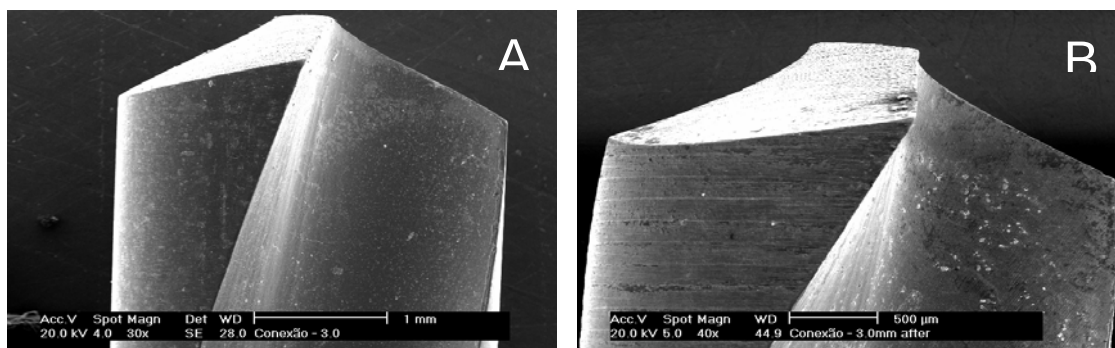


FIGURA 19 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 3mm, Conexão: a) antes; b) depois da utilização

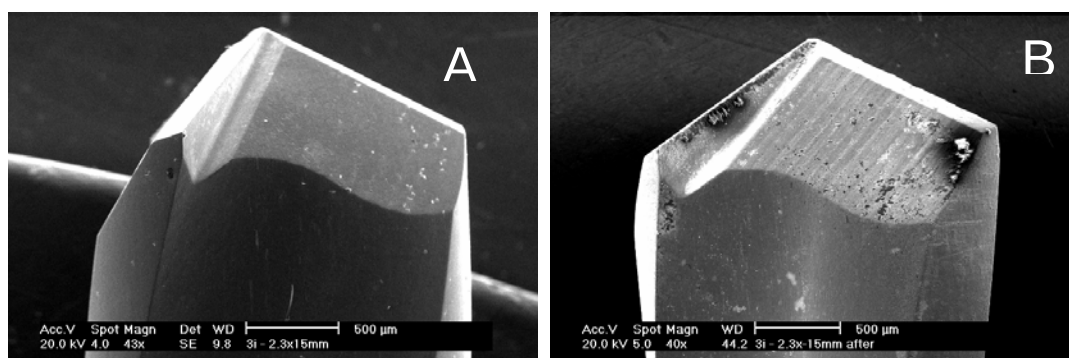


FIGURA 20– Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 2mm, 3i: a) antes; b) depois da utilização

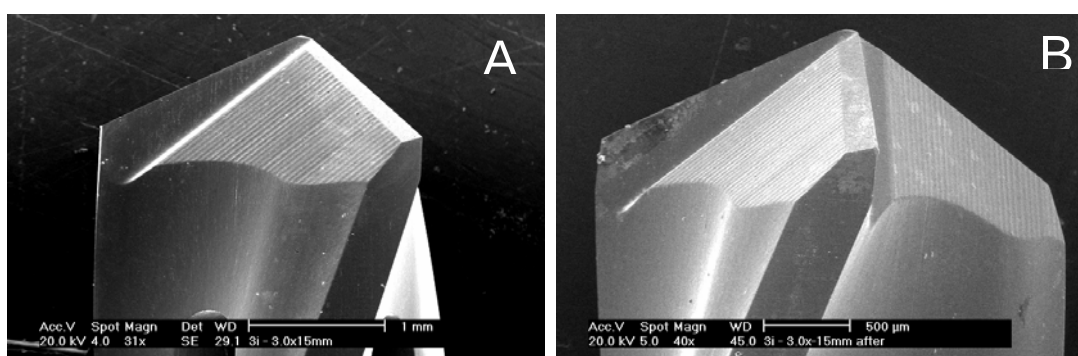


FIGURA 21 – Aspecto da micrografia obtida por MEV da broca de 2mm, 3i: antes (A) e depois (B) da utilização

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 varredura. Verificou-se que as brocas possuem composições diferentes (Figuras 22 a 24) Conexão Sistemas de Prótese (componente predominante: Titânio), Nobel Biocare (componente predominante: Tungstênio), e 3i Implant Innovations (componente predominante: Ferro).

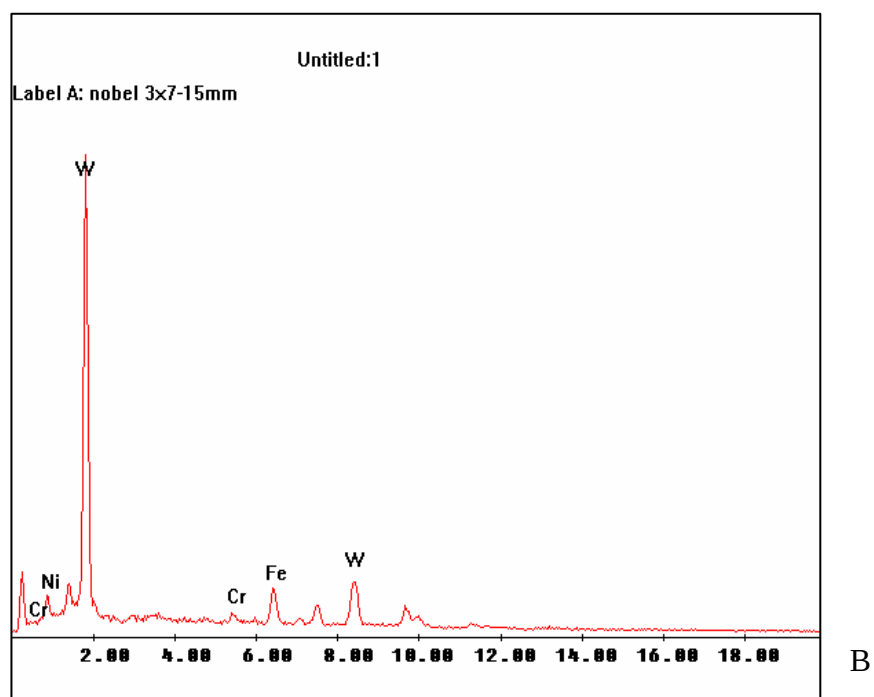
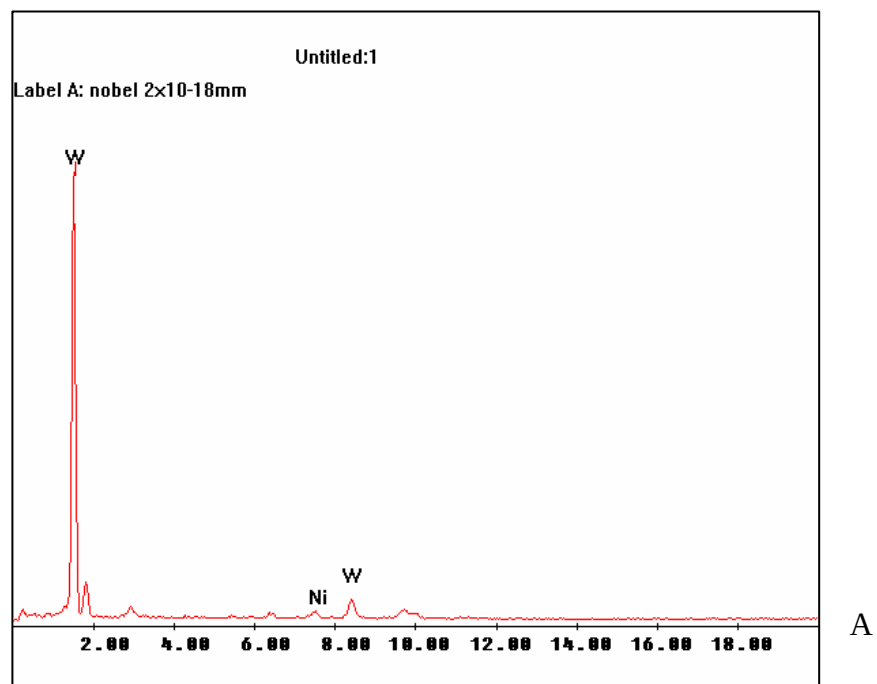


FIGURA 22 – EDS da broca do sistema Nobel: a) 2mm de diâmetro; b) 3mm de diâmetro

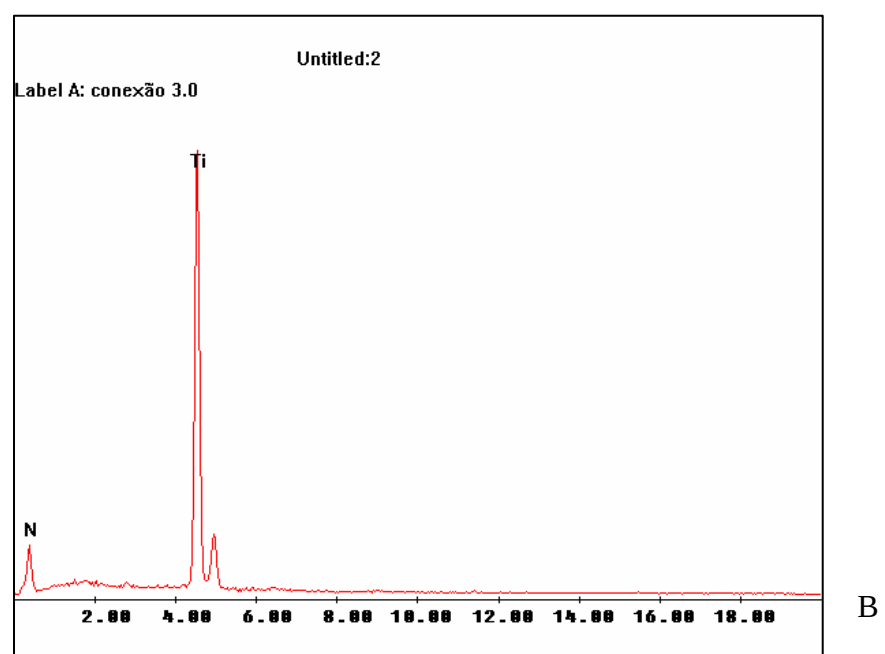
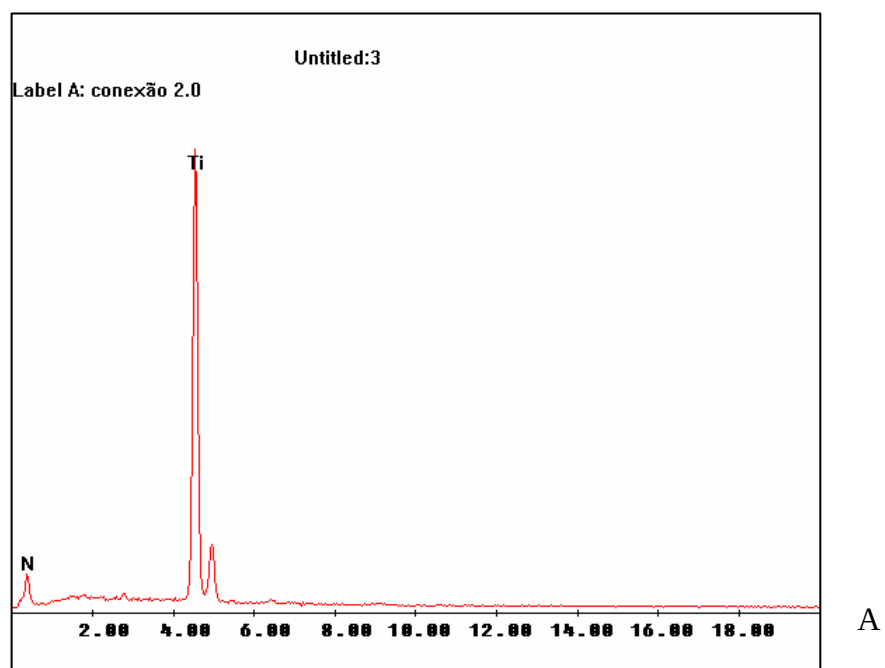
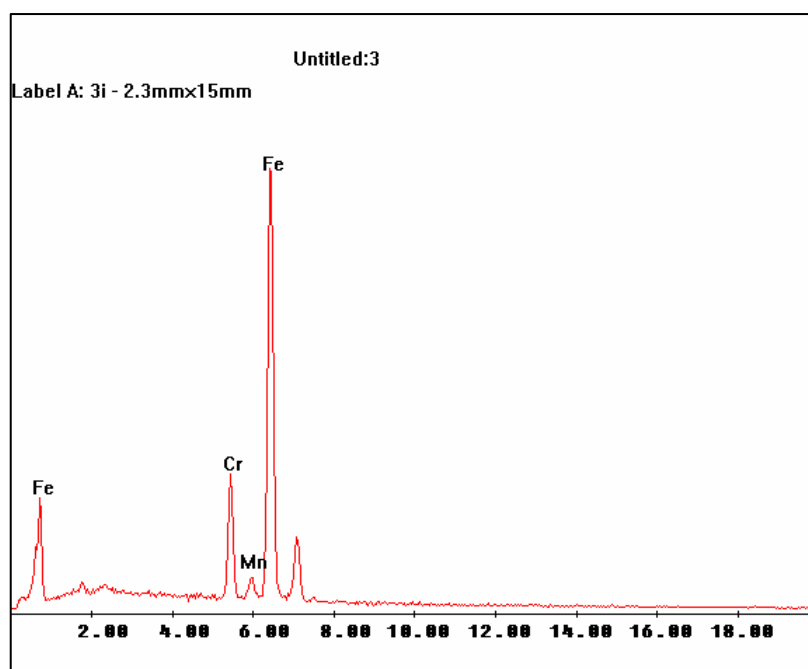
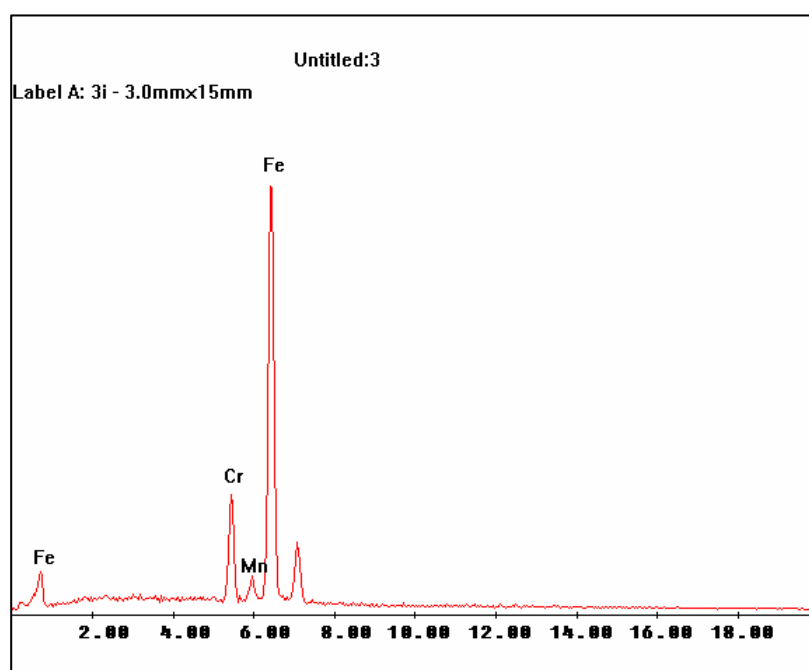


FIGURA 23 – EDS da broca sistema Conexão: a) 2mm de diâmetro; b) 3mm de diâmetro



A



B

FIGURA 24 – EDS do sistema 3i: a) 2mm de diâmetro; b) 3mm de diâmetro

6 DISCUSSÃO

O sistema idealizado para a colocação de implantes osseointegrados consiste em realizar perfurações por meio de brocas especialmente desenhadas para esta finalidade, e, com diâmetros de aumentos gradativos, criar o alvéolo cirúrgico para receber o implante. Associado a este procedimento, o protocolo prevê atenção para outros fatores que devem ser controlados: irrigação e pressão intermitente e controlada. Isto é importante para se evitar a ocorrência de efeitos nocivos permanentes ao tecido ósseo (MATTHEWS & HIRSCH²⁹, 1972; LAVELLE & WEDGWOOD²⁸, 1980; ERIKSSON & ADELL¹⁹, 1986).

Nesta pesquisa, o modelo experimental foi desenhado e testado por meio de projeto-piloto, que permitiu controlar com extrema confiabilidade todos esses fatores.

Para se obter a osseointegração, a manutenção da temperatura do osso abaixo de 47°C é essencial durante as perfurações (ERIKSSON & ALBREKTSSON¹⁹, 1984). Isso está representado nos resultados obtidos em nossa pesquisa.

A discussão será dividida em duas partes. Na primeira, a metodologia aplicada em nossa pesquisa e na segunda, os nossos resultados.

6.1 Da metodologia

A metodologia utilizada no presente estudo foi devidamente padronizada em um plano piloto.

O osso cortical de fêmur bovino foi escolhido para nossas avaliações devido à semelhança estrutural com o osso humano e à facilidade de obtenção das amostras. Nossa escolha está em concordância com vários autores, que utilizaram amostras de osso cortical de fêmur bovino para estudar os parâmetros envolvidos em perfurações ósseas, com o objetivo de se criar um alvéolo cirúrgico (ABOUZGIA & SYMINGTON³, 1996; BRISMAN¹¹, 1996; CORDIOLI & MAGZOUN¹⁴, 1997; REINGEWIRTZ et al.³², 1997). Além disso, obtivemos, após a preparação, corpos-de-prova com o formato e tamanho ideais para o nosso experimento, bastantes semelhantes à média da mandíbula humana. Alguns autores utilizaram a mandíbula bovina (BENINGTON⁶⁻⁷ et al., 1996; 2002), e outros, a costela bovina (ERCOLI et al.¹⁶, 2004). A mandíbula e a costela suínas também foram bastante utilizadas (WATANABE et al.³⁹, 1992; SAAD³³, 2000; JOCHUM & REICHART²⁶, 2000; SHARAWY et al.³⁶, 2002); porém, segundo WATANABE³⁹ (1992), apesar da mandíbula de porco ser semelhante à mandíbula humana, ela apresenta uma densidade óssea menor, principalmente na camada esponjosa.

Abouzgia & James¹ (1995) avaliaram as diferenças da distribuição da temperatura, em amostras de osso cortical de fêmur bovino, em várias direções. Durante seus experimentos, eles obtiveram médias de temperatura por volta de 20°C na direção longitudinal e por volta de 8°C, numa mesma distância, na direção circunferencial. Isso pareceu indicar uma significativa anisotropia (diferentes propriedades físicas em diferentes direções), ou seja, o osso respondeu de forma desigual a estímulos externos em pontos diferentes. Seus resultados, porém, sofreram uma grande quantidade de dispersão. Por exemplo: a temperatura atingida num local variou entre 20 e 50°C. Esse alto grau de dispersão torna questionáveis suas medições e observações sobre a anisotropia.

Posteriormente, em 1996, Abouzgia & Symington³ realizaram as perfurações no sentido radial, porque implantes odontológicos e parafusos em ortopedia normalmente são colocados nessa direção.

A nossa opção em se fazer as perfurações para criar o alvéolo cirúrgico no sentido longitudinal, para a realização desse trabalho, está embasada nos estudos de Davidson & James¹⁵ (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 (que tem as mesmas propriedades físicas em todas as direções). Nesse trabalho, a média de desvio padrão, para todas as mensurações, foi de 3,1%. A excelente reprodutibilidade tornou confiáveis e realistas o aparato e a técnica.

Três marcas comerciais de sistemas de implantes odontológicos (Nobel, 3i e Conexão) foram selecionadas no presente trabalho. Essa escolha se baseou no trabalho de Ercoli et al.¹⁶ (2004), que, comparando brocas de sete marcas comerciais de sistemas de implantes, verificaram que o desenho, o material e as propriedades mecânicas das brocas afetam significativamente a sua eficiência de corte e durabilidade. Na nossa pesquisa, as brocas dos três sistemas avaliados possuem desenhos semelhantes; porém, a microanálise química realizada por EDS (Energia Dispersiva de Raios X) mostrou que são de composições diferentes, criando a expectativa de se determinar quais seriam os melhores desenho e composição de brocas a serem utilizados nos procedimentos de perfuração.

As brocas de diâmetro 2,0 e 3,0mm, bem como a profundidade de 13mm, foram escolhidas para o nosso teste devido ao fato de serem medidas comumente utilizadas em cirurgias de implantes odontológicos, para se obter o alvéolo cirúrgico ideal, com o intuito de se colocar as fixações.

A utilização de termopares, em nossa pesquisa, inseridos no osso para a avaliação da temperatura, com os cuidados e técnicas empregadas, observando-se precisão e detalhamento, mostrou ser um protocolo bastante eficiente. A maioria dos estudos consultados utilizou termopares (THOMPSON & ARMY³⁸, 1958; MATTHEWS & HISCH²⁹, 1972; LAVELLE & WEDGWOOD²⁸, 1980; SAHA et al.³⁴, 1982; ERIKSSON & ADELL¹⁷, 1986; SUTTER et al.³⁷, 1992; YACKER & KLEIN⁴¹, 1996; ABOUZGIA & SYMINGTON³, 1996; BRISMAN¹¹, 1996; IYER et al.²⁴, 1997; CORDIOLI & MAJZOUB¹⁴, 1997; REINGEWIRTZ et al.³², 1997; ABOUZGIA & JAMES², 1997; KERAWALA et al.²⁷, 1999; BACHUS et al.⁵, 2000; JOCHUM & REICHART²⁶, 2000; SHARAWY et al.³⁶, 2002; ADRIANI JÚNIOR⁴, 2002, ERCOLI et al.¹⁶, 2004), diferindo apenas nos sistemas de aquisição e registro dos dados.

Alguns autores utilizaram a termografia infravermelha (WATANABE et al.³⁹, 1992; BENINGTON⁶⁻⁷ et al., 1996, 2002) para a medição da temperatura em perfurações ósseas. O termógrafo detecta o valor radiante infravermelho, discrimina a distribuição da temperatura como uma imagem visível e expressa isso em cores num monitor; porém, acreditamos que, 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.³⁹, 1992). Benington et al.⁶ (1996), avaliando as mudanças de temperatura no osso durante a seqüência de perfurações, com o intuito de preparar os alvéolos cirúrgicos para implantes, relataram que a metodologia da termografia infravermelha registrou precisamente as mudanças de temperatura ao redor e no local da loja do implante, e concluíram que as temperaturas medidas pela termografia, quando comparadas com os sistemas de termopares, obtêm resultados similares, possuindo ainda a vantagem de não serem invasivas. Não concordamos com essa conclusão, por não estar bem fundamentada, pois, os autores, não utilizaram termopares em seus testes para poderem realizar a comparação.

Alguns autores tiveram a preocupação de variar o local do posicionamento dos termopares no osso, para avaliar o efeito da distância desses termopares nas medições (THOMPSON & ARMY³⁸, 1958; MATTHEWS & HISCH²⁹, 1972; LAVELLE & WEDGWOOD²⁸, 1980; YACKER & KLEIN⁴¹, 1996; ABOUZGIA & SYMINGTON³, 1996; ABOUZGIA & JAMES², 1997; KERAWALA et al.²⁷, 1999; BACHUS et al.⁵, 2000). Em todos esses trabalhos, as temperaturas registradas foram maiores para os termopares mais próximos do local da perfuração. Diante dos trabalhos dos autores citados, 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 & ADELL¹⁷, 1986; JOCHUM & REICHART²⁶, 2000). No nosso estudo eles foram colocados a 1mm de distância, com a finalidade de garantir que o termopar não fosse destruído pela broca durante a perfuração. Além disso, outros autores também padronizaram a distância de 1,0mm para a medição da temperatura (SAHA et al.³⁴, 1982; IYER et al.²⁵, 1997; CORDIOLI & MAJOZUB¹⁴, 1997; SHARAWY et al.³⁶, 2002; ERCOLI et al.¹⁶, 2004). Este procedimento está, também, embasado em um trabalho que mostrou 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 (ABOUZGIA & SYMINGTON³, 1996).

O guia metálico utilizado no nosso estudo teve como finalidade principal, impedir que o fluido da irrigação de soro fisiológico atingisse os termopares, resfriando-os, o que causaria uma dispersão da pasta termcondutora e, conseqüentemente, mascararia os resultados. Além disso, o guia permitiu maior facilidade na estabilização dos termopares. 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 & HIRSCH²⁹, 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. Esse modelo, então, não foi utilizado devido à extrema dificuldade em se obter um correto posicionamento do termopar e porque a extensão dos fios na base da amostra impedia sua acomodação na morsa especialmente idealizada para a fixação do conjunto.

Uma outra preocupação foi a possibilidade da ocorrência de uma fricção da broca, durante o preparo, na borda do orifício do guia (BACHUS et al.⁵, 2000). Como o guia utilizado em nossa pesquisa não teve a finalidade de orientar o sentido da perfuração, o qual foi garantido pela fixação do contra-ângulo no dispositivo especialmente idealizado para esse trabalho, para se evitar a fricção da broca durante a perfuração, os orifícios dos guias por nós utilizados foram feitos com diâmetros um pouco maiores do que os das brocas utilizadas.

O protocolo experimental utilizado em nossa pesquisa propôs o uso apenas da irrigação externa, apesar de um dos sistemas (3i) possuir brocas que possibilitam também a irrigação interna, pois a irrigação externa é, comprovadamente, suficiente para se evitar aumentos significativos da temperatura gerada durante perfurações ósseas (LAVELLE & WEDGWOOD²⁸, 1980; SUTTER et al.³⁷, 1992; WATANABE et al.³⁹, 1992; CARVALHO et al.¹², 1994; YACKER & KLEIN⁴¹, 1996; PINELLI et al.³¹, 1999, MOSS,³⁰ 1964, ADRIANI JUNIOR⁴, 2002). A importância da irrigação durante as perfurações já é um fato consagrado entre clínicos e pesquisadores. Carvalho et al.¹² (1994), em um trabalho realizado em tíbia de coelhos, mostrou, histologicamente, a importância da irrigação externa na prevenção de osteonecrose. Segundo o autor, a

irrigação externa, além de remover esquirolas ósseas, possibilita um corte mais regular e homogêneo, e, conseqüentemente, uma superfície óssea mais saudável e mais adequada às necessidades da implantodontia.

Aliada à irrigação externa, em nossos ensaios, foi utilizada uma pressão intermitente. Esse procedimento, segundo Eriksson & Adell¹⁷ (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.³⁷ (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 & Rusiniak²³, em 1977, avaliaram o desempenho de vinte cirurgiões dentistas, que foram orientados para realizarem perfurações em osso bovino com suas forças habituais. As forças máximas exercidas estavam entre 6 e 24N (aproximadamente, 600g a 2,4kg). Em alguns estudos (LAVELLE & WEDGWOOD²⁸, 1980; CORDIOLI & MAJZOUN¹⁴, 1997; ERCOLI et al.¹⁶, 2004), bem como no presente estudo, foi padronizada a pressão de 2kg para avaliação da temperatura gerada durante perfurações ósseas, considerando essa como sendo a força comumente aplicada em cirurgias.

A dificuldade em se manter a pressão desejada levou vários autores a desenvolverem dispositivos e artifícios para esse fim. Mattheus & Hirsch²⁹ (1972) utilizaram diferentes forças (2, 6 e 12kg) e, para medir e manter essas forças, as amostras ficavam em um recipiente fixado em uma haste em balanço, conectada a um calibrador eletrônico. A força era aplicada manualmente, com o auxílio de uma alavanca de controle de pressão, e registrada durante o procedimento de perfuração. Lavelle & Wedgwood²⁸ (1980), para padronizar a pressão, usaram uma peça de

mão odontológica, conectada a uma prensa *machine-stop*, garantindo assim uma pressão máxima de 2kg. Abouzgia & Symington³ (1996) e Bachus et al.⁵ (2000) colocaram pesos na plataforma da broca para se conseguir as forças de pressão determinadas. No trabalho de Reingewirtz et al.³² (1997), o contra-ângulo foi recoberto com um recipiente que poderia receber vários pesos. Na nossa pesquisa, diferentemente dos citados, padronizou-se a pressão de 2kg da seguinte maneira: o recipiente de alumínio, que continha a amostra imersa em água a 36°C, foi colocado sobre uma balança milesimal com capacidade para 5,5kg no modelo AS5000 (Marte Equipamentos de Medição, São Paulo-Brasil). A pressão exercida era registrada no visor digital da balança, podendo, assim, ser facilmente controlada pelo operador.

As brocas normalmente são reutilizadas pelos profissionais em suas cirurgias. Os fabricantes costumam indicar o número de utilizações possíveis para suas brocas. Porém, esse número de utilizações, que determina o comprometimento da broca, pode estar relacionado a alguns fatores, como o tipo de osso que ela está perfurando e o método de esterilização a que ela for submetida. O número de trinta perfurações com cada broca foi determinado neste trabalho por ser o máximo recomendado por um dos sistemas testados (Conexão Sistemas de Prótese), apesar de um dos sistemas, Nobel, recomendar cem utilizações para suas brocas.

Sabemos que há uma discordância com relação às temperaturas máximas obtidas. Um dos motivos pode estar relacionado à falta de padronização dos procedimentos básicos, como pressão, rotação, sistema de irrigação e sistema de registro das temperaturas. Apesar de sabermos que, na prática, não nos é possível controlar fatores como pressão e calor, levando-se em conta que eles ficam dependentes do desempenho do profissional e que são nocivos ao sucesso biológico da osseointegração, consideramos importante para a pesquisa uma

consistente padronização de todos os parâmetros possíveis envolvidos em procedimentos cirúrgicos para a colocação de implantes.

6.2 Dos resultados

Na presente pesquisa, 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: $36,23 \pm 0,54$).

Quando se aplica o teste ANOVA para estudarmos a influência das variáveis broca, diâmetro e profundidade, verificou-se que o efeito conjunto dessas três variáveis não foi estatisticamente significativo ($p=0,4435$); porém, foram estatisticamente significantes os efeitos principais e, ainda, o efeito conjunto de duas variáveis: brocas e diâmetro; brocas e profundidade.

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 a de outros autores (CORDIOLI & MAJZOUN¹⁴, 1997; KERAVALA et al.²⁷, 1999; BENINGTON et al.⁷, 2002). Na nossa opinião, 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 2mm e 3mm de diâmetro não foram clinicamente significativas (37,13°C e 37,30°C respectivamente).

Contrariando o presente estudo, Sharawy et al.³⁶ (2002), ao avaliar brocas semelhantes de alguns sistemas de implantes, verificaram uma maior variação de temperatura para brocas de diâmetros maiores. Para o sistema Branemark, obtiveram menor variação de temperatura para a broca de 2mm (0,97°C), comparando com a de 3mm (2,92°C); e para o sistema de implantes Biohorizons, as variações de temperatura foram um pouco mais semelhantes para os diâmetros de 2 e 3mm (0,9 e 1,11°C, respectivamente). Porém, nesse estudo, os autores não padronizaram nem verificaram a pressão que estava sendo exercida durante as perfurações.

Brisman¹¹ (1996) utilizou três diâmetros diferentes de brocas para implantes (2,0, 2,5 e 3,25mm) e não notou diferença significativa na temperatura gerada. Esse trabalho não pode ser comparado com a nossa pesquisa, pois foram avaliadas brocas do tipo espada, diferentes das helicoidais por nós utilizadas. Ercoli et al.¹⁶ (2004) também não observaram diferenças significativas na temperatura produzida pelas brocas de 2 e 3mm de diâmetro em profundidades diferentes. Além disso, esses autores obtiveram temperaturas inferiores às nossas. Apesar da sua metodologia ser semelhante à que nós utilizamos, pode-se explicar a diferença nos resultados pelo fato de terem utilizado amostras de costela bovina, e as temperaturas geradas pelas brocas terem sido avaliadas em

osso medular, diferentemente do nosso trabalho, em que as osteotomias foram feitas exclusivamente em osso cortical.

Os nossos valores de temperatura também foram maiores que os registrados por Watanabe et al.³⁹ (1992), que avaliaram, em costela de porco, brocas de 2mm e 3mm do Sistema Branemark, em que as brocas de 3mm foram precedidas por um alargamento com a broca piloto. A discrepância nos registros de temperatura não está somente relacionada à utilização prévia da broca piloto, mas também e, principalmente, à diferença da densidade óssea e da força aplicada. Enquanto as medições do presente estudo foram feitas estritamente em osso cortical, os procedimentos de perfuração conduzidos por Watanabe et al.³⁹ (1992) foram feitos em costela de porco com uma espessura de cortical de 2mm aproximadamente. Paralelamente, a carga de 500g utilizada pelos autores, menor que a clinicamente utilizada, pode ter sido o motivo do menor calor gerado.

Yacker & Klein⁴¹ (1996) avaliaram diferentes diâmetros de brocas e discutiram, em seu trabalho, efeitos da temperatura no osso; porém, os autores direcionaram esse estudo para a avaliação da temperatura da broca e não do osso. Só mediram a temperatura do osso, comparando com a temperatura da broca, na primeira das quatro partes do seu trabalho. Nessa parte do estudo, obtiveram temperaturas de 24,2°C (com irrigação) e 25,3°C (sem irrigação) a 0,5mm, e 31°C (com irrigação) e 34,7°C (sem irrigação) a 0,1mm. As temperaturas das brocas nesse teste foram bem mais altas (95,6 e 83°C, sem irrigação, e 55,6 e 49,2°C, com irrigação). Os autores, porém, não discutiram, nem justificaram esses resultados. Discutiram apenas os resultados das outras partes do estudo, em que avaliaram somente a temperatura das brocas durante as perfurações. Além disso, relataram que uma análise estatística não foi realizada por se tratar de um estudo descritivo. Portanto, não serão feitas comparações desses resultados com os do presente estudo.

Poucos autores tiveram a preocupação em avaliar a temperatura gerada durante as perfurações, em diferentes profundidades (LAVELLE & WEDGWOOD²⁸, 1980; CORDIOLI E MAJZOUB¹⁴, 1997; ERCOLI et al.¹⁶, 2004). Segundo Lavele & Wedgwood²⁸ (1980), a eficácia da irrigação externa diminui com a profundidade. Devido a esse fato, consideramos importante essa avaliação, pois as perfurações ósseas destinadas à colocação de implantes, normalmente, se aprofundam em no mínimo 10mm. Em nossa 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 aos nossos foram obtidos por Cordioli & Majzoub¹⁴ (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.¹⁶. (2004), não foram observadas diferenças significativas na temperatura em profundidades diferentes (5 e 15mm). Acreditamos que essa discordância com os nossos resultados, como já foi citado anteriormente, esteja relacionada à menor densidade óssea das amostras utilizadas pelos autores, fator esse que deve ser levado em consideração em estudos para avaliar a temperatura.

A grande maioria dos trabalhos consultados, bem como o presente estudo, obtiveram suas medições em pesquisas realizadas *in vitro*. Apenas Eriksson & Adell¹⁷ (1986) realizaram um trabalho, *in vivo*, no qual avaliaram, com termopares, 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 $30,8^{\circ}\text{C}$ durante 5s, e a variação da temperatura estava entre $-2,4$ e $+4,1^{\circ}\text{C}$, valores esses inferiores aos obtidos em muitos dos experimentos *in vitro*. Na nossa opinião, a utilização de termopares numa situação *in vivo* pode ser questionável, pois 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, apesar dos autores terem protegido o termopar com um tubo de borracha, torna-se muito difícil de se garantir uma efetiva vedação do orifício para impedir que a irrigação atinja diretamente a extremidade do termopar, resfriando-o. Por outro lado uma perfuração *in vivo* pode gerar uma menor temperatura, pois o fluido sanguíneo pode dissipar o calor produzido pela perfuração durante procedimentos operatórios. Porém, Mattheus & Hirsch²⁹ (1972) relataram não acreditar que esse efeito refrigerador seja significativo. Em algumas ocasiões os autores registraram *in vivo* a temperatura gerada durante perfurações em fêmur humano. As temperaturas registradas no experimento *in vitro* foram semelhantes às do experimento *in vivo*.

A média de temperatura registrada em nosso estudo, em duas localizações durante as perfurações ósseas, não ultrapassou o valor de 47° C, que Eriksson & Albrektsson¹⁸ (1983) determinaram como sendo o limiar para a ocorrência de danos irreversíveis ao tecido ósseo, resultado esse similar ao de outros pesquisadores que realizaram trabalhos *in vitro* (SAHA et al.³⁴, 1982; YACKER & KLEIN⁴¹, 1996; BRISMAN¹¹, 1996; CORDIOLI & MAJZOUN¹⁴, 1997; JOCHUM & REICHART²⁶, 2000; SHARAWY et al.³⁶, 2002; BENINGTON et al.⁷, 2002; ERCOLI et al.¹⁶, 2004).

O tempo de perfuração é uma importante variável na geração de temperatura. Segundo Abouzgia & James¹ (1995), o tempo de perfuração é obviamente um parâmetro em qualquer estudo sobre perfurações em osso, e é de especial interesse quando a geração de calor é considerada. Dentre os fatores que influenciam o tempo de perfuração, estão a velocidade e pressão (ABOUZGIA & JAMES¹, 1995; IYER et al.²⁴, 1997), a qualidade ou eficiência de corte da broca (SAHA et al.³⁴, 1982; COOLEY et al.¹³, 1990; SHARAWY et al.³⁶, 2002), e a consistência do tecido ósseo (REINGEWIRTZ et al.³², 1997).

Thompson³⁸ (1958) obtiveram um aumento do tempo de perfuração nos primeiros experimentos, o qual foi relacionado com a falta de experiência do operador. Contudo, esse maior tempo não produziu um aumento notável na resposta histológica.

Em nossa pesquisa, o tempo de perfuração foi inversamente proporcional ao diâmetro da broca. Uma vez que o efeito Diâmetro foi significativo, pode-se afirmar que, independentemente do tipo de broca, para 2mm ($59,13 \pm 31,10$ s) supera 3mm ($11,67 \pm 4,89$ s). Dentro dos nossos resultados, a média de tempo requerido, pela broca de 2mm de diâmetro do sistema 3i, para se atingir 13mm de profundidade de perfuração (99,40s), foi bem maior, comparando-se com as brocas de 2mm dos outros sistemas avaliados (Nobel: 37,90s; Conexão: 40,10s). A diferença para as brocas de 3mm de diâmetro dos três sistemas estudados foi de proporção equivalente. Esse resultado sugere uma menor eficiência de corte para as brocas 3i (SAHA et al.³⁴, 1982; COOLEY et al.¹³, 1990; SHARAWY et al.³⁶, 2002). Paralelamente, foi observado, em nosso trabalho, que esse aumento do tempo de perfuração não gerou um aumento nas temperaturas registradas, comparando-se os três sistemas. Essas observações estão de acordo com estudos prévios. Brisman¹¹ (1996), avaliando diferentes diâmetros de brocas para implantes, verificaram uma diminuição do tempo de perfuração com o aumento do diâmetro, sem afetar a temperatura. Um outro aspecto foi avaliado por Pinelli et al.³¹ (1999), em que determinaram previamente os tempos de fresagem (20, 60 e 80s) para posteriormente avaliar histologicamente seus efeitos, e não foram verificadas diferenças significativas.

Outros trabalhos, porém, não estão em concordância com os nossos resultados. Iyer et al.²⁴ (1997) relataram que, em seus testes, a quantidade de tempo requerida para a perfuração em baixa velocidade foi maior, e que o efeito acumulativo dessa longa duração resultou numa maior temperatura. Porém, utilizaram brocas de aço 700XL, perfurando uma profundidade de apenas 3mm e sem padronização da pressão

exercida, o que, na nossa opinião, coloca em dúvida seus resultados. O mesmo podemos relatar sobre o trabalho de Saad³³ (2000), em que, apesar de ter usado brocas semelhantes às por nós utilizadas, verificou que os tempos de perfuração, bem como as temperaturas, aumentaram com o uso progressivo das brocas, sem se ater à padronização da pressão exercida. Outro trabalho, com o qual também relacionamos discrepância com os nossos resultados em relação à falta de padronização da pressão, foi o de Sharawy et al.³⁶ (2002). Nesse estudo, foram analisadas brocas semelhantes de alguns sistemas de implantes, sendo verificadas diferenças no tempo de perfuração para diferentes diâmetros. Porém, diferentemente dos nossos resultados, o tempo de perfuração para as brocas de 2mm de diâmetro do sistema Branemark foi menor (5,6s), comparando com a de 3mm (7,44s), e para o sistema Biohorizons, os tempos foram semelhantes para os diâmetros de 2 e 3mm (6,98 e 6,46s, respectivamente). Além disso, relataram que a temperatura pareceu estar relacionada com o tempo. Quanto maior o tempo de perfuração, maior foi a variação de temperatura.

A eficiência de corte das brocas pode estar relacionada ao método de esterilização. Cooley et al.¹³ (1990), que avaliaram 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 & Kohles²² (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. Na presente pesquisa, as brocas foram esterilizadas em autoclave a cada três utilizações. Após trinta perfurações, cada broca foi avaliada por MEV. Podemos relacionar nossas observações às de Jochum & Reichart²⁶ (2000): em sua pesquisa, os achados da 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. Nossas observações em relação às micrografias também estão em concordância com as observações de Ercoli et al.¹⁶ (2004) os quais relataram que, apesar de ter sido notado um significativo desgaste na superfície da maioria das brocas, quando compararam as fotografias da microscopia eletrônica de varredura antes e depois da utilização, essa mudança não produziu grandes variações nas temperaturas registradas.

Todo trabalho de pesquisa tem por objetivo contribuir para o desenvolvimento de uma técnica ou aprimoramento de um protocolo já estabelecido. No nosso trabalho, não foi diferente; o que podemos com tranquilidade dizer é que a metodologia por nos empregada foi testada e é capaz de simular, muito bem, as condições clínicas. Isso vem comprovar que, em muitos resultados de trabalhos de pesquisa, o tratamento estatístico dado não necessariamente se transfere para o desenvolvimento da aplicação clínica. Dentro das variáveis por nós estudadas, considerou-se o tipo de broca, o diâmetro e a profundidade, sobre os valores de temperatura e tempo de perfuração. Esses fatores são importantes na clínica e na pesquisa realizada. Nenhuma das temperaturas nem o tempo de perfuração comprometeram a tolerância biológica do tecido ósseo. Nenhuma das temperaturas registradas em nossa pesquisa ultrapassou os valores toleráveis.

Todas as brocas avaliadas dos três sistemas de implantes escolhidos neste estudo proporcionaram perfurações ósseas sem exceder o valor crítico de temperatura (47°C), e são aceitáveis para proporcionar o processo adequado de osseointegração.

7 CONCLUSÕES

A temperatura gerada a 5 e 13mm de profundidade, e o tempo requerido para se preparar um alvéolo cirúrgico foram avaliados. Pode-se concluir que:

- a) os maiores valores de temperatura foram obtidos para a profundidade de 13mm, independentemente do tipo de broca;
- b) o aumento do diâmetro induziu uma diminuição da temperatura para as brocas 3i e Nobel, e um aumento para as brocas Conexão;
- c) os tempos de perfuração das brocas 3i foram maiores que os das demais, não afetando, porém, na temperatura gerada;
- d) as brocas estudadas podem ser utilizadas por pelo menos 30 vezes, sem causar temperaturas que possam ser potencialmente prejudiciais ao tecido ósseo;
- e) as brocas dos três sistemas de implantes avaliados proporcionaram perfurações ósseas sem exceder o valor crítico de temperatura (47° C), e são aceitáveis para proporcionar o processo adequado de osseointegração;

8 REFERÊNCIAS*

- 1 ABOUZGIA, M.B.; JAMES, D.F. Measurements of shaft speed while drilling through bone. **J Oral Maxillofac Surg**, v.53, n.11, p.1308-16, Nov. 1995.
- 2 ABOUZGIA, M.B.; JAMES, D.F. Temperature rise during drilling through bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.12, n.3, p.342-53, May/June 1997.
- 3 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.
- 4 ANDRIANI JUNIOR, W. **Mensuração do calor friccional gerado pelo preparo do tecido ósseo em implantodontia: estudo *in vitro***. 2002. 50f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Implantodontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2002.
- 5 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.
- 6 BENINGTON, I.C. et al. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. **J Dent**, v.24, n.4, p.263-7, July 1996.
- 7 BENINGTON, I.C. et al. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. **Clin Oral Implants Res**, v.13, n.3, p.293-7, June 2002.

-
- Beseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Informação e documentação: referências, elaboração**, NBR 6023. Rio de Janeiro, 2002. 23p.

- 8 BRANEMARK, P.; ZARB, G.A.; ALBRESKTSSON, T.A. **Tissue-integrated prostheses**: osseointegration in clinical dentistry. Chicago:Quintessence, 1987. 350p.
- 9 BRANEMARK, P.I. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v.3, n.2, p.81-100, 1969.
- 10 BRANEMARK, P.I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg**, suppl, v.16, p.1-132, 1977.
- 11 BRISMAN, D.L. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.1, p.35-7, Jan./Feb. 1996.
- 12 CARVALHO, P.S.P. et al. Ação das brocas para implantes com e sem irrigação interna. **Rev Gaúcha Odontol**, v.42, n.3, p.171-3, mai./jun. 1994.
- 13 COOLEY, R.L. et al. Effect of sterilization on the strength and cutting efficiency of twist drills. **Quintessence Int**, v.21, n.11, p.919-23, 1990.
- 14 CORDIOLI, G.; MAJZOUN, Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.12, n.2, p.186-93, Mar./Apr. 1997.
- 15 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.
- 16 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.335-49, May/June 2004.
- 17 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.

- 18 ERIKSSON, A.R.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. **J Prosthet Dent**, v.50, n.1, p.101-7, July 1983.
- 19 ERIKSSON, R.A.; ALBREKTSSON, T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. **J Oral Maxillofac Surg**, v.42, n.11, p.705-11, Nov. 1984.
- 20 ERIKSSON, A.R.; 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.629-31, Dec. 1984.
- 21 ERIKSSON, R.A.; ALBREKTSSON, T.; MAGNUSSON, B. Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v.18, n.3, p.261-8, 1984.
- 22 HARRIS, B.H.; KOHLES, S.S. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.16, n.6, p.819-26, Nov./Dec. 2001.
- 23 HOBKIRK, J.A.; RUSINIAK, K. Investigation of variable factors in drilling bone. **J Oral Surg**, v.35, n.12, p.968-73, Dec. 1977.
- 24 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 I: Relationship between drill speed and heat production. **Int J Prosthodont**, v.10, n.5, p.411-4, Sept./Oct. 1997.
- 25 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**, v.10, n.6, p.536-40, Nov./Dec. 1997.
- 26 JOCHUM, R.M.; REICHART, P.A. Influence of multiple use 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.
- 27 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 Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.88, n.2, p.145-50, Aug. 1999.
- 28 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.
- 29 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.
- 30 MOSS, R.W. Histopathologic reaction of bone to surgical cutting. **Oral Surg Oral Pathol Oral Med**, v.4, p.405-14, 1964.
- 31 PINELLI, L.A.P.; CARVALHO, P.S.P.; JAEF, S.B. Efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa e da variação do tempo de fresagem. **Innovations J**, v.III, n.1, p.12-7, 1999.
- 32 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.189-97, June 1997.
- 33 SAAD, P.A. **Avaliação da efetividade das fresas cirúrgicas de 2.0mm do sistema máster screw/conexão para implantes osseointegrados**. 2000. 82f. Dissertação (Mestrado em Medicina, Área de concentração em Reabilitação) – Faculdade de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2000.
- 34 SAHA, S.; PAL, S.; ALBRIGHT, J.A. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. **J Biomech Eng**, v.104, n.3, p.245-52, Aug. 1982.

- 35 SEDLIN, E.D.; HIRSCH, C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. **Acta Orthop Scand**, v.37, n.1, p.29-48, 1966.
- 36 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, Oct. 2002.
- 37 SUTTER, F. et al.. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. **Quintessence Int**, v.23, n.12, p.811-6. Dec. 1992.
- 38 THOMPSON, H.C.; ARMY, U.S. Effect of drilling into bone. **J Oral Surgery**, v.16, n.1, p.22-30, Jan. 1958.
- 39 WATANABE, F. et al. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.7, n.2, p.212-9, Summer 1992.
- 40 WIGGINS, K.L.; MALKIN, S. Drilling of bone. **J Biomech**, v.9, n.9 p.553-9, 1976.
- 41 YACKER, M.J.; KLEIN, M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.5, p.634-8, Sep./Oct. 1996.

Anexo A – Declaração do Comitê de Ética de Odontologia de São José dos Campos/UNESP.

 **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Av. Eng. Francisco José Longo, 777 - Jd. São Urbanus
CEP: 12208-970 - F: (12) 3347-9024
Fax: (12) 3347-9010 / e-mail: dntar@fod.unesp.br

 **CERTIFICADO**
Comitê de Ética em Pesquisa-Local

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **007/2005-PA/CEP**,
sobre **“Avaliação da temperatura gerada durante o preparo do tecido
ósseo com a utilização de brocas de diferentes sistemas de
implante”**, sob a responsabilidade de **FERNANDO EIDI TAKAHASHI**,
está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal
adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e foi
aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 12 de abril de 2005.



Profa. Dra. Suely Carvalho Mutti Naressi
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa-Local

Apêndice A – Dados obtidos de temperatura para cada condição experimental

Quadro 1 – Dados de temperatura para as condições experimentais

Amostras	NOBEL				3i				CONEXÃO			
	Ø 2mm		Ø 3mm		Ø 2mm		Ø 3mm		Ø 2mm		Ø 3mm	
	5mm	13mm	5mm	13mm	5mm	13mm	5mm	13mm	5mm	13mm	5mm	13mm
01	37.5	39.2	35.7	37.2	35.7	37.0	35.9	38.4	36.1	37.4	35.7	37.7
02	37.5	40.0	35.9	38.2	36.2	37.8	36.0	37.4	36.2	40.0	36.0	38.3
03	36.7	38.4	36.4	38.4	37.2	38.0	35.5	37.7	35.0	40.0	36.1	38.1
04	37.8	38.2	37.8	36.7	36.0	37.6	36.2	36.2	36.1	38.1	37.1	38.1
05	36.4	39.6	35.9	36.6	36.4	36.7	35.6	37.1	36.5	39.7	37.1	38.6
06	36.7	38.0	36.4	37.8	36.3	36.5	37.1	37.0	36.7	38.1	36.1	37.5
07	36.3	37.1	35.6	38.6	36.4	36.0	36.2	37.1	36.4	38.2	36.2	38.6
08	35.8	37.9	35.7	37.8	36.3	37.7	36.3	37.9	36.6	36.9	36.5	38.1
09	35.8	39.0	36.5	38.3	37.8	38.6	36.3	37.6	35.8	36.6	36.4	38.9
10	38.0	39.2	35.5	37.2	37.6	38.9	36.5	38.4	36.1	36.7	36.7	38.3

Apêndice B – Dados obtidos de tempo para cada condição experimental

Quadro 2 – Dados de tempo para as condições experimentais

	NOBEL		3i		CONEXÃO	
	Ø 2mm	Ø 3mm	Ø 2mm	Ø 3mm	Ø 2mm	Ø 3mm
01	00:30	00:07	01:20	00:16	00:43	00:10
02	00:33	00:08	01:13	00:18	00:43	00:10
03	00:40	00:07	01:15	00:15	00:38	00:10
04	00:50	00:07	01:33	00:17	00:43	00:10
05	00:35	00:08	01:30	00:16	00:44	00:10
06	00:33	00:07	02:00	00:22	00:32	00:09
07	00:40	00:06	02:00	00:20	00:35	00:12
08	00:40	00:06	01:33	00:18	00:45	00:10
09	00:40	00:06	02:00	00:18	00:31	00:11
10	00:38	00:06	02:00	00:19	00:47	00:11

FARIA, R. **Evaluation of the temperature rise and time spent during the preparation on bone tissue with different implant drill systems.** 2005. 100f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the temperature rise and the amount of time 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 ($24^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$). The blocks were kept in $36^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ water bath during drilling. The temperatures rises were measured with thermocouples placed at 5 and 13mm depth and 1mm distant from the holes and recorded with the aid of a data collector (ADS 2000 IP-Lynx, Brazil) operated by a personal computer. Data of temperature were subjected to Repeated Measures Anova (3 way), considering a factorial type of $2 \times 3 \times 2$ (diameter X drill x depthness). The depthness was the repeated factor, $\alpha=5\%$. The time data were analysed by using RM Anova (2 way), considering a factorial type of 2×3 (diameter x drill) and post hoc pairwise comparisons using Tukey test, $\alpha = 5\%$. The results related to temperature showed that the best condition was obtained for the 2mm Conexão drill at 5mm depthness. ($36,10 \pm 0,52^{\circ}\text{C}$) and the 2mm diameter Nobel drill had the least favorable scenary at a depthness of 13mm ($38,84 \pm 1,15^{\circ}\text{C}$). With relation to time the best experimental condition was obtained to the 3mm Nobel drill ($6,8 \pm 0,79\text{s}$) and the least favorable was to the 2mm 3i drill ($99,4 \pm 18,70\text{s}$). The diameter effect was statistically significant, which means that no matter the type of drill, the 2mm diameter ($59,13 \pm 31,10\text{s}$) is higher than the 3mm one ($11,67 \pm 4,89\text{s}$). It was concluded that the highest values of temperature were obtained at 13mm depthness, regardless the type of drill. The increase in diameter leaded to a decrease in temperature for 3i and Nobel drills and a rise of temperature for the Conexão drills. The drilling time for 3i drills were higher than the others, not influencing the temperature. None of the recorded temperatures exceeded biological limit values.

KEYWORDS: Dental implants, osseointegration, heat generation, bone, drilling bone.

Autorizo a reprodução gráfica deste trabalho.

São José dos Campos, 02 de abril de 2005.

RENATA FARIA