

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

KARLA ADRIANA COMAR

**RELAÇÃO ENTRE O DESGASTE DAS BROCAS E O AUMENTO DE
TEMPERATURA E CARGA DURANTE A PERFURAÇÃO ÓSSEA EM
IMPLANTODONTIA**

SÃO PAULO

2006

KARLA ADRIANA COMAR

**RELAÇÃO ENTRE O DESGASTE DAS BROCAS E O AUMENTO DE
TEMPERATURA E CARGA DURANTE A PERFURAÇÃO ÓSSEA EM
IMPLANTODONTIA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
da Universidade de Santo Amaro, como parte dos
requisitos para a obtenção do Título de Mestre em
Odontologia.

Área de concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Waldyr Romão Junior

SÃO PAULO

2006

B. 3012 39.89
Class. U617.69
Cutter C721r
Patri nº 3875
Tipo entrada DMCPO
Nota Fiscal
Data rec. 23.1.10.108
Preço
Origem Hospital
Lugar 1000000

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Dr. Milton Soldani
Afonso – Campus I

Comar, Karla Adriana

C721r

Relação entre o desgaste das brocas e o aumento de temperatura
carga durante a perfuração óssea em implantodontia/ Karla Adriana
Comar. Orientação do Prof. Dr. Waldyr Romão Junior – São Paulo : 2006

142 f.

Dissertação (Mestrado) Área de Concentração em Implantodontia
Faculdade de Odontologia . Universidade de Santo Amaro.

1. Implantes dentários 2. Perfuração 3. Aquecimento 4. Instrumentos
Odontológicos 5. Osso I. Título

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer
convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte e com
ao autor a referência da citação.

São Paulo, 15 de Dezembro de 2006.

Assinatura: Karla Adriana Comar

FICHA DE APROVAÇÃO

COMAR, Karla Adriana. **RELAÇÃO ENTRE O DESGASTE DAS BROCAS E O AUMENTO DE TEMPERATURA E CARGA DURANTE A PERFURAÇÃO ÓSSEA EM IMPLANTODONTIA**. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Programa de Mestrado em Implantodontia / UNISA, 2006.

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre do Programa de Mestrado da Universidade de Santo Amaro. Área de Concentração Implantodontia.

Data de Aprovação 4 / 12 / 06.

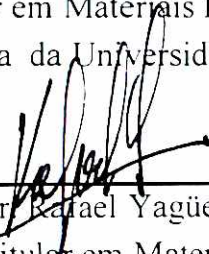
BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Waldyr Romão Junior (orientador)

Doutor em Materiais Dentários

Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – USP-SP



Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester

Professor Titular em Materiais Dentários

Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo- USP



Prof. Dr. Gustavo Aristides Santana Martinez

Livre Docente em Propriedades Mecânicas dos Materiais

Universidade Estadual Paulista Júlio de mesquita Filho - UNESP

Aprovada em 4 / 12 / 06.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a Deus e peço que em minha caminhada me conceda:
Serenidade para aceitar o que não posso mudar
Coragem para mudar o que deve ser mudado e
Sabedoria para perceber a diferença.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus Pais Cláudio e Célia Comar exemplos de dignidade e dedicação aos filhos. Obrigada por me ensinarem a buscar meus objetivos e a não desistir nunca ! Por estarem sempre ao meu lado e entenderem minha ausência. Por acreditarem em meu potencial .

Ao meu noivo Leonardo Grilo pelo incentivo, carinho e dedicação durante todo esse longo processo de amadurecimento e superação. Ele é o co-responsável pela conclusão de mais esta etapa tão importante em minha vida.

A todos os meus amigos do curso de Mestrado. Apreendi muito com cada um deles. Cada um teve uma grande participação no meu desenvolvimento profissional e pessoal. A saudade ficará mas a amizade ficará guardada no coração ! Muito obrigada a todos.

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

Ao meu orientador Professor Waldyr Romão Junior pelo apoio, compreensão e dedicação. Muito obrigada pela confiança em mim depositada !

Ao Professor Rafael Yagüe Ballester pelas sábias opiniões, apoio e confiança.

Ao professor Gustavo Martinez pelo apoio e atenção dispensados a execução deste trabalho.

Cada um de vocês teve um papel fundamental na concretização dessa etapa tão dura, porém tão gratificante.

AGRADECIMENTOS

Às empresas:

Conexão Sistemas de Prótese Ltda.

Dentoflex Comércio e Indústria de Materiais Odontológicos Ltda.

Dérig Indústria e Comércio Ltda.

Sin Sistema de Implantes Nacional Ltda.

Kavo do Brasil Indústria e Comércio Ltda.

Instron do Brasil Ltda.

Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.

que acreditaram em meu trabalho ! Sem o apoio de vocês esse trabalho não se concretizaria.

Ao Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo USP-SP por ter me recebido de forma tão acolhedora. Neste departamento tive a oportunidade conhecer pessoas fantásticas que me ajudaram neste processo de amadurecimento pessoal e profissional.

Ao Laboratório de Microscopia Eletrônica da Universidade de São Paulo, Campus Lorena, pelo auxílio na concretização deste trabalho.

A toda equipe de professores e coordenação do curso de Mestrado em Implantodontia da Universidade de Santo Amaro UNISA pela oportunidade e pelos ensinamentos transmitidos.

Ao Engenheiro Evandro Bastos pela sabias opiniões e pela grande ajuda no tratamento dos dados desse trabalho.

Ao Engenheiro Cleber Dias pela grande ajuda no desenvolvimento da complexa metodologia deste estudo.

Muito Obrigada a Todos ! A colaboração de vocês foi indispensável .

RESUMO

Uma das preocupações durante a cirurgia de colocação de implantes dentários consiste no aumento da temperatura durante a osteotomia. Sabe-se que brocas usadas aquecem mais do que brocas novas, e a substituição desses instrumentos tem sido realizada de forma empírica pelos profissionais. O presente trabalho teve a finalidade de avaliar as variações de temperatura e carga ao longo de repetidos usos e ciclos de esterilização das brocas. As condições clínicas foram simuladas e as perfurações foram realizadas em osso de costela bovina que permaneceu parcialmente imersa em um banho a 37°C. Variáveis como velocidade de rotação do motor e torque foram padronizados em 1500rpm e 16Ncm, respectivamente. Utilizou-se irrigação externa em temperatura ambiente. Três brocas de 2mm de diâmetro de quatro fabricantes nacionais (Conexão®, Dentoflex®, Dérig® e Sin®) foram utilizadas em 50 perfurações cada. Um contra-ângulo (Kavo®) foi acoplado a um sensor capaz de medir variações de força (célula de carga) em uma máquina universal de ensaios (Instron®) e os valores de carga necessários para realizar as perfurações, a uma velocidade constante de avanço da broca de 0,7mm/seg, foram gravados e analisados. A temperatura foi avaliada por meio de sensores termoeletrônicos (termopares tipo T) inseridos no tecido ósseo e ligados a um sistema de aquisição de dados (AqDados®). As perfurações foram realizadas com movimento intermitente, alternando o deslocamento no sentido vertical para cima e para baixo, nas profundidades de 4, 8 e 11,5mm. A análise em microscopia eletrônica de varredura foi realizada em três estágios (inicial, após 25 usos e após 50 usos) a fim de verificar e acompanhar o desgaste das brocas. Como resultado, observou-se um aumento de temperatura crescente à medida que a broca foi sendo utilizada. Diferenças entre os fabricantes foram notadas a medida que as brocas sofreram desgaste. Pode-se observar que a irrigação e o movimento intermitente têm um papel fundamental no controle do aquecimento. Sinais claros de desgaste foram observados nas brocas durante a análise de microscopia eletrônica de varredura em todas as brocas estudadas. Sob as condições experimentais acima, pode-se concluir que as brocas puderam ser utilizadas por 50 vezes, sem causar danos térmicos ao tecido ósseo.

Palavras Chaves : Implantes Dentários, Osseointegração; Perfuração; Aquecimento; Osso; Instrumentos Odontológicos; Brocas.

ABSTRACT

Heat generation is a critical factor influencing implant survival. Several techniques have been proposed to reduce heat generation during implant site drilling. Nevertheless, limited attention has been paid to the deterioration of implant drills due to successive use and sterilization cycles. It is widely accepted that an old drill is likely to generate more heat than a new drill. The drill replacement decision is, however, frequently made on empirical grounds. This paper presents a framework aimed at evaluating temperature and loading rising after repeated drilling and sterilization cycles. Osteotomies were performed in bovine rib specimens using a surgical unit mounted in a testing apparatus. Clinical conditions were emulated and specimens were partially kept under a 37°C solution to replicate the human body temperature. External irrigation of saline solution was also used during the drilling procedure. The rotational speed and torque were standardized and set at 1500rpm and 16Ncm respectively. Twist drills of 2mm in diameter from four domestic brands were assessed in 50 consecutive drilling procedures (Conexão®, Dentoflex®, Dérig® and Sin®). A handpiece was attached to a load cell, which collated and recorded the load data. The temperature data was collated through T-type thermocouples connected to a data acquisition device and placed inside bovine rib specimens. Scanning electron microscopy (SEM) was carried out in three different stages (0, 25 and 50 used) of the experiment to support an analysis of the drill deterioration. A significant temperature rising was perceived as drills were used. Meaningful differences between the examined brands were identified through a comparative analysis of the loading and temperature data. External irrigation and intermittent drilling proved to be highly efficient heat control techniques. Under these experimental conditions, drills were used 50 times without giving rise to potentially harmful temperatures.

Keywords: Dental Implants; Osseointegration; Drilling Bone; Heat; Bone; Dental Instruments; Drill.

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

Figura 1: Corpo de prova, camadas cortical e medular interposta 61

Figura 2: Guia metálico usado para padronizar o local dos canais laterais..... 62

Figura 3: Corpo de prova preso a prensa tipo Morça durante a preparação dos canais laterais.... 62

Figura 4: Guia acomodado sobre o corpo de prova..... 63

Figura 5: Corpo de prova após a confecção do canal lateral, direito e esquerdo 63

Figura 6: Corpo de prova com canais laterais preenchidos com pasta térmica..... 64

Figura 7: Fluxograma do Experimento..... 65

Figura 8: Máquina de ensaio universal da marca Instron , modelo 5565 66

Figura 9: Primeira parte do aparato: cuba metálica, com prensa tipo morça e resistência elétrica67

Figura 10: Segunda parte do aparato: suporte para acoplar o contra-ângulo da marca Kavo e o motor cirúrgico a célula de carga da máquina de ensaio 67

Figura 11: Instron após adaptação do aparato 68

Figura 12: Bancada de trabalho no Laboratório de Materiais Dentários da USP-SP..... 68

Figura 13 (a e b): Corpo de prova e termopares em posição para realizar a perfuração 70

Figura 14: Computador portátil ligado ao aquisitor de dados ADS 2000IP..... 70

Figura 15: Gráfico típico de carga x tempo, com região utilizada pela análise estatística selecionada 71

Figura 16: Gráfico típico de temperatura x tempo com curvas típicas de T 11,5 e T 5 72

Figura 17: Gráfico ANOVA II Fabricante 1 76

Figura 18: Médias das cargas dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%..... 77

Figura 19: Gráfico ANOVA II Fabricante 2 78

Figura 20: Médias das cargas dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%.....	79
Figura 21: Gráfico ANOVA II Fabricante 3	80
Figura 22: Médias das cargas dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%.....	81
Figura 23: Gráfico ANOVA II Fabricante 4	82
Figura 24: Médias das cargas dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%.....	83
Figura 25: Gráfico ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 1	84
Figura 26: Médias das Temperaturas 11,5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do fabricante 1.....	85
Figura 27: Gráfico ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 1	86
Figura 28: Médias das temperaturas 5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 1.....	86
Figura 29: Gráfica ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 2	87
Figura 30: Médias das Temperaturas 11,5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 2.....	88
Figura 31: Gráfico ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 2	89
Figura 32: Médias das Temperaturas 5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 2.....	89
Figura 33: Gráfico ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 3	90
Figura 34: Médias das Temperaturas 11,5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 3.....	91
Figura 35: Gráfico ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 3	92

Figura 36: Médias das Temperaturas 5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 3..... 92

Figura 37: Gráfico ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 4..... 93

Figura 38: Médias das Temperaturas 11,5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 4..... 94

Figura 39: Gráfico ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 4..... 95

Figura 40: Médias das Temperaturas 5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 4..... 95

Figura 41: Média das cargas dos quatro fabricantes com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95% 97

Figura 42: Média das temperaturas para fator instante da leitura (1-5s; 0s) com barra de erro com intervalo de confiança de 95% 98

Figura 43: Média das temperaturas para fator posição do termopar com barra de erro com intervalo de confiança de 95% 98

Figura 44: Média das temperaturas 11,5 para fator fabricante com barra de erro com intervalo de confiança de 95% 100

Figura 45: Média das temperaturas 11,5 para fator ciclo com barra de erro com intervalo de confiança de 95% 100

Figura 46: Média das temperaturas 5 para fator fabricante com barra de erro com intervalo de confiança de 95% 101

Figura 47: - Média das temperaturas 5 para fator ciclo com barra de erro com intervalo de confiança de 95% 102

Figura 48: Gráfico de dispersão entre Temperatura 11,5 e carga do fabricante 1, $R^2 = 0,1094$.. 103

Figura 49: Gráfico de dispersão entre Temperatura 11,5 e carga do fabricante 2, $R^2 = 0,0764$.. 103

Figura 50: Gráfico de dispersão entre Temperatura 11,5 e carga do fabricante 3, $R^2 = 0,3813$.. 104

Figura 51: Gráfico de dispersão entre Temperatura 11,5 e carga do fabricante 4, $R^2 = 0,1016$.. 104

Figura 52: Gráfico de dispersão entre Temperatura 5 e carga do fabricante 1, $R^2= 0,1317$ 105

Figura 53: Gráfico de dispersão entre Temperatura 5 e carga do fabricante 2, $R^2= 0,009$ 105

Figura 54: Gráfico de dispersão entre Temperatura 5 e carga do fabricante 3, $R^2= 0,395$ 106

Figura 55: Gráfico de dispersão entre Temperatura 5 e carga do fabricante 4, $R^2= 0,0078$ 106

Figura 56: Fotos do fabricante 1 em três tempos de análises: t0, t1 e t2..... 108

Figura 57: Fotomicrografias do fabricante 2 em três tempos de análises : t0, t1 e t2. 109

Figura 58: Fotomicrografias do fabricante 3 em três tempos de análises : t0, t1 e t2 110

Figura 59:Fotomicrografias do fabricante 4 em três tempos de análises : t0, t1 e t2 111

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: ANOVA II Fabricante 1 74

Tabela 2: Apresentação dos valores médios de carga para cada amostra e a probabilidade de
igualdade ou de diferença entre as amostras do Fabricante 1..... 75

Tabela 3: ANOVA II Fabricante 2 77

Tabela 4: Apresentação dos valores médios de carga para cada amostra e a probabilidade de
igualdade ou de diferença entre as amostras do Fabricante 2..... 78

Tabela 5: ANOVA II Fabricante 3 79

Tabela 6: Apresentação dos valores médios de carga para cada amostra e a probabilidade de
igualdade ou diferença entre as amostras do Fabricante 3 80

Tabela 7: ANOVA II Fabricante 4 81

Tabela 8: Apresentação dos valores médios de carga para cada amostra e probabilidade de
igualdade ou de diferença entre as amostras do Fabricante 4..... 82

Tabela 9: ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 1..... 84

Tabela 10: ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 1..... 85

Tabela 11: ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 2..... 87

Tabela 12: Gráfico ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 2..... 88

Tabela 13: ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 3..... 90

Tabela 14: ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 3..... 91

Tabela 15: ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 4..... 93

Tabela 16: ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 4..... 94

Tabela 17: Apresentação dos valores de probabilidade para fabricantes, amostras, ciclos e furos96

Tabela 18: Apresentação dos valores médios de carga para cada fabricante e as probabilidades de
igualdade ou de diferença entre os fabricantes..... 96

Tabela 19 Valores de probabilidade para fabricantes, amostras, ciclos e furos 99

Tabela 20: Valores médio de temperatura para os fabricantes e as probabilidade das médias serem diferentes ou iguais 99

Tabela 21: Valores de probabilidade para os fatores fabricantes, amostras, ciclos e furos, para a Temperatura 5..... 101

LISTA DE ABREVIACÕES, SIGLAS E SIMBOLOS

%	Porcentagem
Cal/cm s°C	Calorias por centímetro por segundo por grau Celsius
Cal/g°C	Calorias por grama por grau Celsius
cm	Centímetro
EDS	Energia dispersiva de raios x
g	Gramas
Kg	Quilogramas
Kp	Quilopounds
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
ml/min	Mililitros/minuto
Mm	Milímetros
MPa	Megapascal
Mv	Milivolts
N	Newton
N/cm	Newton por centímetro
°C	Graus Celsius
RPM	Rotações por minuto
s	Segundos
T 11,5	Temperatura aferida com o termopar a 11,5mm de profundidade
T 5	Temperatura aferida com o termopar a 5mm de profundidade
t0	Análise em MEV das brocas com nenhum uso
t1	Análise em MEV das brocas com 25 usos
t2	Análise em MEV das brocas com 50 usos

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIACÕES , SIGLAS E SÍMBOLOS

1 INTRODUÇÃO..... 17

2 REVISÃO DA LITERATURA..... 20

2.1 O TECIDO ÓSSEO 20

2.1.1 FOSFATASE ALCALINA 25

2.1.2 INTERFACE OSSO-IMPLANTE 26

2.2 A OSSEOINTEGRAÇÃO..... 27

2.3 A PREPARAÇÃO DO TECIDO ÓSSEO..... 30

2.4 AS BROCAS 47

2.4.1 PRODUÇÃO E COMPOSIÇÃO DAS BROCAS CIRÚRGICAS 50

2.4.1.1 AÇO INOXIDÁVEL..... 51

2.4.1.2 TRATAMENTOS TÉRMICOS 53

2.4.1.3 AÇOS CIRÚRGICOS 55

2.5 AQUISIÇÃO DE DADOS E TERMOPARES 56

3 PROPOSIÇÃO 58

4 MATERIAL E MÉTODOS..... 59

4.1 MATERIAL 59

4.1.1 MATERIAL PERMANENTE..... 59

4.1.2 MATERIAL DE CONSUMO 60

4.2 MÉTODOS..... 61

4.2.1 PREPARAÇÃO DO CORPO DE PROVA..... 61

4.2.2 O EXPERIMENTO 64

4.2.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA..... 71

4.2.4 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)..... 73

5 RESULTADOS 74

5.1 CARGA 74

5.1.1 FABRICANTE 1 (CONEXÃO)..... 74

5.1.2 FABRICANTE 2 (DENTOFLEX)..... 77

5.1.3 FABRICANTE 3 (DÉRIG) 79

5.1.4 FABRICANTE 4 (SIN)..... 81

5.2 TEMPERATURA..... 83

5.2.1 FABRICANTE 1 (CONEXÃO)..... 84

5.2.2 FABRICANTE 2 (DENTOFLEX)..... 87

5.2.3 FABRICANTE 3 (DÉRIG) 90

5.2.4 FABRICANTE 4 (SIN)..... 93

5.3 ANÁLISE ENTRE FABRICANTES..... 96

5.3.1 CARGA 96

5.3.2 TEMPERATURA..... 97

5.4 RELAÇÃO ENTRE TEMPERATURA E CARGA 102

5.5 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)..... 107

6 DISCUSSÃO 112

6.1 DA METODOLOGIA EMPREGADA E DOS RESULTADOS OBTIDOS 112

6.2 DOS RESULTADOS DA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA MEV..... 127

7 CONCLUSÃO..... 130

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 131

APÊNDICE 1 137

APÊNDICE 2 138

APÊNDICE 3 139

ANEXO 1 140

I INTRODUÇÃO

O tecido ósseo é um tecido conjuntivo mineralizado especializado que serve de suporte para as partes moles do corpo humano, tendo também a função de proteger órgãos vitais, alojar e proteger a medula óssea (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1995). Abriga, na região do osso alveolar, uma estrutura com maior resistência, que são os dentes. Após a extração dentária os estímulos mecânicos e vibratórios ficam extintos e a corrente sanguínea da região diminui. Essa condição impede a presença de fatores reguladores e altera o equilíbrio da remodelação, provocando uma atrofia da região. Com a colocação de implantes dentários, estes estímulos seriam devolvidos, mantendo a estrutura óssea e reabilitando o paciente (DOUGLAS, 1994).

Hoje, quando se pensa em implantes dentários, logo nos vêm à mente um parafuso de titânio inserido no tecido ósseo, com uma coroa protética encaixada sobre ele. O fenômeno da osseointegração, proposto por Branemark na década de 70, tinha como definição o contato direto entre o tecido ósseo e o corpo do implante, sem encapsulamento por tecido conjuntivo quando observado em microscopia ótica. A técnica cirúrgica descrita pedia cuidados relevantes na preparação do leito receptor dos implantes visando o seu sucesso (BRANEMARK et al., 1969).

Uma das preocupações no ato cirúrgico consistia no aumento da temperatura durante a osteotomia. Entretanto, pouco era o conhecimento sobre a temperatura crítica que causaria danos ósseos reversíveis ou irreversíveis. A temperatura crítica era popularmente considerada em torno de 56°C, porque a fosfatase alcalina, enzima de grande importância no processo de mineralização, sofre desnaturação a partir desta temperatura (MATTHEUS e HIRSCH, 1972).

Com a série de estudos desenvolvidos por Eriksson e Albrektsson, foi possível determinar a temperatura na qual o tecido ósseo sofre necrose. Hoje, sabe-se que a temperatura superior a 47°C por um minuto causa danos ao tecido ósseo e as células tornam-se incapazes de se manter viáveis (ERIKSSON e ALBREKTSSON, 1983; ERIKSSON, ALBREKTSSON T. e ALBREKTSSON B., 1984). Deste modo, muitos estudos vêm sendo realizados para tentar identificar quais fatores que produzem ou exacerbam o aumento de calor no interior do alvéolo de colocação de implante, e o que pode ser feito para controlar e minimizar esse aquecimento.

A extensão da necrose que resulta da perfuração depende da temperatura alcançada e da duração desta elevação. Devido à baixa condutibilidade térmica do osso, o calor gerado durante a perfuração não é dissipado rapidamente, mas permanece ao redor da perfuração. Este calor pode deixar a região necrótica e atrasar a reparação óssea. Quando se realiza uma perfuração para a

colocação de um implante, o sucesso depende de uma preparação não traumática, que permita ao osso adjacente ao implante se recompor (WATANABLE et al., 1992).

A osteotomia é uma manobra cirúrgica fundamental, na colocação de implantes dentários, caracterizada pela remoção de tecido ósseo. A confecção de leitos para receber esses implantes é realizada através de instrumentos rotatórios cortantes (brocas) e desencadeia um acentuado traumatismo no tecido ósseo, promovendo uma intensa reação inflamatória. Desta forma, é imprescindível a escolha correta do instrumental a ser utilizado, de modo a minimizar ao máximo o trauma provocado pela osteotomia. Além do trauma mecânico, as brocas também causam uma injúria térmica ao tecido ósseo cortado e este aumento na temperatura é o fator que traz maior prejuízo para este tecido. Usar brocas afiadas (novas) e combinar o uso de irrigação com uma força intermitente sobre a broca evita o aquecimento excessivo do tecido ósseo (FEDELL JUNIOR et al., 2001).

Muitos fatores têm sido reportados como influentes para o aumento de temperatura durante o processo de perfuração: profundidade de perfuração; desenho da broca; afiação dos instrumentos; variação na dureza da cortical; velocidade de perfuração; força aplicada na broca; uso de instrumentos graduados ao invés de um único instrumento para abrir o leito cirúrgico; uso de movimento intermitente *versus* o movimento contínuo; uso de irrigação (CORDIOLI e MAJZOUN, 1997). Com isso, várias técnicas têm sido recomendadas para reduzir a quantidade do calor friccional gerado no tecido ósseo durante a preparação. O aquecimento pode ser reduzido pelo uso de brocas afiadas com velocidade rotacional baixa e tem sido recomendado o uso de uma série com tamanhos gradualmente diferentes de brocas. Diversos desenhos de brocas foram introduzidos para uma melhor eficiência de corte do tecido ósseo. A irrigação interna e externa com solução salina tem se mostrado uma técnica refrigerante efetiva (ABOUZGIA e SYMINGTON, 1996).

Nos últimos 15 anos, uma atenção maior tem sido focada sobre o desenho de implantes, protocolo de inserção e alternativas de intermediários restauradores. Pequena atenção tem sido concentrada no desenho da ferramenta usada para a preparação do leito que receberá o implante, chamada de broca. A função da broca é criar uma perfuração, dentro da qual, um implante cilíndrico é colocado. Manter os ângulos afiados é essencial para a longa vida da broca. As brocas perdem o corte devido ao uso, força, esterilização e choque com outros objetos metálicos ou duros (KAY, GILMAN e MAY, 1991).

A importância da realização de testes que avaliem e quantifiquem a vida útil das brocas já vem sendo apontada pelos pesquisadores. Cardoso (2000), ao realizar seu estudo, questiona as empresas responsáveis quanto ao fato de não existirem parâmetros na indicação do uso das brocas.

Um relatório médico internacional publicado nos Estados Unidos para o mercado de implantes indica que a média de colocação de implantes por cirurgia é de 2,5 implantes. As indicações de usos variam em média de 10 cirurgias, então as brocas seriam usadas para a preparação de 25 cavidades. O número de vezes que a broca pode ser usada deveria ser fornecido pelo fabricante. No entanto, essas diretrizes não estão disponíveis. Existem poucos dados científicos sobre a longevidade das brocas e, sem o conhecimento, permanece difícil para o cirurgião ter acesso ao tempo que elas estão em uso e substituí-las por brocas novas. Na prática clínica, o cirurgião é quem decide, de forma empírica, qual será a quantidade de vezes que cada broca será utilizada (HARRIS e KOHLES, 2001).

A falta de normalização técnica consistente para prescrever o uso das brocas, tanto pela academia quanto pelos fabricantes, gera uma preocupação com as condições nas quais esses instrumentos vêm sendo utilizados pelos profissionais. Existe, ainda hoje, uma necessidade de estudos que permitam identificar a vida útil desses instrumentos e orientem os cirurgiões dentistas.

A tecnologia dos termopares, sensores capazes de conduzir um estímulo térmico gerado para um sistema de aquisição de dados, permite avaliar o aumento de temperatura que ocorre, por exemplo, durante a perfuração do tecido ósseo. Valendo-se desta tecnologia e com o objetivo de avaliar o comportamento das brocas durante seus repetidos usos e ciclos de esterilização, avaliam-se quatro empresas nacionais que comercializam brocas cirúrgicas para a implantodontia. As temperaturas geradas e a força necessária para realizar as perfurações foram os parâmetros utilizados na tentativa de avaliar a durabilidade clínica destes instrumentos. A condição cirúrgica rotineira foi simulada tentando se aproximar ao máximo da realidade dos procedimentos que acontecem em muitos consultórios, realizados por profissionais da área da implantodontia. Os experimentos foram realizados *in vitro*, utilizando como modelo experimental o osso de costela bovina, devido a sua semelhança com o osso tipo II humano, segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985). Uma análise estatística minuciosa correlacionou todos os dados e permitiu a obtenção de resultados bastante importantes.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 O TECIDO ÓSSEO

O osso é um tecido conjuntivo especializado mineralizado, que serve de suporte para as partes moles do corpo humano, proporcionando apoio aos músculos esqueléticos, tendo também a função de proteger órgãos vitais, alojar e proteger a medula óssea (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1995). O osso é composto por células e uma matriz extracelular que contém substância fundamental amorfa orgânica e fibras colágenas, sendo constituído por 33% de matriz orgânica, dos quais 28% são colágeno tipo I e 5% proteínas não colagenosas, tais como osteonectina, osteocalcina, proteína morfogenética óssea e sialoproteína óssea. A matriz orgânica é permeada por cristais de hidroxiapatita, que totalizam os 67% remanescentes do osso. Antes de calcificar, a matriz óssea é conhecida como osteóide ou pré-osso. Além de suas funções esqueléticas de suporte, proteção e locomoção, o osso constitui um reservatório de minerais (TEM CATE, 1994). Como propriedades, apresenta rigidez, força e algum grau de elasticidade, e resiste mais à força de compressão do que à de tensão (FEDELL JUNIOR et al., 2001; TEN CATE, 1994).

Em síntese, a formação dos tecidos duros depende da produção celular de uma matriz orgânica capaz de receber mineral, tendo como pré-requisito a atividade da enzima fosfatase alcalina e um bom suprimento sanguíneo. O componente inorgânico consiste em apatita biológica, essencialmente um sal de fosfato de cálcio com uma composição semelhante à hidroxiapatita de cálcio $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. A unidade biológica da hidroxiapatita biológica tem a forma de um prisma tronco-rômbico, e quando amontoados formam um cristal. Repetidos arranjos formam um cristalito e é dessa forma que a hidroxiapatita é encontrada no mesenquima dos tecidos duros. Dois mecanismos executam a mineralização do tecido duro: i) vesícula de matriz (mineralização inicial); e ii) nucleação heterogênea (TEM CATE, 1994).

O tecido ósseo pode ser formado por uma ossificação intramembranosa ou por uma ossificação endocondral. A ossificação endocondral ocorre nas extremidades de todos os ossos longos, nas vértebras e nas costelas, bem como no côndilo da mandíbula e na base do crânio. Células cartilaginosas diferenciam-se a partir de células mesenquimais seguindo de um rápido desenvolvimento da cartilagem embrionária por crescimento intersticial, assim como por crescimento aposicional, à custa da multiplicação celular e da secreção de matriz. A ossificação intramembranosa consiste em uma membrana de tecido conjuntivo frouxo que é substituída

gradativamente por osso. As células mesenquimais diferenciam-se em osteoblastos, que começam a produzir matriz óssea. São exemplos de ossificação intramembranosa: os ossos da calvária, maxila e corpo da mandíbula (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1995; TEM CATE, 1994). Ossos com origem intramembranosa reagem de uma forma diferente à do que os ossos de origem endocondral no processo cicatricial (LUNDGREN D., SENNERBY e LUNDGREN N., 1995).

Os elementos celulares responsáveis pela formação, manutenção e reabsorção do tecido ósseo estão descritos a seguir:

- osteoblastos: são responsáveis pela síntese e secreção da matriz óssea extracelular;
- osteócitos: são células ósseas maduras que se encontram incluídas na matriz óssea (dentro de lacunas). São responsáveis pela manutenção da matriz óssea, contribuindo para a homeostase do cálcio sanguíneo;
- osteoclastos: são células móveis, gigantes, multinucleadas, cuja função é reabsorver osso. Estão ativamente associados ao remodelamento ósseo;
- células osteoprogenitoras: são células em repouso ou de reserva, que podem ser estimuladas para se transformar em osteoblastos e produzir matriz óssea, assegurando um estoque de células osteogênicas para necessidades futuras, como nos processos de reparação óssea.

Segundo Douglas (1994), o tecido ósseo não só executa o suporte mecânico, trabalhando na sustentação do corpo, mas também abriga no alvéolo uma estrutura com maior resistência, que são os dentes. Estes, assim como os músculos e suas resultantes de forças mastigatórias e memória genética, determinam a densidade e conformação macroscópica do tecido. Sua composição celular e sua substância extracelular são determinadas por *stress* mecânico, que desaparece após a extração do elemento dentário. Logo após a extração dentária, não haveria o estímulo mecânico nem vibratório, diminuindo a corrente sanguínea. Essa condição impede a presença de fatores reguladores e altera o equilíbrio da remodelação. Logo, a colocação de implantes dentários devolveria estes estímulos, mantendo a estrutura óssea. A saúde orgânica do osso deve ser mantida mesmo após a extração dos elementos dentários e principalmente após a colocação de implantes dentários.

De acordo com a área anatômica, no momento da avaliação a resposta fisiológica à injúria e o reparo cicatricial do osso pode ser (sob o aspecto histológico) imaturos e do ponto de vista

macroscópico um osso cortical ou medular. Essa resposta influencia na densidade do tecido encontrado.

Lekholm e Zarb (1985) avaliaram a qualidade do tecido ósseo e propuseram a seguinte classificação:

- Tipo I: osso formado por tecido compacto e homogêneo com pouca irrigação sangüínea;
- Tipo II: osso formado por duas camadas corticais espessas, envolvendo uma camada trabecular densa;
- Tipo III: osso formado por fina camada cortical, envolvendo uma porção central trabecular denso;
- Tipo IV: osso formado por fina camada de cortical, envolvendo um trabeculado de baixa densidade e de resistência reduzida .

A inserção cirúrgica de um implante dentário promove uma resposta osteogênica, amplamente orientada pelas citocinas e pelos fatores de crescimento locais. A resposta inicial de cicatrização é aparentemente independente do controle mecânico direto, porque os ossos cicatrizam melhor na ausência de carga funcional. O processo osteogênico dependente da vascularização é facilmente interrompido pelo micromovimento, em uma interface osso-implante que está cicatrizando (MISCH, 2000).

Strid (1985) publicou uma avaliação da densidade óssea ao redor dos implantes submetidos à carga em humanos e observou que ela está aumentada, inclusive nas áreas em que a densidade é menor, como na maxila e na mandíbula posterior.

A osteotomia, remoção de tecido ósseo, realizada por instrumentos rotatórios, é uma manobra que desencadeia um acentuado traumatismo no tecido ósseo, promovendo uma intensa reação inflamatória. Desta forma, é imprescindível a escolha correta do instrumental a ser utilizado, de modo a minimizar ao máximo o trauma provocado pela osteotomia. A intensidade da reação inflamatória pode interferir na regeneração óssea. Além do trauma mecânico, as brocas também causam uma injúria térmica ao tecido ósseo cortado e este aumento na temperatura é um fator prejudicial para este tecido. Em 1943, Anderson e Finlayson propuseram o termo necrose asséptica térmica para descrever o tipo de reação proveniente do aquecimento ósseo pelo atrito friccional da broca com o tecido ósseo. A cicatrização óssea pode ser atrasada se as células ósseas forem severamente injuriadas pelo calor friccional gerado durante a preparação cirúrgica.

Entretanto, pouco era o conhecimento sobre a temperatura crítica que causava dano ósseo reversível ou irreversível. A temperatura crítica oscilava popularmente em torno de 56°C , porque a fosfatase alcalina é desnaturada neste nível de temperatura. Considerando o fato desta enzima ser imprescindível para que ocorra regeneração óssea, acreditava-se que esta então seria a temperatura limite para que a cirurgia fosse considerada atraumática (MATTHEWS e HIRSCH, 1972).

O estudo de Lundskog (1972) se propôs a obter informações sobre os efeitos do aquecimento no tecido ósseo. Uma análise dos fatores que influenciam a distribuição do calor, assim como a determinação do nível do dano, foi realizada. Alguns outros fatores, como o tempo de exposição, temperatura de exposição e o movimento dos fluidos dentro do tecido foram analisados *in vitro* e *in vivo*. Ossos não vitais de várias espécies, incluindo o homem, foram usados no experimento *in vitro*, enquanto tíbia de coelhos foram utilizadas no experimento *in vivo*. O calor específico encontrado foi de aproximadamente $0,26 - 0,32 \text{ cal/g}^{\circ}\text{C}$ para ossos secos e hidratados. Entretanto, com base em cálculos teóricos e com o conhecimento do calor específico da água e a quantidade de água presente no tecido ósseo, pode-se concluir que o calor específico para osso fresco e hidratado seria maior do que o valor obtido no estudo. A condutividade térmica foi determinada para o tecido ósseo seco e hidratado de humano, elefante e boi. A hidratação do tecido ósseo pareceu aumentar a condutibilidade térmica em 4 a 5 vezes, comparados com os valores do osso desidratado. A análise, com termografia infravermelha, mostrou que os efeitos da estrutura não homogênea do tecido ósseo durante a perfuração não influenciaram a distribuição do calor. O efeito da circulação simulada mostrou que o fluxo normal não afeta a distribuição de calor. Quando se analisou esta hipótese *in vivo* verificou-se sua veracidade, visto que não foram encontradas diferenças entre o lado teste, no qual o fluxo sanguíneo foi interrompido, e o lado controle. Verificou-se que a temperatura necessária capaz de alterar a capacidade de regeneração do tecido ósseo era de 70°C e que para que as propriedades biomecânicas fossem alteradas era necessário um aquecimento de 75 a 80°C . A zona de necrose térmica encontrada em áreas onde os implantes foram perdidos não ultrapassava 1mm.

Não convencidos pelos dados científicos até a presente data, Eriksson et al. (1982) desenvolveram uma série de estudos a fim de avaliar a injúria térmica do tecido ósseo, através da colocação de um implante de titânio cilíndrico em tíbia de coelho e aplicando um elemento de aquecimento, controlado por uma voltagem regulada, até a temperatura desejada. Assim,

Eriksson e seus colaboradores puderam avaliar as reações vasculares que ocorreriam no tecido ósseo, observando-as por meio de um microscópio vital.

Os estudos continuaram e em um estudo com coelhos, em virtude do rápido metabolismo que estes animais apresentam. Eriksson e Albrektsson (1983) tiveram a preocupação de definir não somente a temperatura na qual o osso sofre necrose, mas também a temperatura máxima na qual o osso pode manter-se vivo como um tecido diferenciado. Os efeitos do aumento de temperatura na osteogênese inicial, depois do aquecimento de 47 a 50°C foram então avaliados. Para isto, uma câmara de titânio foi implantada na tíbia de coelho induzindo um crescimento ósseo no seu interior. Por meio de um elemento de aquecimento controlado por uma voltagem regulada, o tecido ósseo foi aquecido 10 semanas após a inserção da câmara, de 47 a 50°C. Os registros foram tomados antes, durante e depois do aquecimento. Em todos os casos observou-se uma hipertermia e, quando se atingiu a temperatura de 40 à 41°C, verificou-se um aumento na velocidade do fluxo sanguíneo. A microcirculação foi ativada durante o aquecimento chegando a 47°C, as arteríolas e vênulas foram dilatadas, provocando um aumento do diâmetro dos vasos. Quando se chegou à temperatura de 50°C, o fluxo de sangue cessou em alguns vasos e apenas uma circulação intermitente, de ida e vinda dos corpúsculos foi vista. A microcirculação foi ativada 4 a 5 dias depois do aquecimento, tornando-se gradualmente normalizada. O primeiro sinal de dano no tecido duro foi notado na terceira semana depois do aquecimento. Os autores acreditam que a temperatura de 47°C, seria o limiar para a ocorrência de dano ao tecido ósseo morfológicamente evidente.

Continuando seus estudos com coelhos, Eriksson, Albrektsson e Albrektsson (1984) mostraram claramente os efeitos deletérios do calor na regeneração óssea utilizando a câmara de titânio, idealizada em seus estudos prévios. Os autores instalaram implantes bilateralmente em tíbias de coelhos. O implante e o osso circundante foram submetidos a um aquecimento e a temperatura atingida foi mensurada com um termopar posicionado a 0,5mm do implante. A outra tíbia foi utilizada como controle. O aquecimento a 47°C e a 50°C por um minuto causou uma redução significativa na formação óssea, enquanto que, a 44°C por um minuto, foi encontrado um tecido ósseo duro. Concluiu-se que o tecido ósseo é mais sensível do que se acreditava e que o limiar de temperatura para a ocorrência de uma reparação satisfatória do tecido ósseo sem danos deve estar entre 44 a 47°C. Acima destes valores, já se influencia a osteogênese, às vezes de

maneira irreversível. Isto reflete a importância do controle da geração de calor durante os procedimentos cirúrgicos para se evitar problemas de regeneração óssea.

Os conhecimentos transmitidos por Eriksson e seus colaboradores mudaram os paradigmas sobre aquecimento ósseo e seus danos, evidenciando que uma osteotomia atraumática deve respeitar os limites de temperatura de 44 a 47⁰C. A necrose óssea pode ocorrer também se o ponto de desnaturação da fosfatase alcalina não for excedido, como se acreditava anteriormente.

2.1.1 FOSFATASE ALCALINA

A fosfatase alcalina é uma enzima de grande importância nos processos de mineralização, pois atua liberando fosfato inorgânico que age com íons cálcio, formando precipitados de fosfato de cálcio (na forma de hidroxiapatita) sobre uma matriz inorgânica, caracterizando o processo de mineralização. Trata-se de uma enzima associada à produção de qualquer tecido mineralizado. Ela tem a função de hidrolisar os íons de fosfato a partir de um radical orgânico com Ph alcalino. O seu papel nesse processo não é bem estabelecido, pois o termo fosfatase alcalina refere-se a um grupo de enzimas, todas com a capacidade de clivar íons fosfato. A enzima pode ter mais de uma função distinta na mineralização. Quando associada a membranas celulares, considera-se que a fosfatase alcalina possa desempenhar algum papel no transporte iônico. A atividade extracelular da fosfatase alcalina ocorre nos locais onde há mineralização com contínuo crescimento de cristais. Supõe-se que a enzima tenha a função de clivar o pirofosfato. Quando os cristais de hidroxiapatita entram em contato com o soro ou líquido tecidual, os íons de pirofosfato depositam-se nas suas superfícies, inibindo o crescimento adicional. A fosfatase alcalina degrada o pirofosfato, proporcionando o crescimento dos cristais. O mineral não se acumula apenas no local em que há substância fundamental entre as fibrilas colágenas. Ele é incorporado dentro da fibrila colágena. Na verdade, 70 a 80% do mineral ósseo localiza-se dentro da fibrila colágena. A mineralização é fásica e se reflete morfológicamente por linhas incrementais perceptíveis, que refletem períodos de atividade intercalados com períodos de repouso. Durante esses períodos a matriz orgânica sofre variações no grau de mineralização. A arquitetura fundamental do osso é uma distribuição mecanicamente eficiente de ossos compactos e trabecular. O tamanho e o formato do osso são determinados por uma interação de fatores genéticos e ambientais. Os ossos contralaterais ou as secções adjacentes do mesmo osso variam consideravelmente dependendo do histórico de carga funcional (TEM CATE, 1994).

2.1.2 INTERFACE OSSO-IMPLANTE

A modelagem anabólica da superfície óssea é a primeira resposta de cicatrização óssea após a implantação de um dispositivo biocompatível no osso cortical. Em condições otimizadas (trauma e comprometimento vascular mínimo), o calo se origina a alguns milímetros da margem do local da implantação. A redução eficiente de um defeito ósseo, por meio de um calo formador de ponte, exige estabilidade relativa dos segmentos adjacentes, sem carga. A reação inicial do calo perto do implante é orientada principalmente perto das citocinas e fatores de crescimento locais. A remodelagem do calo começa no início do período de cicatrização. Um defeito cirúrgico debilita o osso e, como resultado, pode aumentar os picos de tensão a uma certa distância do local cirúrgico. Os focos de formação de osso novo são geralmente percebidos ao redor do implante. A remodelagem da interface é essencial para estabelecer uma interface viável entre o implante e o osso. Isto ocorre provavelmente por causa de uma inflamação e da circulação colateral relativamente deficiente dentro do osso cortical. O osso mortificado não é um tecido inútil, ele fornece um importante suporte estrutural durante a fase inicial de cicatrização. No entanto, ele deve ser substituído por osso vivo (por meio da remodelagem) para fortalecer a interface e fornecer um tecido adaptável para a manutenção em longo prazo. Tem sido sugerido que a manutenção da interface e do suporte ósseo requer que um certo tempo decorra após a inserção do implante. Esse período seria de 12 meses. Os quatro primeiros meses se referem ao processo inicial de cicatrização “sem carga”. A fase de maturação do osso requer 8 meses adicionais. É bem aceito que a rigidez e a força de osso lamelar são diretamente relacionadas ao conteúdo mineral. No entanto, evidências recentes mostram que a remodelagem é uma resposta decorrente do osso adjacente a um implante. É provável que o processo de mineralização secundário não seja concluído e que o conteúdo mineral do osso de suporte do implante permaneça inferior ao osso adjacente. O aquecimento excessivo do osso durante o preparo do local poderá causar a formação de uma interface de tecido conjuntivo na interface osso-implante, podendo ser responsável por falha na osseointegração (MISCH, 2000).

French et al. (1989) concluíram que a força aplicada prematuramente sobre os implantes seja através de prótese provisória ou de trauma, pode interferir na transformação do tecido do calo em osso maduro.

2.2 A OSSEOINTEGRAÇÃO

O termo osseointegração foi cunhado por Branemark et al. e utilizado inicialmente em seu livro texto de 1977 como uma *“verdadeira ancoragem óssea baseada em uma concordância dinâmica entre o tecido ósseo e o implante”*. É uma união funcional e fixa entre o osso vivo e o implante de titânio, possibilitando a transmissão das cargas diretamente ao osso circunvizinho. Contudo, o conceito de um contato direto entre o osso e os implantes metálicos, sem interposição de camadas de tecido mole, foi postulado em um trabalho publicado por Branemark et al. em 1969.

Nos estudos experimentais de Branemark et al. (1969), foram utilizados cães, nos quais os elementos dentários foram removidos e implantes de 4mm de diâmetro por 10mm de comprimento foram colocados. Esses implantes permaneceram, durante a fase de cicatrização, sem carga durante 3 a 4 meses. Posteriormente, foram reabilitados com prótese e acompanhados por 5 anos quando então foram submetidos à análise radiográficas e histológicas. Após análises e muitas observações, os autores puderam começar a entender os princípios biológicos da osseointegração.

Em 1977, Branemark et al.(1977) publicaram uma pesquisa sobre a utilização de implantes de titânio, com desenho tipo parafuso. Validaram seu uso através de estudos micro e macroscópicos em animais e humanos, assim como uma avaliação longitudinal de até dez anos em centros especializados onde o sistema foi submetido à função. Este estudo permitiu à odontologia um avanço científico singular, modificando a forma de pesquisar e questionar formas seguras de tratamento e proteção, de biocompatibilidade dos materiais e respostas orgânicas, que seriam motivo de verificações e questionamentos.

Quando atualmente se fala em implantes dentários, pensa-se em mente parafusos ou cilindros de titânio, tratados ou não, nos quais podem se desenvolver reabilitações unitárias, múltiplas, fixas ou removíveis. Esses pilares (implantes) e seus componentes protéticos apresentam possibilidade de suportar carga mastigatória, além de um padrão estético compatível. O estado de harmonia com elementos naturais a eles interligados, não apresentando reações biológicas degenerativas a médio e longo prazo, é o esperado.

No ano de 1981, Adell et al. (1981), apresentaram um trabalho longitudinal sobre avaliação do sucesso em implantes osseointegrados, através de uma metodologia mais rigorosa do ponto de

vista científico, até aquele momento aceita. Os resultados da avaliação clínica feita em 2.770 implantes colocados e acompanhados por um período de quinze anos foram questionados. Para estes autores, a utilização de técnicas cirúrgicas delicadas e sem trauma e uma cicatrização sem carga, por um período mínimo de 3 a 4 meses na mandíbula e 5 a 6 meses na maxila, influenciariam o sucesso dos implantes. Houve sucesso de 81% na maxila e de 91% na mandíbula dos implantes instalados que ficaram estáveis, recebendo carga através de uma prótese.

Parece que o sucesso pode ser atribuído ao conjunto de procedimentos para o controle de temperatura, utilização de brocas cortantes e novas com aumento gradual do diâmetro, irrigação, velocidade e torque reduzidos em torno ou abaixo de 1.600rpm. Dependendo da densidade óssea, esse procedimento permitiria que a necrose do tecido ao redor dos implantes ocorresse de modo controlado permitindo um processo de reparo e remodelação óssea. Estas observações foram reforçadas por diversos autores (BRANEMARK et al., 1969; ADELL et al., 1981).

Scagliioni e Deliga (1996) realizaram um levantamento estatístico do número de implantes do sistema TF (*Tissue Functional*) implantados e da sua percentagem de sucesso. A média de sucesso dos implantes foi de 94,52%, sendo o índice mais baixo de 86,9% e o mais alto de 98,25%. Com o conhecimento do protocolo cirúrgico, a margem de sucesso dos implantes do tipo TF subiu em 4 anos de 90,7%, em 1992, para 98,25% em 1995, conforme publicado. Nenhum autor relatou problemas ou falhas do implante como causa de insucesso, mas sim dos operadores e pacientes. Observou-se que o planejamento mal executado, a não aplicação da técnica cirúrgica correta, as cargas excessivas nas próteses provisórias, a perfuração excessiva, a contaminação no pós-operatório, o uso inadequado do motor elétrico, isto é, o torque incorreto para o preparo da cavidade óssea que receberá o implante e, algumas vezes, a falta de estrutura ou osso tipo III e IV, foram alguns dos fatores que prejudicaram a osseointegração dos implantes.

Correia (1996) realizou estudo avaliando a sobrevida de 449 implantes que foram instalados em 100 pessoas. Dos implantes, 42% foram colocados em homens e 58% em mulheres, sendo que o índice de sobrevida na mandíbula foi de 100% e na maxila de 98,23%. Dentre as falhas apontadas pelo autor, 75% estavam concentradas na região da maxila posterior, o que ressalta a influência da qualidade do tecido ósseo no prognóstico dos implantes. Do total de implantes, 95,76% não apresentaram nenhuma complicação, embora 3,11% tenham apresentado exposição da tampa de recobrimento.

Esposito et al. (1998) analisaram 73 artigos científicos sobre fatores que influenciam a osseointegração. Este trabalho avaliou 2.812 implantes e obteve índices de sucesso de 93,3% em cinco anos, onde o trauma cirúrgico e as condições anatômicas (quantidade e qualidade) foram apontadas como principais motivos da perda na fase inicial. A fase protética apresenta mais controvérsias, em virtude da carga mastigatória e da infecção. Segundo estes autores o fator infecção não foi responsável pelas perdas nos implantes do sistema Branemark. Observou-se também que as perdas na maxila são três vezes maiores do que as mandibulares. Ressaltou-se ainda que a comparação entre sistemas não permitiu destacar qual o melhor, pois os padrões de confecção são diferentes.

Tehemar (1999) analisou criticamente os determinantes que influenciam o sucesso e a regeneração dos sítios preparados. O autor concluiu que o sucesso na obtenção da osseointegração estava diretamente ligados à reação do osso e à injúria térmica. Esta injúria é influenciada pelos seguintes fatores: força aplicada nas brocas; ausência do aumento gradual do alvéolo; preparo contínuo ao invés do preparo intermitente do alvéolo; velocidade utilizada na perfuração; tempo de preparo do alvéolo; desenho da broca; irrigação ou não durante o preparo; espessura da cortical óssea; idade do paciente e densidade e textura óssea do local preparado.

Segundo o estudo de Pedrola (2002), as causas de fracasso em implantodontia podem estar relacionadas a inúmeros fatores, dentre os quais podem ser citados: fracassos durante a técnica cirúrgica, complicações durante o período de cicatrização, falhas durante a colocação dos intermediários (carga prematura) e fracassos depois da colocação das restaurações. As técnicas cirúrgicas inadequadas incluem: excesso de traumatismo durante a preparação cirúrgica, uso de brocas não afiadas, desrespeito à velocidade máxima e não utilizar refrigeração e não utilizar movimento intermitente. Todas essas causas geram calor friccional, que produz necrose das células ósseas circunvizinhas. Segundo o autor, a principal causa de fracasso na osseointegração é a necrose óssea por aquecimento, que se detecta durante o período de cicatrização, nos primeiros meses de função. Os fracassos tardios após a osseointegração são menos frequentes e se devem à sobrecarga dos implantes, onde o tecido ósseo não pode absorver as cargas e é então reabsorvido.

2.3 A PREPARAÇÃO DO TECIDO ÓSSEO

Muitos fatores têm sido reportados na literatura científica como influentes no aumento de temperatura durante o processo de perfuração, tais como: profundidade de perfuração, desenho da broca, afiação dos instrumentos, variação na dureza da cortical, velocidade de perfuração, força aplicada na broca, uso de instrumentos graduados ao invés de um único instrumento para abrir o leito cirúrgico, uso de movimento intermitente ao invés de o movimento contínuo, e uso de irrigação. Os estudos desenvolvidos até o momento discutem esses parâmetros a fim de estabelecer condições ideais na preparação do tecido ósseo antes da instalação de implantes dentários.

Thompson e Army (1958) realizaram um estudo onde se procurou determinar o efeito mecânico, a mudança térmica e a responsabilidade histológica aguda da perfuração com diferentes velocidades dentro do tecido ósseo. Dois estudos foram realizados em mandíbulas de cães. No primeiro, leitos para acomodar pinos ortopédicos foram perfurados com diferentes velocidades (125, 250, 500, 1.000 e 2000rpm). No segundo estudo, medidas de temperatura nos pinos e no osso em regiões adjacentes do ponto de perfuração foram feitas. As reações histológicas observadas foram: hiperermia, degeneração dos osteócitos, quebra e fragmentação das margens ósseas ao redor da perfuração pela broca. A severidade dos danos nos osteócitos e menor grau de hiperermia foram observados quando uma velocidade de perfuração mais lenta foi usada e essas reações tornaram-se mais pronunciadas 72 horas após a cirurgia. Para determinar a mudança de temperatura dentro do tecido ósseo durante a perfuração, termopares foram inseridos à distância de 2,5 e 5mm do ponto de perfuração. A temperatura variou de 39⁰C para a velocidade de 125rpm, a 2,5mm da perfuração, para mais de 65,5⁰C com velocidade de 1.000 a 2.000rpm. Resultados comparáveis foram encontrados para 5mm de distância. Os autores indicaram que uma velocidade de 500rpm não impede que ocorra a possibilidade de necrose asséptica térmica. No entanto, observou-se que esta velocidade produziu uma resposta histológica mínima e também uma mínima alteração térmica no osso, e ainda foi suficientemente rápida para impedir a criação de uma margem de perfuração irregular. Esta velocidade, considerada boa, ofereceu também facilidade de penetração no osso.

Moss (1964) realizou seu estudo variando a velocidade de perfuração e utilizando mandíbulas de cães como modelo experimental. O exame histológico revelou a ausência ou a presença de

osteócitos na periferia das perfurações. A distância entre a periferia dos orifícios ao primeiro osteócito normal foi medida. Os resultados mostraram que quanto maior a zona acelular próxima ao orifício maior o dano ao tecido ósseo.

Tentando avaliar as falhas ocasionais do procedimento de fixação ortopédica, que dependem da estabilidade e da fixação do parafuso ósseo, Matthews e Hirsch (1972) realizaram um estudo para determinar as condições que poderiam conduzir ao aumento da reabsorção óssea ao redor do parafuso, como consequência de uma necrose térmica causada pelo preparo da perfuração. A espessura da cortical era de 5mm e, para medir a temperatura, foram usados 4 termopares colocados a 0,5, 1, 2 e 3 mm de distância do local da perfuração. A força aplicada na broca foi medida e controlada em sua magnitude em 2,6 e 12 Kgf. As velocidades de rotação testadas variaram entre 345, 885 e 2.900rpm. Todas as combinações possíveis entre força e velocidade foram testadas. Novas brocas foram utilizadas e substituídas após a primeira indicação visual de estagnação ou depois de aproximadamente 40 furos. As amostras eram mantidas imersas em uma solução a 37°C, onde permaneciam até o momento da perfuração. O aumento da força de perfuração influenciou tanto a diminuição da temperatura máxima quanto o período da duração da temperatura elevada. A única diferença significativa foi a do termômetro a 0,5mm (o mais próximo ao local da perfuração) entre as velocidades de 345 e 2.900rpm. As brocas usadas (mais de 200 vezes) causaram um aumento na elevação máxima da temperatura e um período maior de duração da temperatura elevada acima de 50°C em todos os termômetros e em todas as posições. A temperatura máxima de todas as posições dos termômetros foi significativamente diminuída pela irrigação nos seus vários fluxos, não excedendo os 50°C quando fluxos de 500 e 1.000ml/min foram utilizados. Devido aos resultados mostrarem que a elevação da temperatura foi maior quando guias foram usados, os experimentos comparativos não indicaram resultados significativos. Concluiu-se que a broca para tecido ósseo pode ser considerada como um item de consumo e deve ser substituída quando da primeira indicação visual de estagnação, da falta de progresso rápido ou após aproximadamente 40 furos. Se o guia for usado, recomenda-se que ele seja removido após a perfuração inicial ou seja modificado para que o fluido da irrigação atinja diretamente o ponto de penetração na cortical óssea. Pré-perfurar o leito com brocas de menor diâmetro pode ser também um método efetivo para controlar a elevação da temperatura.

Hobkirk e Rusiniak (1977) descreveram a relação entre velocidade de perfuração, técnica operacional, tipos de brocas e aplicação de forças durante a perfuração do tecido ósseo. Foram

utilizadas velocidades de 7.500 e 3.600rpm para a preparação óssea sob irrigação de solução salina. As forças foram medidas em dois planos: vertical e horizontal. Vinte operadores participaram da pesquisa, sendo orientados a realizar as perfurações com suas forças habituais. Foram utilizados seis tipos de brocas. Um dinamômetro especialmente construído foi usado para mensurar a força durante a perfuração nas direções vertical e horizontal. A mão do operador foi sustentada em uma plataforma especial ao lado do dinamômetro. As perfurações foram realizadas em mandíbulas bovinas. As forças verticais foram maiores do que as horizontais. Alguns operadores variaram a força rapidamente durante a preparação da cavidade e outros mantiveram a força constante. Os picos de força vertical variaram de 5,98 a 24,32N, com média de 12,45N. A força horizontal variou de 2,45 a 15,59N, com média de 6,18N. Os resultados mostraram algumas diferenças entre as velocidades de perfuração, a técnica operatória e os tipos de brocas. No entanto, as variações entre os operadores foram aparentemente mais marcantes, pois a força aplicada ao osso mostrou uma diferença considerável no desempenho entre os operadores.

Lavelle e Wedgwood (1980) avaliaram a eficácia da irrigação externa em comparação com a irrigação interna, na redução do calor friccional gerado pela perfuração do tecido, durante a preparação da cavidade óssea. A temperatura gerada também foi avaliada sem irrigação. Para isto foram utilizadas amostras de osso de fêmur humano. As temperaturas foram medidas por termopares inseridos dentro de cavidades localizadas a 0,5, 1, 2, 3 e 5mm de distância da cavidade experimental. As cavidades foram preparadas com 5, 10, 20 e 30mm de profundidade usando um guia. A força máxima durante a preparação da cavidade foi de 2Kgf, com velocidade de 350rpm e fluxo de irrigação de 50ml/min. As temperaturas máximas foram gravadas a 0,5mm de distância do perímetro da cavidade, quando não foram utilizadas irrigação. Em contrapartida, as mudanças de temperatura no osso adjacente, após a preparação de cavidades com qualquer um dos tipos de brocas usando irrigação interna, foram menores. As diferenças de temperaturas a 0,5mm e 1,0mm do perímetro ficaram no intervalo de 2 a 9^oC. As temperaturas no osso adjacente não excederam o nível crítico de 56^oC. O estudo mostrou que a irrigação interna é mais efetiva na redução do calor proveniente do atrito do que a irrigação externa ou a não irrigação. A irrigação externa reduziu o calor friccional durante a preparação da cavidade e a eficácia diminuiu com o aumento da profundidade da cavidade. Segundo os autores, provavelmente uma das maiores vantagens da irrigação interna talvez seja a facilidade de remover as lascas ósseas da cavidade, eliminando ou reduzindo a obstrução dos ângulos de corte das brocas.

Em um estudo clínico, Eriksson , Albrektsson T. e Albrektsson B. (1984) puderam comparar as diferenças de temperaturas entre coelhos, cachorros e humanos durante a perfuração do tecido ósseo. A temperatura foi medida *in vivo*. Utilizou-se uma broca helicoidal nova com 3mm de diâmetro, e velocidade de 20.000rpm, como broca teste. No estudo com coelhos a profundidade de perfuração foi de 1mm. No estudo com cães a medição da temperatura foi realizada na cortical do fêmur e a medida foi realizada com 3mm de profundidade. Já no estudo com humanos, foram selecionados cinco adultos que tiveram fraturas na fase proximal da diáfise do fêmur. A perfuração-teste foi realizada, sem interrupção, através da cortical do fêmur, com registros simultâneos de temperatura, a uma profundidade de 6mm. Todas as perfurações foram realizadas sob irrigação de 60ml/min e temperatura ambiente de 22°C. A camada de cortical humana media 6,5mm, comparada com 3,5mm do cachorro e 1,5mm do coelho. Devido à diferença na espessura da camada cortical e na dureza dessas camadas entre as diferentes espécies, os autores obtiveram as seguintes médias de temperaturas: 40°C em coelhos, 56°C em cachorros e 89°C em humanos. Os resultados desse estudo indicaram que as medidas de temperatura em experimentos animais não são aplicadas em situações clínicas, onde temperaturas muito mais altas podem aparecer na perfuração do osso cortical, mesmo quando a solução salina é usada.

As temperaturas alcançadas durante a perfuração para a técnica de osseointegração foram medidas *in vivo* por Eriksson e Adell (1986). Os autores selecionaram cinco pacientes com reabsorção óssea mandibular severa para receber próteses fixas sobre implantes. As medidas de temperatura foram feitas durante o alargamento do diâmetro de 2mm para 3mm na região apical da loja. As brocas foram usadas intermitentemente, com uma baixa força e velocidade de 1.500 a 2.000rpm. Para que o líquido da irrigação (uma solução salina a temperatura ambiente) pudesse alcançar o local da perfuração, a broca foi removida do sítio pelo menos uma vez. As mudanças de temperatura foram gravadas com um termopar conectado a um termômetro a 0,5mm da margem da perfuração pela broca helicoidal de 3mm de diâmetro. O canal do termopar foi feito com uma profundidade predeterminada de 8mm usando um guia de aço inoxidável. A temperatura inicial foi de 29,2°C e a máxima temperatura registrada foi de 33,8°C. A duração da temperatura máxima nunca excedeu cinco segundos. Como todas as temperaturas estavam abaixo do limite necessário para prejudicar a regeneração óssea, pode-se concluir que, se a técnica de osseointegração for seguida corretamente, não ocorrerão danos causados pelo aquecimento.

Os procedimentos de esterilização fazem parte da rotina clínica e a necessidade dessa prática está consolidada atualmente. No entanto, estudou-se pouco a influência desses métodos sobre as brocas cirúrgicas, no que se refere à resistência à fratura, eficiência de corte e condições de superfície. Cooley et al. (1990) realizaram um estudo avaliando a influência de quatro métodos de esterilização comumente usados na clínica diária. Os métodos estudados foram: autoclavagem a vapor químico (132°C por 20 minutos), autoclavagem a vapor (121°C por 20 minutos), calor seco (163°C por 1 hora) e imersão em glutaraldeído a 2% (temperatura ambiente por 10 horas). A resistência à fratura foi avaliada pelo teste de flexão. Apesar dos grupos submetidos a autoclavagem química e a vapor terem apresentado menor 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. Após a esterilização, as brocas de todos os grupos, com exceção do grupo de calor seco, requereram um maior tempo de perfuração. Porém, 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. (1992) avaliaram os efeitos da irrigação interna na perfuração e trituração do tecido ósseo, no desenvolvimento da necrose óssea e no aspecto final do leito para implantes. A temperatura óssea foi medida em amostras frescas de osso bovino perfuradas com diferentes velocidades, variando entre 800 a 3.500rpm. Uma força de 0,5Kp foi usada (aproximadamente 5N) com irrigação interna ou externa a 5 e 22°C . Foram utilizadas as seguintes brocas: esférica, helicoidal para perfuração previa, espiral (*twist drill*) e broca trefina. Com exceção da broca trefina, ocorreu uma diminuição na temperatura e houve pouca diferença entre os tipos de irrigação. A temperatura máxima foi atingida com a broca trefina (72°C) a 3.500rpm com força constante e irrigação a 5°C . Reduzindo-se a velocidade para 800rpm, a temperatura diminuiu para 42°C . Ao se utilizar uma força intermitente, os valores da temperatura diminuíram. A avaliação de microscopia eletrônica mostrou estruturas ósseas finas no leito do implante. Neste estudo experimental se verificou que as trituradoras e as brocas apresentadas atendem os critérios para um tratamento atraumático. A introdução da refrigeração interna proporcionou a manutenção da vitalidade do osso no leito cirúrgico, particularmente quando a broca trefina foi utilizada.

Watanable et al. (1992) realizaram um estudo utilizando termografia infravermelha para analisar a geração de calor durante a perfuração no tecido ósseo em tempo real. O modelo experimental utilizado foi o de costelas de porcos com uma cortical óssea de 2mm. Na tentativa de simular as condições cirúrgicas *in vivo*, a metade inferior da amostra ficou imersa em um banho a 37°C ($\pm 1^\circ\text{C}$) e a metade superior a uma temperatura ambiente de 25°C. Estabeleu-se a temperatura de 30°C ($\pm 1^\circ\text{C}$) para o osso. Três sistemas de implantes foram avaliados, com ou sem irrigação, da seguinte maneira: i) sistema IMZ; ii) sistema ITI; iii) sistema Branemark. A força exercida foi de 500g e não se comparou a diferença entre as brocas, pois o local da perfuração e o método de irrigação foram diferentes. Para o sistema IMZ, o uso da broca esférica, gerou calor friccional e se verificou uma difusão circular ao redor da broca. Quando a broca espiral penetrou o osso medular, o aquecimento foi gerado principalmente na ponta da broca e difundido na forma da lança. A temperatura na cortical foi maior do que na medular. Para o sistema Branemark, as brocas que geraram maiores temperaturas sem irrigação foram a broca guia (41°C) e a *countersink* (43°C). No sistema ITI com broca espiral, a irrigação diminuiu a temperatura em 10°C. Já para a broca trefina, a temperatura aumentou 2°C. A efetividade da irrigação foi notada em todos os testes, pois diminuiu significativamente a geração de calor durante os preparos com todos os tipos de brocas para todos os sistemas. O calor gerado continuamente se difunde na vizinhança do tecido ósseo depois que a broca foi removida do osso, retornando à temperatura original em cerca de 60 segundos.

Através de um estudo em tibia de coelhos, com brocas do sistema TF (*Tissue Functional*), Carvalho et al. (1994) avaliaram os efeitos da osteotomia com ou sem irrigação externa. Observou-se histologicamente que a alteração óssea foi mais severa nos grupos onde não se usou irrigação externa. As perfurações foram feitas a 1.800rpm, com brocas de 2,0, 2,5 e 3,2mm. Concluiu-se que o grupo com irrigação apresentava a superfície óssea mais regular e gerara menos calor, evitando assim a osteonecrose. Os autores concluíram que a irrigação deve ser sempre utilizada e que a velocidade de 1.800rpm é adequada para o preparo da loja cirúrgica para a colocação do implante.

A força aplicada, a velocidade da broca e a energia consumida foram medidas durante a perfuração de amostras de osso cortical bovino no estudo desenvolvido por Abouzgia e James (1995). Os testes foram conduzidos com forças entre 1,5 e 9,0N e a uma velocidade livre de 20.000 a 100.000rpm, sem irrigação. Brocas helicoidais cirúrgicas de 2,5mm foram usadas. Uma

única geometria foi usada no estudo para delimitar melhor o trabalho. As bordas de corte das brocas foram observadas regularmente e, ao primeiro sinal de estagnação as brocas foram substituídas por uma broca nova. Isto usualmente ocorria após 20 a 30 utilizações. Este procedimento foi seguido porque a estagnação causa uma diminuição significativa na velocidade da penetração e um aumento na geração de calor. As medidas simultâneas de força e velocidade mostravam que a média da velocidade mudava com a força aplicada. Quando utilizada uma velocidade inicial lenta, a velocidade aumentava insignificamente com a aplicação de força. Porém, quando a velocidade inicial era maior, a velocidade diminuía com a força em 50%. As medidas do motor elétrico mostraram que a energia total consumida era geralmente diminuída com a velocidade e força, principalmente devido à diminuição do tempo de perfuração. Segundo os autores, a energia consumida pela perfuração é equivalente à produção de calor. Portanto, a diminuição da energia consumida sugeriu que a perfuração em alta velocidade e com grande força seria desejável porque a temperatura do osso diminuiu.

Yacher e Klein (1996) investigaram o efeito da irrigação e a profundidade de osteotomia na temperatura da interface osso-broca com termopares do tipo J colocados no centro de brocas de 2mm de diâmetro. O estudo envolveu quatro investigações. A primeira foi direcionada para determinar a diferença de temperatura entre a broca de 2mm de diâmetro e o osso ao redor da perfuração. A segunda investigação explorou a temperatura na ponta da broca de 2mm em diferentes profundidades. A terceira investigou a temperatura na ponta da broca de 2mm depois de usar a broca piloto. A quarta investigou a temperatura gerada na ponta da broca de 3mm após o alargamento da loja de 2 para 3mm de diâmetro. Uma sonda térmica foi colocada no tecido ósseo a 10 mm de profundidade e a 0,1 e 0,5mm da periferia da perfuração. Durante a osteotomia a temperatura da broca excedeu a temperatura do osso circundante e a irrigação diminuiu consideravelmente a temperatura da broca. A densidade óssea provocou um aumento da temperatura da broca mais considerável do que o aumento da profundidade de perfuração. Ao utilizar a broca-piloto, os autores observaram que a temperatura foi menor no uso da broca de 2mm e o alargamento da loja óssea de 2 para 3mm gerou tanto calor quanto a osteotomia com broca de 2mm de diâmetro. Sugeriu-se que haveria a necessidade de realizar este estudo em tecido vivo para avaliar se o fluxo sanguíneo influencia a diminuição da temperatura ao absorver o calor gerado e se o calor gerado na osteotomia está relacionado com a eficiência de corte da broca.

Abouzgia e Symington (1996) estudaram o efeito da velocidade na temperatura óssea no momento da perfuração. Utilizando osso cortical de fêmur bovino e brocas de 2,5mm de diâmetro, os autores inseriram termopares tipo K a 0,75, 1,25 e a 2,5mm da periferia da perfuração central com uma profundidade de 5mm. A força utilizada variou de 1,5 a 9N e as velocidades testadas foram de 20.000 e 100.000rpm. Não foi utilizada irrigação e uma pasta térmica preencheu os canais dos termopares. O estudo mostrou que o aumento de temperatura e a duração dessa temperatura diminuíram com a velocidade e com a força. Com o aumento da velocidade e da força, a temperatura foi menor porque com o aumento da velocidade a penetração no osso fica facilitada e há uma redução geral no tempo de perfuração. Foi sugerido então que, do ponto de vista de dano térmico, a perfuração em alta velocidade e com força maior é muito mais desejável do que se previa anteriormente.

O propósito do estudo conduzido por Brisman (1996) foi observar e medir o efeito das variações de velocidade e de força sobre a temperatura durante o preparo do tecido ósseo para a colocação de implantes osseointegrados. Utilizou-se como modelo experimental o osso cortical de fêmur bovino. Adotou-se irrigação externa e uma profundidade de perfuração de 7mm. As velocidades testadas foram de 1.800 e 2.400rpm com pressões de 1,2Kgf e 2,4Kgf. Utilizaram-se brocas de 2,0, 2,5 e 3,5mm de diâmetro e termopares a 0,5mm de distância da perfuração. Quatro grupos foram formados e as perfurações foram desenvolvidas com as seguintes velocidades e pressões: i) grupo I: 1.800rpm, com 1,2Kgf; ii) grupo II: 1.800rpm, com 2,4Kgf; iii) grupo III: 2.400rpm, 1,2kgf; e iv) grupo IV: 2.400rpm, 2,4Kgf. O tempo gasto para preparar as lojas ósseas com a broca de 3,25mm no grupo IV foi menor do que para os outros diâmetros de brocas nos demais grupos. As perfurações feitas a 1.800rpm com carga de 1,2Kgf geraram o mesmo ganho de temperatura que as perfurações feitas a 2.400rpm com 2,4Kgf (44,79°C e 44,99°C). Para os grupos II e III uma maior temperatura foi gerada (51,61°C e 49,03°C). Concluiu-se que, quando adotado o protocolo proposto por Branemark, a temperatura resultante no osso fica dentro do nível aceitável e, quando o aumento da carga é acompanhado por um aumento de velocidade, a temperatura sobe minimamente, enquanto o padrão de corte é aumentado.

A técnica da termografia infravermelha se baseia na premissa de que todos os corpos emitem radiação eletromagnética em maior ou menor grau e a energia total emitida depende da temperatura absoluta do corpo. Esta energia emitida pode ser medida, logo é possível determinar a temperatura. Benington et al. (1996) realizou seu estudo e avaliou as mudanças de temperatura

no tecido ósseo durante a preparação para o preparo de lojas para implantes, utilizando a técnica de Branemark. Mandíbulas bovinas foram utilizadas e um único operador realizou as perfurações para garantir uma padronização nos procedimentos. As brocas utilizadas foram: i) broca esférica; ii) espiral (2mm); e iii) piloto (3mm). As brocas foram progressivamente aumentadas. Nenhum tipo de irrigação foi utilizado. A temperatura foi medida a 0,05mm da área de interesse. Os valores médios para as temperaturas máximas foram de 82,7⁰C para a broca esférica, 130,1⁰C para a broca espiral de 2,0mm e 126,3⁰C para a broca-piloto. Pode-se concluir que a metodologia empregada registrou precisamente as mudanças de temperatura ao redor e no local da loja do implante. As temperaturas medidas pela termografia, segundo os autores, quando comparadas aos termopares, obtêm resultados similares. No entanto, o método possui a vantagem de não ser invasivo e proporciona visualização bidimensional da área da perfuração.

Iyer, Weiss e Mehta (1997a) estudaram a relação entre a velocidade de perfuração e a produção de calor, medindo e comparando a temperatura produzida, *in vivo*, na tíbia de coelhos. Utilizou-se broca de aço *carbide* (700 XL) em velocidades de 2.000, 3.000 e 4.000rpm nas perfurações. As osteotomias cilíndricas experimentais tinham 3mm de profundidade e a irrigação foi utilizada para refrigerar a perfuração. O mesmo operador realizou todas as perfurações, com força intermitente, em um total de 18 perfurações, sendo seis com cada velocidade. A temperatura foi registrada com um termopar 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 das temperaturas mais altas foram de 35,7⁰C para a baixa velocidade, 33,5⁰C para a velocidade média e 31,4⁰C para a velocidade alta. Observou-se que a quantidade de tempo necessária para a perfuração em baixa velocidade foi maior e o efeito cumulativo dessa longa duração provocou uma maior temperatura. Sendo assim, os resultados desse estudo indicaram que uma alta velocidade minimiza a produção de calor.

Na segunda parte dos estudos, Iyer, Weiss e Mehta (1997b) analisaram histologicamente a relação entre a velocidade de perfuração e a qualidade da cicatrização óssea na preparação de alvéolos para implantes dentais, usando as mesmas condições da primeira parte do estudo. As perfurações foram realizadas em mandíbula de coelhos, com brocas de aço *carbide* (700XL), e velocidades de 2.000, 30.000 e 400.000rpm. Os tempos para a eutanásia foram de 2, 4 e 6 semanas. Os achados histológicos mostraram 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 velocidades baixa e média.

Com o objetivo de investigar a dependência entre a temperatura e a força quando a velocidade da broca é constante, Abouzgia e James (1997) desenvolveram seu experimento em osso cortical de fêmur bovino. Um outro objetivo foi medir a temperatura do osso em várias distâncias e direções do orifício da perfuração utilizando termopares. Utilizaram-se brocas helicoidais de 2,5mm de diâmetro a 49.000rpm, até uma profundidade de 5mm. Essas brocas eram substituídas a cada 20 ou 30 usos, quando eram observados sinais de estagnação clinicamente. As forças variaram entre 1,5 e 9,0N e não foi utilizada irrigação. As temperaturas foram registradas com termopares tipo K, posicionados a 0,5, 0,75, 1,25 e 2,25mm, em várias direções. 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 em relação direta com a força até próximo de 4N. No entanto, a temperatura diminuiu com as forças superiores a 4N, devido à diminuição do tempo total de perfuração. Segundo os autores, uma temperatura baixa atingida com uma força baixa pode ser o motivo pelo qual a maioria dos cirurgiões dentistas aplica pouca força quando opera. Porém, os resultados desse estudo mostraram que uma baixa temperatura também pode ser conseguida com forças maiores.

Reingewirtz, Szmukler-Moncler e Senger (1997) avaliaram a influência de vários parâmetros no aquecimento ósseo durante a perfuração em implantodontia. Para isto, utilizaram amostras de osso cortical de fêmur bovino, nas quais as perfurações foram feitas com 3mm de profundidade, com brocas esféricas de 2,3mm de diâmetro. As variáveis observadas foram: i) variáveis dependentes do equipamento (motor e contra-ângulo); ii) potência de redução do contra-ângulo (1/10 e 1/40), iii) operador (força durante a perfuração, oscilando entre 0,8, 1,3 e 2Kgf); e iv) técnica operatória (presença de perfuração prévia, velocidade de rotação e resfriamento da broca). A temperatura foi registrada com termopares posicionados a 0,8mm da perfuração. Para os autores, a perfuração prévia, independente do tipo de osso, é um ato operatório que permite, por um lado, a redução no tempo de perfuração e, por outro, identificar a dureza do osso. O tempo de perfuração foi similar para os 3 tipos de motores testados, anulando a possibilidade de influência do motor no aumento da temperatura ou no aumento do tempo de perfuração. Os resultados mostraram que quando o contra-ângulo de 1/40 é substituído pelo de

1/10 há um aumento aproximado de temperatura de 30% e uma diminuição no tempo de perfuração em torno de 50%. Pode-se observar também que a carga aplicada pelo operador está pouco relacionada ao aumento de temperatura. No entanto, quanto maior a carga, menor o tempo de perfuração. Uma velocidade alta de rotação (24.000 e 40.000rpm) permitiu uma rápida execução, na qual a temperatura foi maior, atingindo um valor de pico e diminuindo rapidamente após 10 segundos. Os autores sugeriram que, para um osso pouco denso (tipo III ou IV), uma velocidade maior de rotação pode ser utilizada, proporcionando um procedimento cirúrgico mais rápido, e que o choque térmico pode ser evitado com a utilização de “spray” refrigerante na broca. Em presença de osso tipo I e II, deve-se utilizar a baixa rotação deve ser usada e um contra-ângulo com alto poder de redução.

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

Kerawala et al. (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 mandíbulas de cadáver humano. O bloco ósseo foi mantido a 37°C durante o período de realização do estudo. Foram utilizados termopares tipo K para medir as

temperaturas. Dois sistemas de perfuração foram utilizados: i) perfuração elétrica (18.000rpm e um sistema de irrigação integrado); e ii) perfuração pneumática (95.000rpm). Dois desenhos de brocas foram estudados para cada um dos sistemas de perfuração: i) broca de 1,5mm com seis ângulos de corte; e ii) broca com 0,73mm, com dois ângulos de corte. Todas as perfurações foram realizadas pelo mesmo operador. As medidas foram feitas com e sem irrigação para avaliar o efeito da irrigação. Os termopares foram colocados a 0,5, 1 e 1,5mm da periferia da perfuração. A perfuração pneumática mostrou um patamar similar ao obtido com a perfuração elétrica. Usando uma força maior com irrigação obtiveram-se mudanças de temperatura similares à perfuração com força normal e sem irrigação. Os autores sugeriram que a temperatura resultante da falta de irrigação ou do excessivo uso da força pode causar danos ao tecido ósseo se ela for alcançada por apenas um ou dois segundos. A análise histológica mostrou que as áreas com maior ganho de calor apresentaram fragmentos ósseos e áreas de necrose, ao contrário das áreas que tiveram menor variação de temperatura, em virtude da irrigação e da técnica envolvida, que provocam um dano mínimo.

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

Bachus, Rondina e Hutchinson (2000) testaram as hipóteses de que o aumento da força na perfuração do osso resultaria em uma diminuição na temperatura máxima na cortical e de que aumento da força na perfuração resultaria em uma diminuição da quantidade de tempo que esta temperatura máxima permaneceria acima de 50°C. Utilizando osso cortical de fêmur humano e brocas helicoidais de 20mm de comprimento com 3,2mm de diâmetro, os autores avaliaram a quantidade de calor gerado após perfurações com 53, 83, 93 e 103N de força aplicada. Os termopares tipo K foram inseridos a 0,5, 1 e 2mm de distância do local de perfuração. Utilizou-se uma velocidade constante de 820rpm. Uma avaliação prévia foi realizada com seis cirurgiões ortopedistas que realizaram perfurações com suas forças habituais para determinar a força apropriada para o estudo. A amostra foi mantida em um banho de imersão a 37°C. Nenhuma irrigação foi utilizada. Um total de 10 perfurações, com cada força testada, foram realizadas. Os resultados indicaram que o aumento da força provocou uma diminuição na temperatura. Além disso, o aumento da força provocou uma diminuição significativa na média de duração da elevação da temperatura acima de 50°C, reduzindo assim o potencial de necrose térmica no tecido ósseo. Para os termopares posicionados a 0,5mm da perfuração foram registradas temperaturas de 67,2, 47,0, 35,2 e 34,7°C para as cargas de 57, 83, 93 e 103N respectivamente. Como esperado, a temperatura registrada para esses termopares foi sempre maior do que a temperatura dos termopares mais distantes.

Davidson e James (2000) tinham como objetivo medir a condutibilidade térmica da cortical óssea do fêmur bovino e determinar sua variação relacionada à direção. As amostras foram orientadas em um dispositivo de maneira que o calor fluísse em uma das três direções nas quais a condutibilidade térmica era requerida: longitudinal, circunferencial e radial. Os resultados do experimento mostraram que osso cortical bovino tem uma condutibilidade térmica de $0,56 \pm 0,039 \text{ W/mK}$, podendo ser considerado termicamente isotrópico, ou seja, com as mesmas propriedades físicas em todas as direções. Baseado no fato de que os componentes do osso são similares entre as espécies, pode-se dizer que as magnitudes da condutividade térmica também são similares.

Saad (2000) avaliou a eficácia das brocas cirúrgicas helicoidais de 2mm de diâmetro (Sistema *Master screws* Conexão) no preparo de cavidades para a colocação de implantes osseointegrados. Foram realizadas perfurações em mandíbulas de suínos até a profundidade de 10mm, com velocidade de 1250rpm, torque de 40N e irrigação externa com fluxo de

30ml/minuto. A temperatura foi medida com um termômetro portátil, sem contato, com leitura óptica, localizado 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, de 48,7°C. O tempo de perfuração óssea aumentou de acordo com o uso progressivo das brocas. O autor concluiu que as brocas estudadas apresentaram eficiência de corte em 18 utilizações, sem atingir uma temperatura lesiva ao tecido ósseo, e que o tempo de perfuração está diretamente relacionado ao poder de corte das brocas.

Cardoso (2000) avaliou a capacidade de corte das brocas da marca comercial 3i. O estudo foi realizado em tíbia de cães e o conjunto de brocas do sistema foi utilizado. As perfurações foram realizadas pelo mesmo operador e a profundidade de perfuração foi de 7mm, com irrigação. Depois de três dias, as amostras foram removidas para serem analisadas. Na análise histológica foram observados: o número de lacunas sem osteócitos; a presença de osteoblastos pavimentosos ou cubóides; e a proliferação fibroblástica presente na periferia da parede das lojas preparadas. A finalidade do estudo foi, em essência, verificar a relação entre o desgaste da broca e o dano ao osso da loja por meio de análises histológicas. Estabeleceu-se que as brocas da marca 3i podem ser utilizadas 40 vezes em osso tipo III sem qualquer alteração óssea. Segundo o autor, considerando a importância da utilização repetida das brocas disponibilizadas no mercado pelos diversos fabricantes de sistema de implantes, faz-se necessária a realização de trabalhos experimentais que realmente possam comprovar a veracidade das informações fornecidas pelos representantes comerciais. O autor argumenta que não se pode ou deve aceitar que a utilização de materiais ou equipamentos para a execução de procedimentos em seres humanos seja baseada em evidências empíricas. Experimentos deste tipo deveriam ser obrigatórios e exigidos pela instituição e órgão que aprova a sua comercialização para que os fabricantes possam afirmar e demonstrar que aquelas brocas têm a durabilidade prescrita.

Fedell Junior et al. (2001) estudaram a reparação óssea após osteotomias em ratos. Os animais foram divididos em três grupos. No primeiro grupo foram realizadas osteotomias com alta rotação (300.000rpm); no segundo, com baixa rotação (20.000rpm) e no terceiro foram utilizados motores de implante com maior torque, contra-ângulo redutor e uma velocidade de 1.500rpm. Para cada animal foi utilizada uma broca *carbide* nº 6 nova, com irrigação abundante. Os períodos de eutanásia foram de 9, 16 e 24 dias. Em todos os períodos analisados, o grupo que utilizou o motor para implantes apresentou um processo de reparação óssea mais avançado do

que os outros dois grupos, provavelmente devido a um menor trauma provocado no tecido ósseo. Os autores concluíram que a alta rotação causou um atraso significativo no processo de reparação óssea e o processo de reparação óssea foi mais rápido no grupo que utilizou o micromotor para implante. O grupo de baixa rotação apresentou um processo de reparação intermediário em relação aos outros grupos.

Utilizando o método de termografia infravermelha, Benington et al. (2002) comparou a temperatura gerada com o método da irrigação interna e externa durante o preparo do tecido ósseo para receber implantes. O modelo experimental selecionado foi o osso de mandíbulas bovinas e uma força constante de 1,7Kg foi aplicada durante as perfurações. A velocidade foi fixada em 2.500rpm e brocas helicoidais com 2 e 3,5mm de diâmetro foram utilizadas. A irrigação foi realizada com o líquido em temperatura ambiente. O principal parâmetro registrado foi a variação de temperatura. As brocas de 2mm de diâmetro tiveram uma variação de temperatura de 3,0 a 3,1⁰C para irrigação interna e externa, respectivamente. As brocas de 3,5mm de diâmetro tiveram, por sua vez, aumentos de temperatura de 1,34 e 1,62⁰C respectivamente. Para os autores, o benefício de se utilizar um sistema de irrigação interna, mais dispendioso, foi considerado injustificável, já que os grupos desse sistema apresentaram mudanças térmicas no osso semelhantes as do grupo onde foi utilizada uma irrigação simples.

Adriani Junior (2002) mensurou o calor friccional gerado pelo preparo do tecido ósseo em implantodontia em um estudo *in vitro*. Como modelo experimental foi utilizado o osso cortical de fêmur bovino. As brocas testadas (marca comercial 3i) foram: i) broca helicoidal de 2,3mm de diâmetro; ii) broca-piloto de 2-3mm; e iii) broca helicoidal de 3mm de diâmetro. Termopares do tipo K foram usados para medir a temperatura nas profundidades de 3, 5 e 8mm e a 0,5mm de distância da perfuração de 3mm e a 0,85mm da perfuração de 2,3mm. As perfurações onde foram colocados os termopares estavam preenchidas com pasta térmica para uma melhor aquisição dos dados. O mesmo operador realizou todas as perfurações, que tinham 8mm de profundidade, a uma velocidade de 1500rpm. O método de irrigação interna e externa foi comparado, com um fluxo de 100ml/min. O autor observou que a irrigação interna foi superior à irrigação externa e a broca de 2,3mm gerou mais calor do que as duas outras.

Baixas velocidades de perfuração durante a preparação do leito para receber implantes pode reduzir a geração de calor devido ao calor friccional gerado ser menor quando comparado com o calor gerado por altas velocidades do motor. Com o propósito de averiguar tais afirmações,

Sharawy et al. (2002) mediram o calor gerado por três velocidades de perfuração (1.225, 1.667 e 2.500rpm), usando quatro sistemas de implantes. Como modelo experimental utilizaram mandíbula e maxila de porco. Quatro termopares do tipo K foram inseridos a uma distância de 1mm da perfuração, nas posições mesial, distal, vestibular e lingual e a 8mm de profundidade. Quatro sistemas de implantes foram testados, sendo dois com o sistema de irrigação interna e dois com o sistema de irrigação externa. Os resultados dessa investigação deixaram claro para os autores que velocidades mais altas geram menos calor durante a osteotomia. Os autores avaliaram que, quanto menor a velocidade, maior o tempo requerido para concluir a perfuração e conseqüentemente maior o aquecimento gerado pelo calor friccional. Foi sugerido que velocidades altas podem ser usadas clinicamente, especialmente em casos onde o tecido ósseo seja mais denso. Um outro aspecto investigado pelos autores foi o tempo requerido para a temperatura voltar à temperatura inicial após a perfuração. Foi observado que, quanto maior o tempo de perfuração, maior o aumento de temperatura e maior o tempo requerido para a temperatura retornar à temperatura inicial. Devido ao fato de o estudo ter utilizado desenhos diferentes de brocas, de diferentes sistemas, observou-se que a geometria da broca poderia influenciar significativamente os resultados.

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

Não houve diferenças significativas na temperatura produzida pelas brocas de 2 e 3mm nas duas localizações.

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

Faria et al. (2005) avaliaram a temperatura gerada durante o preparo do tecido ósseo comparando brocas de três sistemas de implantes: Conexão, Nobel e 3i. Foram utilizadas brocas de 2 e 3mm de diâmetro até a profundidade de 13mm, a uma velocidade de 1.500rpm com força intermitente de 2.000g sob irrigação em temperatura ambiente. O modelo experimental utilizado foi o osso cortical de fêmur bovino, que ficou imerso em um banho de água a 37°C , simulando a temperatura do corpo humano. As temperaturas foram medidas por termopares inseridos no osso a 1mm de distância da perfuração, em profundidades de 5 e 13mm. Foram realizadas trinta perfurações com cada broca estudada. Os autores observaram que a melhor condição foi observada com a broca Conexão de 2mm, na profundidade de 5mm ($36,10^{\circ}\text{C}$) e a condição menos favorável ocorreu com a broca da marca Nobel com 2mm de diâmetro na profundidade de 13mm ($38,84^{\circ}\text{C}$). Com isso, concluiu-se que os maiores valores de temperatura foram observados para a profundidade de 13mm, independentemente do tipo de broca. O aumento do diâmetro induziu uma diminuição da temperatura para as brocas das marcas 3i e Nobel, e um aumento para as brocas da marca Conexão. Não foram observadas temperaturas superiores ao limite biológico (47°C).

2.4 AS BROCAS

Gorelick e Gwinnett (1987) revisaram o histórico das brocas e do ato de perfurar. Após uma pesquisa de sete anos e do desenvolvimento de um método que permitisse analisar marcas deixadas pelas brocas, observaram achados históricos ao longo de um período de 6.000 anos. No período paleolítico (2.5000–1.2000 anos antes de Cristo) foi encontrado um instrumento em forma de flecha e base larga que seria supostamente segurado na mão e girado em ambos os sentidos com alto torque e baixa velocidade. No período mesolítico, os perfuradores de pedras (microbrocas) eram presos em cabos de osso e deram origem às primeiras peças de mão. Tornaram-se mais eficientes, aumentaram ligeiramente a velocidade e o torque, além do número de ângulos cortantes. No período neolítico houve um aumento muito grande na velocidade de rotação. A microbroca foi presa a um arco com uma corda, o que aumentou em 40 vezes a velocidade. Na era do bronze, a maior mudança na perfuração foi o uso de abrasivos. Cada partícula de abrasivo funcionava como uma microbroca, o bronze começou a ser usado e era ideal, porque as suas brocas que não eram pontiagudas não quebravam tanto como as brocas de pedras. Acredita-se que as brocas iniciais eram de cobre, pois o bronze era muito escasso e caro. Chega-se então a idade do aço, onde as brocas continuavam em forma de flecha e apenas pedras com dureza até grau 3 de Mohs podiam ser perfuradas, mas nada acima disto. O aço não era temperado e as brocas podiam ser reutilizadas. Com o uso do diamante, conseguiram-se melhores resultados. Nos dias atuais sabemos que as brocas diamantadas possuem alto poder de corte. No entanto, a odontologia conta com muitos outros tipos de brocas de várias outras ligas. As brocas usadas em implantodontia são confeccionadas em aço inoxidável e seguem a norma técnica regulada e fiscalizada pela ANVISA. A normatização contém várias proporções de liga utilizada, e cada fabricante pode optar por uma delas (*INTERNATIONAL STANDARD ISSO 7153-1: 1991(E); INTERNATIONAL STANDARD ISSO 7153-1: 1991/ Amd. 1:1999(E)*).

Saha, Dal e Albright (1982) se empenharam em desenvolver uma nova broca cirúrgica com o objetivo de minimizar a força de perfuração e a temperatura, tornando mais efetiva a remoção óssea e evitar a ocorrência de necrose térmica do osso durante procedimentos cirúrgicos em ortopedia. Neste estudo, o desenvolvimento de uma broca foi analisado por vários parâmetros geométricos, concentrando-se principalmente na temperatura gerada e na força desenvolvida, já que esses são os dois fatores mais significativos relacionados à perfuração cirúrgica. Com base

nessas considerações, a nova broca espiralada desenvolvida foi comparada com brocas cirúrgicas existentes. A temperatura em osso bovino foi mensurada com a utilização de termopares inseridos a 1mm do perímetro da perfuração. As perfurações foram feitas sem a irrigação das brocas. O pico de temperatura desenvolvido durante a perfuração pela broca nova variou entre 30 : 40°C. Concluiu-se que a nova broca penetrava mais rapidamente no tecido ósseo e com menor força, proporcionando uma significativa diminuição da temperatura gerada e evitando o acúmulo de resíduos ósseos nas ranhuras da broca. Segundo os autores, a temperatura gerada pode ser reduzida significativamente com modificações sutis do desenho da broca, sob idênticas condições de parâmetros de corte.

Na implantodontia oral, a função da broca é criar uma perfuração dentro da qual um implante é colocado. A função básica da ponta da broca consiste em executar o corte. O corpo da broca, por sua vez, deve manter a concentricidade da perfuração assim que o processo da perfuração se inicia. O início do corte do osso é muito importante, visto que ele provê a orientação para o corpo da broca. Segundo Kay, Gilman e Way (1991), manter os ângulos afiados é essencial para a vida útil da broca, que perde o corte sob condições de força, esterilização e choque com outros objetos metálicos ou duros. A dureza da ponta da broca e das superfícies de corte estende a vida do metal e diminui a susceptibilidade ao uso. Entretanto, isto também impossibilita a afiação da broca. Os canais laterais (*flutes*) das brocas são concebidos para remover os fragmentos ósseos da ponta da broca à medida que eles vão sendo cortados e permitir que eles saiam da perfuração. As bordas afiadas nos canais laterais cortam o osso para manter a perfuração com o mesmo diâmetro e permitir que as paredes da perfuração sejam regularizadas, contrabalanceando os efeitos da elasticidade associados ao corte do tecido ósseo. A criação da broca tri-espada representou um avanço no desenho para superar a eficiência inadequada das brocas anteriores. A base do desenho da broca tri-espada é a estabilidade e a centricidade natural da ponta, além de três ângulos de corte e três canais laterais. As três lâminas atuam como um artifício para manter a concentricidade na porção do corpo da broca e provêem um mecanismo para conferir um formato redondo à perfuração. Cada lâmina faz muito menos trabalho de corte ao longo do tempo. Um avanço na tecnologia das brocas é o processo de banho em nitreto de titânio. Este banho fino promove um ângulo de corte que dura mais em comparação com o aço carbono e cria a oportunidade de aumentar a vida útil da broca. Entretanto, não existe

oportunidade para uma nova afiação da broca com esta técnica. Esse banho deixa uma coloração amarelada, embora outras cores sejam possíveis.

Cordioli e Majzoub (1997) estudaram a geração de calor durante a preparação do leito para implantes *in vitro*. As perfurações foram realizadas em blocos ósseos de cortical de fêmur ovino, sob irrigação à temperatura ambiente, com uma força constante de 2kgf durante a perfuração. Foram utilizadas brocas de 10mm de comprimento, espirais (*twist drill*) de 2 e 3mm de diâmetro e brocas com três canais laterais (*triflutes*) com 3,3mm de diâmetro, a 1.500rpm. As temperaturas foram avaliadas com a utilização de termopares posicionados em diferentes profundidades (4 e 8mm) e a 1mm de distância do perímetro da perfuração com broca de 2mm. As brocas eram trocadas a cada 30 perfurações. O maior aumento de temperatura foi observado com brocas espirais de 2mm de diâmetro na profundidade de 4mm ($32 \pm 6,25^{\circ}\text{C}$) e 8mm ($35,05 \pm 1,79^{\circ}\text{C}$). Para as brocas com três canais laterais (*triflutes*) não houve diferenças significativas entre as duas profundidades analisadas. A elevação máxima da temperatura, observada nas primeiras 10 perfurações com alta velocidade da broca, não foi significativamente diferente das outras 20 perfurações com cada uma das 4 brocas estudadas. Um outro fator avaliado neste estudo foi o tempo requerido para a temperatura máxima voltar à inicial. Este tempo foi maior para a broca de 2mm do que para a broca de 3,3mm e foi mais demorado na profundidade de 4mm do que na de 8mm. Os autores sugeriram, então, que as brocas de canais laterais (*triflutes*), pela sua geometria, possuem uma eficiência de corte e uma capacidade de dissipação de calor melhor do que as brocas helicoidais (*twist*).

O efeito da fadiga mecânica e térmica no desempenho das brocas odontológicas foi o tema do estudo conduzido por Harris e Kohles (2001). O objetivo deste estudo foi investigar os efeitos do uso repetido e da esterilização no desempenho das brocas. Para isto, cinco tipos de brocas de aço inoxidável série 400, sendo dez de cada tipo, foram avaliados. Brocas helicoidais de 2 e 2.3mm de diâmetro com 15 a 20mm de comprimento participaram do experimento. As brocas descartáveis e as reutilizáveis foram comparadas. Como modelo experimental selecionou-se um polímero de acetato que simulava o osso maxilofacial vivo, partindo-se do pressuposto de que um modelo homogêneo e isotrópico minimizaria as variáveis dos tipos ósseos, cortical e alveolar, incorporadas nos resultados. Perfurações contínuas em quatro estágios (3, 5, 7, e 10,5mm de profundidade), com uma velocidade de 3,5mm/s e uma velocidade livre de 1.500rpm, foram feitas. A cada três perfurações era realizado um ciclo de esterilização. Cada broca realizou

30 perfurações. Medidores digitais foram conectados a um sensor de torque e a uma célula de carga destinada a registrar os valores de pico de torque (em N/cm) e a carga (em N) durante cada procedimento. Imagens de microscopia eletrônica de varredura mostraram que não houve sinais de corrosão na superfície das brocas. Os resultados revelaram a dependência positiva entre o desempenho da broca e as pressões mecânicas e térmicas acumuladas. Concluiu-se que o desempenho da broca é dependente do seu desenho e que a excessiva repetição de perfurações e esterilizações altera a capacidade de corte de todos os tipos de brocas.

Chacon et al. (2006) investigaram a influência da geometria da broca na geração de calor durante o preparo de leitos para implantes. Utilizando osso cortical de fêmur bovino e termopares posicionados a 0,5mm de distância do local da perfuração, compararam o calor gerado por três sistemas diferentes de implantes. Para entendermos melhor a diferença entre o desenho das brocas estudadas, definiu-se ângulo de alívio (*relief angle*) como a superfície adjacente ao ângulo de corte e abaixo dele quando o instrumento está girando em uma posição horizontal e ângulo de desobstrução (*clearence angle*) como a superfície que segue atrás da borda à medida que a broca rotaciona. O sistema A (broca com três espirais e com alívio de ângulo), o sistema B (broca com três espirais e sem alívio de ângulo) e o sistema C (broca com dois espirais e com ângulo de alívio) participaram deste estudo. Cada broca (na sequência indicada pelo fabricante de cada sistema) foi utilizada por vinte e cinco vezes. A cada dois usos as brocas foram lavadas em ultrassom e esterilizadas em autoclave. Os autores puderam notar que entre os sistemas A e C o aumento de temperatura não excedeu o limite de 47°C e não houve diferença estatística entre esses dois grupos. Já no grupo B foi notado um aumento de temperatura considerável, ultrapassando a temperatura limite de 47°C, chegando a 60°C após vinte e cinco usos. Este estudo mostrou um aumento na geração de calor proporcional aos usos das brocas, no entanto, os sistemas A e C ficaram dentro da temperatura limite, já o sistema B excedeu esse limite. Contudo, na análise em microscopia, poucas evidências de desgaste das brocas foram notadas após vinte e cinco utilizações.

2.4.1 PRODUÇÃO E COMPOSIÇÃO DAS BROCAS CIRÚRGICAS

O preparo do leito cirúrgico para a instalação de implantes dentários é realizado através de instrumentos cortantes, rotatórios, chamados de brocas cirúrgicas. Um dos possíveis materiais utilizados na confecção destes instrumentos é o aço inoxidável. Para entender melhor o desempenho destes instrumentos é necessário a compreensão deste material.

O aço é produzido a partir do minério de ferro, que é sua matéria-prima. A usina siderúrgica responde pela transformação do minério de ferro em aço, de maneira que ele possa ser usado comercialmente. O aço é o resultado da descarbonatação do ferro gusa (de 3,5 a 4,0% de carbono). O resultado é, então, uma liga metálica constituída basicamente de ferro e carbono, este último variando de 0,008% até 2 %, além de elementos residuais resultantes do seu processo de fabricação. Os aços diferenciam-se pela forma, tamanho e uniformidade dos grãos que o compõem e por sua composição química. Esta pode ser alterada em função do interesse de sua aplicação final, obtendo-se através da adição de determinados elementos químicos, aços com diferentes graus de resistência mecânica, soldabilidade, ductilidade, resistência à corrosão, entre outros. De maneira geral, os aços possuem excelentes propriedades mecânicas: resistem bem à tração, compressão, flexão e, como são um material homogêneo, podem ser laminados, forjados, estampados, estriados e suas propriedades podem ainda ser modificadas por tratamentos térmicos ou químicos (FERRAZ, 2003).

2.4.1.1 AÇO INOXIDÁVEL

Aço inoxidável é um termo genérico da família das ligas de aço resistentes à corrosão, que contém no mínimo 12 % de cromo. Este tipo de aço é de grande interesse de aplicação em determinados ambientes ou situações, devido à sua capacidade de resistir à corrosão aliada a algumas propriedades mecânicas. São fáceis de manusear, robustos, leves, possuem aspecto estético e higiênico e são recicláveis (FERRAZ, 2003; ANDRADE, 2000).

Existem atualmente uma grande variedade de ligas produzidas, cada uma apresentando propriedades específicas em função de sua composição química. Nesta composição química estão agrupadas as três famílias dos aços inoxidáveis:

- **Austenítico:** contém tipicamente 18% de cromo, 8% de níquel e baixo teor de carbono. Atualmente esta família responde por cerca de 70% do total de aços inox produzidos em todo o mundo, principalmente em função de características como: excelente resistência à corrosão, alta resistência mecânica, boa soldabilidade, boa conformabilidade, facilidade de limpeza e durabilidade. São recomendados para a confecção de: i) equipamentos para indústria química e petroquímica; ii) equipamentos para indústria alimentícia e farmacêutica; iii) construção civil e iv) baixelas e utensílios domésticos.

- Ferrítico: são ligas de ferro-cromo, contendo geralmente de 12 a 17% de cromo. Apresentam boa resistência à corrosão em meios menos agressivos, boa ductilidade e razoável soldabilidade. São utilizados na fabricação de: i) eletrodomésticos (fogões, geladeiras, etc) ; ii) balcões frigoríficos; iii) moedas; iv) indústria automobilística e v) talheres.
- Martensítico: também são ligas ferro-cromo. Uma característica desta família é a possibilidade de atingir altas durezas (1379 MPa) através de tratamento térmico. Entretanto, não são especificados para uso da construção civil. São recomendados para serem utilizados em: i) cutelaria; ii) instrumentos cirúrgicos como bisturi e pinças; iii) facas de corte e iv) discos de freio (CALLISTER, 2002; FERRAZ, 2003).

As diversas microestruturas dos aços decorrem da quantidade de elementos de liga presentes. Existem basicamente dois grupos de elementos de liga: os que estabilizam a ferrita (Cr, Si, Mo, Ti e Nb); e os que estabilizam a austenita (Ni, C, N e Mn). A composição química, junto com o processamento termo-mecânico, confere aos aços inoxidáveis propriedades diferentes. Segue uma descrição dos principais elementos de liga que compõe os aços inoxidáveis:

- Carbono: Está sempre presente no aço inoxidável. A quantidade de carbono regula todas as classes de aços inoxidáveis. Em todas as categorias, exceto no martensítico, o nível de carbono é mantido muito baixo. Na classe martensítica o nível de carbono é aumentado para aumentar a resistência e a dureza. O carbono pode ter um efeito na resistência à corrosão. Se ocorrer reação do carbono com o cromo (na forma de carbonetos) a formação da camada passiva estará comprometida. Se em algumas regiões localizadas o cromo for reduzido abaixo dos 10.5%, a camada passiva não se formará;
- Cromo: É um elemento altamente reativo e explica a natureza passiva de todos os aços inoxidáveis. A resistência aos efeitos químicos de corrosão e oxidação que ocorrem com aço carbono desprotegido resulta diretamente da presença do cromo. Uma vez que a composição contenha ao menos 10.5% de cromo, uma película aderente e insolúvel será formada instantaneamente na superfície, impedindo a futura difusão do oxigênio nesta superfície e a oxidação do ferro na matriz. Quanto mais elevado o nível de cromo, maior a proteção.

- **Níquel:** É o elemento essencial nas classes de aços inoxidáveis série 300. A presença do níquel resulta na formação de uma estrutura austenítica que dá a estas classes força, ductilidade e resistência mecânica ao calor. Aumenta a resistência à corrosão de uma forma geral e apresenta uma melhoria significativa na resistência ao ataque ácido, particularmente com ácido sulfúrico;
- **Silício e Cobre:** Quantidades pequenas de silício e cobre são adicionadas geralmente aos aços inoxidáveis austeníticos que contêm o molibdênio para melhorar a resistência à corrosão pelo ácido sulfúrico. O silício também melhora a resistência à oxidação e é um estabilizador da ferrita. Em aços inoxidáveis austeníticos, os índices elevados de silício melhoram a resistência à oxidação e impedem a carbonização em temperaturas elevadas (309 e 310 são exemplos);
- **Nitrogênio:** Em aços inoxidáveis austeníticos e duplex, o nitrogênio aumenta a resistência à corrosão intergranular. As classes austeníticas de baixas concentrações de carbono (designadas com um "L" desde que contêm menos de 0,03% de carbono), são sugeridas para operações de solda, visto que o carbono mais baixo minimiza o risco de sensitização (corrosão de aços inoxidáveis austeníticos expostos a ambientes corrosivos, geralmente associada à precipitação de carbonetos nos contornos de grão da austenita);
- **Enxofre:** geralmente é mantido em baixos níveis visto que ele pode formar inclusões de sulfetos. É usado para melhorar a maquinabilidade do aço. A adição do enxofre, entretanto, reduz a resistência à corrosão do tipo alvear (localizada) (TABECHERANI, 2005).

2.4.1.2 TRATAMENTOS TÉRMICOS

Tratamentos térmicos são o conjunto de operações de aquecimento e resfriamento a que são submetidos os aços, sob condições controladas de temperatura, tempo, atmosfera e velocidade de esfriamento. O tratamento térmico é bastante utilizado em aços de alto teor de carbono ou com elementos de liga. Seus principais objetivos são: i) aumentar ou diminuir a dureza; ii) aumentar a resistência mecânica; iii) melhorar resistência ao desgaste, à corrosão e ao calor; iv) modificar as propriedades elétricas e magnéticas; v) remover tensões internas,

provenientes, por exemplo, de resfriamento desigual; vi) melhorar a ductilidade, a trabalhabilidade e as propriedades de corte.

Os principais fatores de influência nos tratamentos térmicos são:

- aquecimento: geralmente realizado a temperaturas acima da crítica (723°), para uma completa “austenização” do aço. Esta austenização é o ponto de partida para as transformações posteriores, que vão acontecer em função da velocidade de resfriamento;
- tempo de permanência à temperatura de aquecimento: deve ser o estritamente necessário para se obter uma temperatura uniforme através de toda a seção do aço;
- velocidade de resfriamento: é o fator mais importante, pois é o que efetivamente vai determinar a estrutura e, conseqüentemente, as propriedades finais desejadas. As siderúrgicas escolhem os meios de resfriamento em função da seção e da forma da peça.

Dentre os tratamentos térmicos mais utilizados, encontram-se o recozimento, a normalização, a têmpera e o revenido.

- No recozimento, a velocidade de resfriamento é sempre lenta e o aquecimento pode ser feito a temperaturas superiores à crítica (recozimento total ou pleno) ou inferiores (recozimento para alívio de tensões internas). É utilizado quando se deseja:
 - remover tensões devido a tratamentos mecânicos a frio ou a quente, tais como o forjamento e a laminação;
 - diminuir a dureza para melhorar a usinabilidade do aço;
 - alterar propriedades mecânicas;
 - ajustar o tamanho do grão.
- A normalização é um tratamento semelhante ao anterior quanto aos objetivos. A diferença consiste no fato de que o resfriamento posterior é menos lento. Visa refinar a granulação grosseira de peças de aço fundido, que são também aplicadas em peças depois de laminadas ou forjadas, ou seja, na maioria dos produtos siderúrgicos. É também usada como tratamento preliminar à têmpera e ao revenido, visando produzir uma estrutura mais uniforme e reduzir empenamentos;
- A têmpera consiste no resfriamento rápido da peça de uma temperatura superior à crítica, com a finalidade de se obter uma estrutura com alta dureza (denominada estrutura martensítica). Embora a obtenção deste tipo de estrutura leve a um aumento do limite de

resistência à tração do aço, bem como de sua dureza, há também uma redução da maleabilidade e o aparecimento de tensões internas. Procuram-se atenuar estes inconvenientes através do revenido;

- Já o revenido geralmente sucede à têmpera, pois além de aliviar ou remover tensões internas, corrige a excessiva dureza e fragilidade do material e aumenta a maleabilidade e a resistência ao choque. A temperatura de aquecimento é inferior à 723° (crítica) e os constituintes obtidos dependem da temperatura a que se aquece a peça (FERRAZ, 2003).

No processo de fabricação das brocas cirúrgicas, as empresas normalmente adquirem as barras de aço. Após a usinagem dessa barra metálica, as peças são encaminhadas para o tratamento térmico. Geralmente esse tratamento térmico é realizado por empresas especializadas neste processo. Os processos mais utilizado para as brocas cirúrgicas são os tratamentos de têmpera e revenido. Após esse processo, é dado o polimento das peças e é realizada a afiação. Só então as brocas sofrem marcações a *laser* que indicam o comprimento.

2.4.1.3 AÇOS CIRÚRGICOS

Há uma concepção popular de que aços cirúrgicos especiais são usados para a confecção de instrumentais médicos. Os instrumentais médicos representam apenas 1% do total da produção de aço inoxidável e não existiria justificativa para o desenvolvimento de aços cirúrgicos especiais para a área médica. A maioria dos instrumentais cirúrgicos e odontológicos são manufaturados em aço inoxidável da classe comercial. Estes aços inoxidáveis atendem às exigências clínicas, onde o contato com tecido humano é transiente. Já para a fabricação de implantes, a utilização de aços especiais se faz necessária, pois estes aços devem ser apropriados para resistir ao contato prolongado com o tecido humano. Estes materiais são produzidos com composições químicas modificadas, desenvolvidas originalmente do aço inoxidável comercial de classe 1.4401 (AISI 316). Exigências específicas para a resistência à corrosão e a quantidade e o tamanho de inclusões não metálicas aplicam-se aos aços inoxidáveis da classe dos implantes, mas não aos aços inoxidáveis comerciais (NEWSON, 2002).

A norma técnica ISO 7153-1 especifica o aço inoxidável para instrumentos cirúrgicos e odontológicos fornecendo também uma indicação de aplicações médicas dos instrumentais para cada classe. Deve-se salientar que, embora, as classes listadas na norma ISO 7153-1 sejam

genéricas, elas podem ser relacionadas aos padrões de aço europeus e nacionais prontamente disponíveis para aplicações comerciais. Estas classes de aço são usadas, por toda a comunidade mundial, em instrumentais médicos e odontológicos. Os aços inoxidáveis austeníticos encontram aplicações nos dispositivos médicos onde uma boa resistência à corrosão e forças moderadas são requeridas. Como exemplos podemos citar os cinzéis, curetas, cânulas, agulhas hipodérmicas, bandejas, pinos cirúrgicos, brocas cirúrgicas etc. Estas aplicações requerem, freqüentemente, um material que seja facilmente modelado em formas complexas. Os aços inoxidáveis martensíticos são usados extensivamente para instrumentos dentais e cirúrgicos. Estes aços inoxidáveis podem ser endurecidos e modelados pelo tratamento térmico. Assim, são capazes de desenvolver uma escala larga das propriedades mecânicas (isto é aumentar a dureza para instrumentos de corte) por exemplo, as curetas, os cinzéis para osso, as alavancas, as brocas e brocas odontológicas, sondas exploradoras, fórceps, pinças hemostáticas e alicates ortodônticos (NEWSON, 2002).

2.5 AQUISIÇÃO DE DADOS E TERMOPARES

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, processos químicos, biofísicos, industriais, elétricos, mecânicos e térmicos. As informações a respeito de um processo podem, quase sempre, ser transformadas em um 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 proporcionar dados prontos para análise e processamento do sinal, bem como, elaboração de relatórios (gráficos e tabelas) e exportação de dados para outros programas. Um processo é analisado por meio de suas grandezas físicas, que podem ser medidas por meio de sensores. Os sensores ou transdutores são dispositivos que convertem grandezas físicas em sinais elétricos (tensão ou corrente). São exemplos de sensores: acelerômetro (mede aceleração), termopar (mede temperatura) e célula de carga (mede força). 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 AqAnalysis[®], que são programas destinados à aquisição e à análise de sinais coletados por meio dos sistemas de aquisição de dados ADS2000IP, produzido pela Lynx Tecnologia. 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 analógico-digital permite representar numericamente um sinal. O sistema ADS2000IP é basicamente composto por duas partes: controlador (responsável pela comunicação e conversão A/D) e um módulo de expansão (placa acondicionadora de sinais, que acondiciona o sinal analógico antes do processo de conversão para sinal digital). O termopar é um sensor usado para a medição de temperaturas. É formado por dois fios metálicos de composição distinta. Para a medição da temperatura, ocorre um efeito termoelétrico, bastante conhecido na 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 baseiam os termopares (FARIA 2005).

Alguns critérios devem ser observados na seleção dos termopares tais como : tipo de termopar, diâmetro do fio a ser utilizado, comprimento, faixa de temperatura, tipo de ambiente em que o termopar trabalhará, velocidade de resposta desejada e limites de erro admissíveis (TEHEMAR, 1999).

Existem vários tipos de termopares, dentre os quais os tipos T, J, E, K, N, S, R e B. As diferenças entre eles são dependentes do material dos fios, a faixa de temperatura de indicação para o seu uso e o tipo de atmosfera em que eles serão submetidos. O termopar do tipo T é constituído por um termoelemento positivo de cobre (100%) e um outro termoelemento negativo, *constantan* (Cu 55% Ni 45%). Os termoelementos são resistentes a corrosão em atmosferas úmidas e apresenta, dentre outros tipos, o menor limite superior de temperatura (370°C). Podem ser utilizados em atmosferas oxidantes, redutoras ou inertes. Seu limite de erro é de 0,5 °C ou 0,4% .

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste estudo consiste em avaliar o aumento da temperatura e da carga durante a perfuração, relacionando-as com o desgaste da broca após utilizações e esterilizações sucessivas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

4.1.1 MATERIAL PERMANENTE

O material utilizado foi:

- 3 brocas cirúrgicas helicoidais de 2,0 mm de diâmetro da marca Conexão^{®1}, lotes: 6061543; C512077; 933266
- 3 brocas cirúrgicas helicoidais de 2,0 mm de diâmetro da marca Dentoflex^{®2}, lotes: 01370306; 02054806; 02054706
- 3 brocas cirúrgicas helicoidais de 2,0 mm de diâmetro da marca Dérig^{®3}, lotes: S06C000118; L06E000190; S06C000389;
- 3 brocas cirúrgicas helicoidais de 2,0 mm de diâmetro da marca Sin^{®4}, lotes: D1347; E709; C2120;
- 2 termopares do tipo T⁵ ;
- 1 aquisitor de dados da marca Lynx^{®6}, modelo ADS 2000 IP;
- software AqDados 7.02, da marca Lynx[®],
- 1 microcomputador da marca Dell^{®7}, modelo Dimension 5150;
- 1 aparato de teste desenvolvido para este experimento, que consiste em uma cuba metálica com uma prensa do tipo Morça e uma resistência ligada a um termostato, controlador de temperatura digital ;
- 1 máquina de ensaio universal da marca Instron^{®8}, modelo 5565 com *software* Bluehill 2;
- 1 motor cirúrgico da marca Driller^{®9}, modelo Smart;

¹ Conexão Sist. de Prót. Ltda, Arujá, São Paulo , Brasil

² Dentoflex Com. Ind. Mat Odont. Ltda, São Paulo, São Paulo, Brasil

³ Dérig Ind. Come. Ltda, Barueri, São Paulo, Brasil

⁴ Sin Sist. de Impl. Nac. Ltda., São Paulo, São Paulo, Brasil

⁵ Ecil Met Tec Ltda, Piedade, São Paulo, Brasil

⁶ Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, Brasil

⁷ Dell Computadores do Brasil Ltda, Eldorado do Sul, Rio Grande do Sul, Brasil

⁸ Instron do Brasil Ltda, Barueri, São Paulo, Brasil

- 1 contra-ângulo, da marca Kavo^{®10}, com redução de 16:1;
- 1 autoclave da marca Cristófoli^{®11}, com capacidade para 12 litros;
- 1 cuba ultrassônica da marca Sercon^{®12};
- 1 termômetro de mercúrio¹³;
- 1 Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), marca LEO, modelo 1450 VP¹⁴;
- 1 prensa do tipo morça;
- 1 caneta da alta rotação, da marca Kavo[®].

4.1.2 MATERIAL DE CONSUMO

- Solução salina estéril¹⁵;
- Água destilada (4 litros)¹⁶;
- Detergente enzimático Riozyme Plus^{®17};
- 88 segmentos de costela bovina;
- Pasta térmica¹⁸;
- Pasta de silicone¹⁹;
- Brocas diamantadas n. 3195, da marca KG^{®20}.

⁹ VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda, São Paulo, São Paulo, Brasil

¹⁰ Kavo do Brasil Ind. Com. Ltda, Joinville, Santa Catarina, Brasil

¹¹ Cristófoli Equipamentos de Biossegurança Ltda, Campo Mourão, Paraná, Brasil

¹² Sercon Indústria e Comércio de Aparelhos Médicos e Hospitalares Ltda, Mogi Das Cruzes, São Paulo, Brasil

¹³ HG[®] Equipamentos Ltda, faixa de 0 a +300⁰C, São Paulo, Brasil

¹⁴ Marca LEO.

¹⁵ Soro de Cloreto de Sódio 0,9g. JP. Ind. Farmacêutica S.^a Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil

¹⁶ Flexijet – água para autoclaves. Máster Comércio exterior Ltda. São Paulo, São Paulo, Brasil

¹⁷ Rioquímica Ind. Com. Prod. Farmac. Ltda, Brasil

¹⁸ Pasta Térmica Artic Silver 5, Artic Silver Incorporated, Visália, CA, USA

¹⁹ Brascoved, Brascola Ltda, São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil

²⁰ KG Sorensen. Ind. Com Ltda. Barueri, São Paulo, Brasil

4.2 MÉTODOS

O presente estudo foi conduzido no Departamento de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

4.2.1 PREPARAÇÃO DO CORPO DE PROVA

O experimento foi realizado em osso de costela bovina, no qual se encontrava uma tábua óssea cortical de aproximadamente 4-5mm e uma camada medular densa interposta, assemelhando-se ao osso tipo II humano, segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985) (ERCOLI et al. 2004). Utilizaram-se 88 segmentos ósseos, que foram denominadas “corpos-de-prova” (Figura 1).

Cada corpo-de-prova tinha entre seis e oito centímetros de comprimento. Após sua obtenção, uma limpeza manual foi realizada para remover todo o tecido mole e periósteo aderidos a ele. Posteriormente, os corpos-de prova foram acondicionados em sacos plásticos e mantidos a -20°C, conforme prescrito por Matthews e Hirsch (1972), Lavelle e Wedgwood (1980), Ercoli et al. (2004) e Faria et al. (2005).



Figura 1: Corpo de prova, camadas cortical e medular interposta

Um dia antes da realização do experimento, após serem descongelados, os corpos-de-prova (costelas bovinas) eram preparados para possibilitar a colocação dos termopares em canais laterais. Um guia metálico foi confeccionado para padronizar o local dos canais laterais, (ERICKSSON e ADELL, 1986; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000; ERCOLI et al., 2004) (Figura 2). Os canais laterais tinham 1,5mm de diâmetro e eram em número de dois para cada local onde se realizou a perfuração teste. Um ficava do lado direito e o outro do lado

esquerdo. Para a confecção dos canais laterais foram utilizadas brocas diamantadas n.3195 em alta rotação, sob refrigeração do próprio equipo.

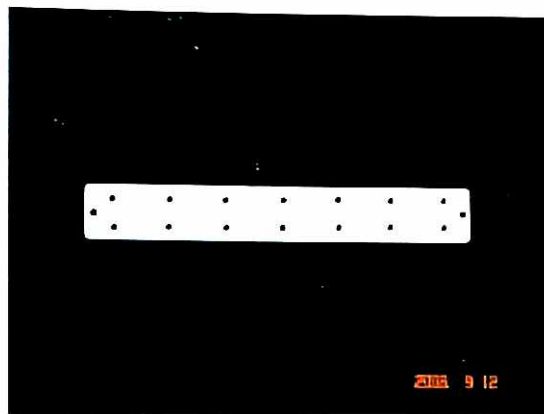


Figura 2: Guia metálico usado para padronizar o local dos canais laterais

Com a finalidade de conseguir estabilidade no momento da perfuração dos canais laterais o corpo-de-prova foi preso a uma prensa tipo Morça (Figura 3 a e b) e o guia acomodado sobre ele (Figura 4). Desta forma, os canais laterais foram preparados paralelamente ao eixo da perfuração teste. Um deles foi preparado com 5mm e o outro com 11,5mm de profundidade, a uma distância de 1mm da margem do diâmetro da broca utilizada no teste (LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; SAHA, DAL e ALBRIGHT, 1982; CORDIOLI e MAJZOUN, 1997; IYER, WEISS e MEHTA, 1997; SHARAWY et al., 2002; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al., 2005) (Figura 5).



Figura 3: Corpo de prova preso a prensa tipo Morça durante a preparação dos canais laterais



Figura 4: Guia acomodado sobre o corpo de prova



Figura 5: Corpo de prova após a confecção do canal lateral, direito e esquerdo

Para uma melhor condução do calor, os canais laterais onde os termopares foram inseridos foram preenchidos com pasta térmica, levada ao interior dos canais laterais com o auxílio de uma lima endodôntica tipo K, n.30 (ABOUZGIA e SYMINGTON, 1996; ADRIANI JUNIOR, 2002; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al., 2005). Em cada corpo de prova foram realizadas entre seis a oito perfurações teste. Para cada perfuração teste foram preparados 2 canais laterais, totalizando 12 a 16 canais laterais, havendo sempre 1cm de distância entre cada um deles (Figura 6).



Figura 6: Corpo de prova com canais laterais preenchidos com pasta térmica

4.2.2 O EXPERIMENTO

Existe uma variedade de sistemas e brocas para implantes disponíveis no mercado. Neste trabalho utilizaram-se quatro sistemas nacionais com brocas de formatos semelhantes, porém, com ligas metálicas diferentes. Foram utilizadas brocas helicoidais de 2,0mm de diâmetro dos seguintes sistemas nos ensaios: a) Conexão Sistemas de Prótese (Fabricante 1); b) Dentoflex Comércio e Indústria de Materiais Odontológicos (Fabricante 2); c) Dérig Indústria e Comércio (Fabricante 3); d) Sin Sistema de Implante Nacional (Fabricante 4). Todos os fabricantes seguem a norma técnica ISO 7153-1 (ANEXO 1), sendo que o fabricante 1 (Conexão) utiliza aço da série C, os fabricantes 2 e 3 (Dérig e Dentoflex) utilizam aço da série D e o fabricante 4 (Sin) utiliza aço da série B.

Três brocas de cada marca comercial foram avaliadas, totalizando 12 brocas, tomando-se o cuidado de utilizar brocas pertencentes a lotes de fabricação diferentes. Os respectivos lotes encontram-se descritos no item Material Permanente (página 59). Foram realizados 50 furos com cada uma das brocas ($12 \times 50 = 600$) para que fosse possível avaliar o desgaste sofrido em função do seu uso. As mudanças de temperatura e força necessária para realizar as perfurações foram monitoradas e avaliadas durante todas as utilizações das brocas. Para a análise qualitativa de desgaste utilizou-se análise em (MEV) observando o comportamento da topografia e dos ângulos de corte das brocas (SUTTER et al., 1992; JOCHUM e REICHART, 2000; HARRIS e KOHLES, 2001; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al., 2005; CHACON et al., 2006).

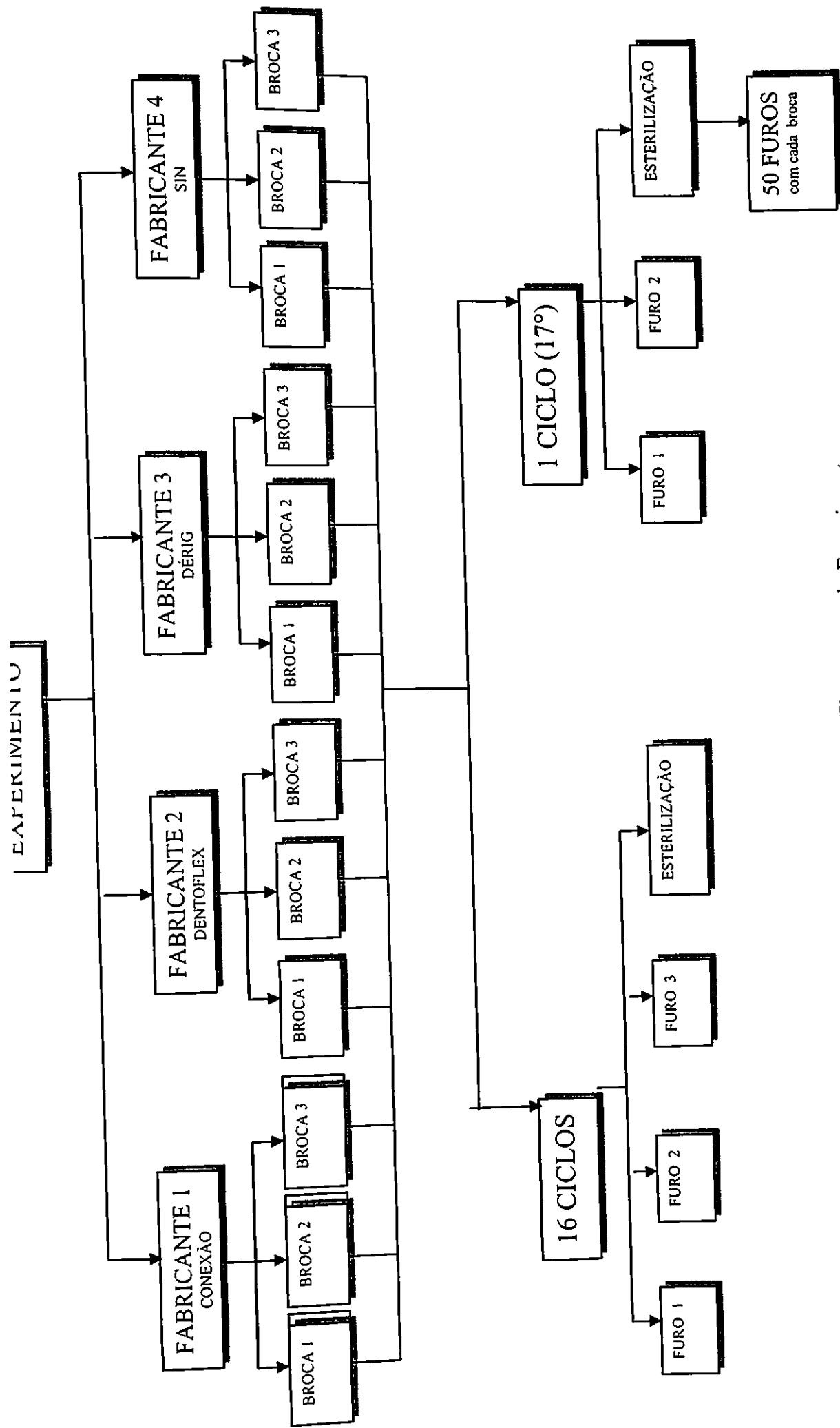


Figura 7: Fluxograma do Experimento

Para a realização do experimento utilizou-se uma máquina universal de ensaios da marca Instron[®], modelo 5575 pertencente ao laboratório do Departamento de Materiais Dentários da USP-SP. O software Bluehill2[®] foi especialmente instalado para a realização deste trabalho (Figura 7).



Figura 8: Máquina de ensaio universal da marca Instron, modelo 5565

Um aparato foi concebido e manufaturado especialmente para que o ensaio pudesse ser realizado na máquina. O aparato consta de duas partes: a primeira consiste em uma cuba em aço galvanizado com pintura eletrostática, dotada de uma resistência elétrica e uma prensa tipo morça em seu interior. A prensa morça serve para prender o corpo-de-prova durante a realização do experimento e a resistência, ligada a um controlador de temperatura digital, serve para aquecer e manter a água aquecida, dentro da cuba, a uma temperatura constante de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ (Figura 8). O conjunto resistência, prensa e corpo-de-prova permaneceu imerso em banho de água, termicamente regulado pelo controlador de temperatura, simulando a temperatura do osso vital (HODKIRK e RUSINIAK, 1977; MATTHEUS e HIRSCH, 1972; WATANABLE et al., 1992; CORDIOLI e MAJZOUN, 1997; IYER, WEISS e MEHTA, 1997; KERAWALA et al., 1999; JOCHUM e REICHART, 2000; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000; SHARAWY et al., 2002; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al., 2005). Quando a água do interior da cuba mudava de temperatura, o termostato reconhecia a alteração imediatamente, e o banho voltava a ser aquecido mediante liberação de energia para a resistência, através do controlador de temperatura.

Uma tampa acrílica foi especialmente desenvolvida para o aparato, mitigando risco de derramamento de água sobre a máquina de ensaio.

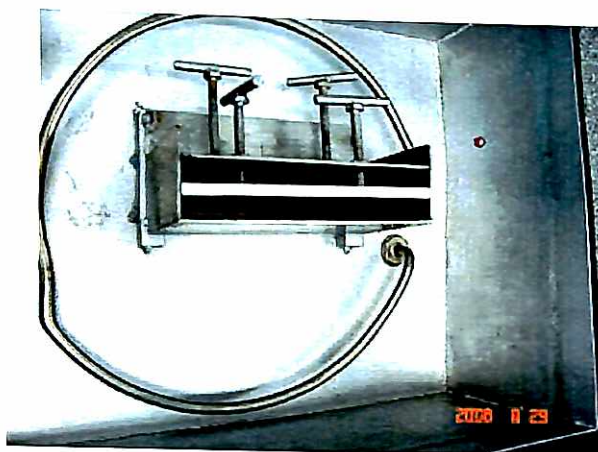


Figura 9: Primeira parte do aparato: cuba metálica, com prensa tipo morça e resistência elétrica

A segunda parte do aparato consiste em um suporte metálico e um parafuso em aço, que permitem a acoplagem do contra-ângulo e do motor cirúrgico na célula de carga da máquina de ensaios, possibilitando tomar as medidas da força durante a perfuração (Figura 9). Tomou-se um cuidado especial, durante a concepção do suporte metálico, para que o contra-ângulo ficasse alinhado com o centro da célula de carga, evitando distorção na aquisição dos dados.

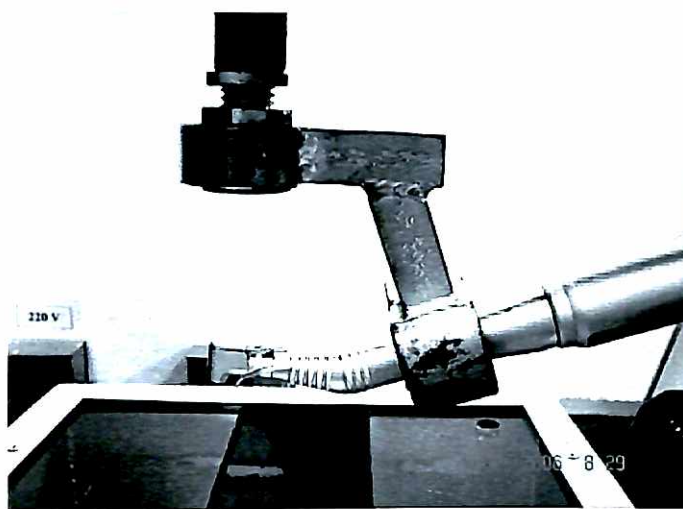


Figura 10: Segunda parte do aparato: suporte para acoplar o contra-ângulo da marca Kavo e o motor cirúrgico à célula de carga da máquina de ensaio



Figura 11: Instron após adaptação do aparato

Para realizar as perfurações utilizou-se um motor cirúrgico da marca “Driller, modelo mart” conectado a um contra-ângulo da marca “Kavo”, com redução de 16:1. A velocidade de rotação do motor foi padronizada em 1500rpm e o torque em 16N/cm (ERICKSSON e ADELL 1986; CORDIOLI e MAJZOUN 1997; HARRIS e KOHLES 2001; ADRIANI JUNIOR 2002; CORDIOLI et al. 2004; FARIA et al. 2005;) (Figura 12).



Figura 12: Bancada de trabalho no Laboratório de Materiais Dentários da USP-SP

As perfurações foram feitas até 11,5mm de profundidade, com movimento intermitente de rotação (subida e descida por 3 vezes consecutivas nas profundidades de 4, 8 e 11,5mm), com

tempo de trabalho de 72 segundos. A velocidade de deslocamento da máquina foi regulada em 0,7mm/seg com pausa de 1s entre os movimentos de descida (compressão) e subida (tração), para que o líquido da irrigação atingisse a broca e a cavidade óssea, como indicado na técnica descrita por Branemark (1969). Com isto também foi possível remover a porção de tecido ósseo aderido às bordas cortantes da broca, o que poderia causar resistência friccional e, por conseguinte, um aumento da temperatura diferencial.

A irrigação utilizada foi do tipo externa com solução salina a temperatura ambiente ($22^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$) e fluxo de 50ml/min (LAVELLE e WEDGWOOD, 1980). Um termômetro de mercúrio foi mantido dentro da solução de irrigação, permitindo a averiguação do líquido e a padronização da temperatura. O ambiente de trabalho estava climatizado a $22^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ durante a condução do experimento para evitar influências do ambiente. As temperaturas foram tomadas com 2 termopares tipo T, colocados a 1mm de distância da perfuração (LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; SAHA, DAL e ALBRIGHT, 1982; CORDIOLI e MAJZOUN, 1997; IYER, WEISS e MEHTA, 1997; SHARAWY et al., 2002; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al., 2005).

Um termopar foi posicionado a 5mm de profundidade e permitiu analisar a temperatura da perfuração da cortical óssea. Outro posicionado a 11,5 mm de profundidade permitiu checar a temperatura de toda a extensão da perfuração (CORDIOLI e MAJZOUN, 1997; ADRIANI JUNIOR, 2002; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al., 2005). Para cada perfuração (600 no total), analisaram-se duas medidas de temperatura, totalizando 1.200 medidas ($n = 600$) e mais 600 medidas de carga, totalizando portanto, 1800 medidas durante o experimento.

A cada três perfurações, com cada uma das brocas, foi realizada a descontaminação com detergente enzimático através de lavagem ultrassônica por 3 minutos. Um ciclo de esterilização em autoclave da marca Cristófoli®, modelo Vitale, com aquecimento a 121°C de temperatura e 1,1Kg/cm³ de pressão, com duração de 20 minutos de esterilização e 10 minutos de secagem foi realizado após cada descontaminação (JOCHUM e REICHART, 2000; HARRIS e KOHLES, 2001; FARIA et al., 2005). Para melhor organizar os dados coletados, cada estágio com três perfurações e uma esterilização passou a ser chamado de “ciclo experimental”, ou seja, um “ciclo experimental” designa três perfurações seguidas de descontaminação e esterilização. Para cada broca foram realizados 17 ciclos, sendo que no 17º ciclo foram realizadas apenas duas

rações, num total de 204 “ciclos experimentais” para os 4 fabricantes estudados (17×3 is x 4 fabricantes = 204).

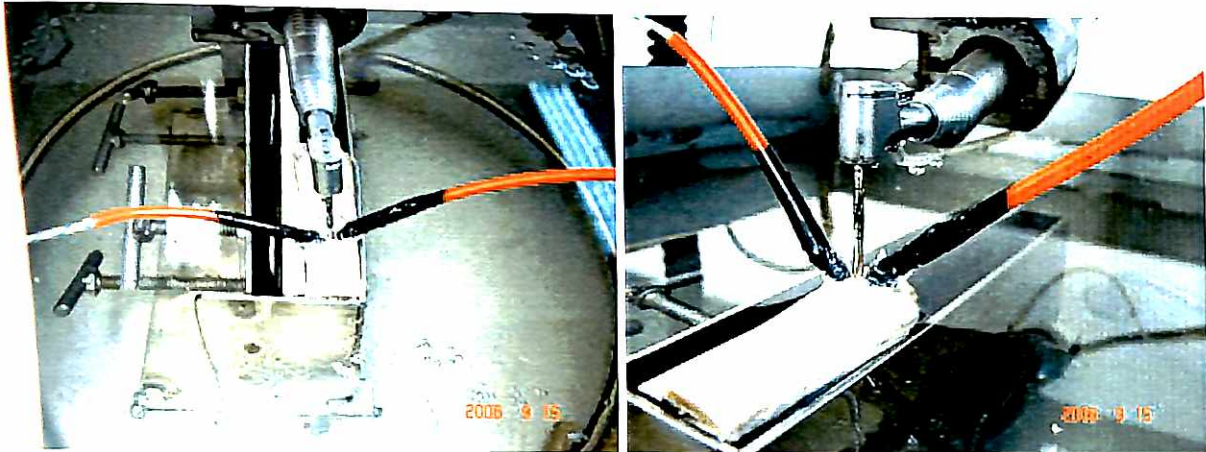


Figura 13 (a e b): Corpo de prova e termopares em posição para realizar a perfuração

A temperatura foi avaliada durante todo o tempo de perfuração e os dados foram coletados por um sistema de aquisição de dados modelo ADS 2000IP da marca Lynx[®] (que realiza uma medida por segundo, durante 72 segundos), conectado a um computador (Figura 14). O sistema ADS2000IP é basicamente composto de duas partes: controlador (responsável pela aquisição e conversão A/D) e um módulo de expansão (placa acondicionadora de sinais, que condiciona o sinal analógico antes do processo de conversão para sinal digital).



Figura 14: Computador portátil ligado ao aquisitor de dados ADS 2000IP.

O termopar do tipo T cobre (+) x *constantan* (-) foi escolhido para ser utilizado neste trabalho por ser resistente à corrosão em atmosferas úmidas e por apresentar, dentre outros tipos, o

menor limite superior de temperatura (370°C), diminuindo o risco de erros de leitura. Pode ser utilizado em atmosferas oxidantes, redutoras ou inertes. Seu limite de erro é de $0,5^{\circ}\text{C}$ ou $0,4\%$.

Os sinais gerados pelos termopares (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 da medida ($^{\circ}\text{C}$). O dispositivo montado para o registro foi calibrado antes do início dos ensaios.

Os dados de temperatura e carga foram analisados estatisticamente.

4.2.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística, os dados foram separados em dois arquivos de Microsoft Excel[®] correspondentes às cargas e as temperaturas. Os dados foram subdivididos em grupos de acordo com as marcas comerciais participantes.

Para o cálculo das médias de carga consideraram-se os maiores valores de carga durante a perfuração de aproximadamente 4 mm de osso, isto é, dos 4 mm de osso que apresentavam maior resistência mecânica à ação das brocas (Figura 15).

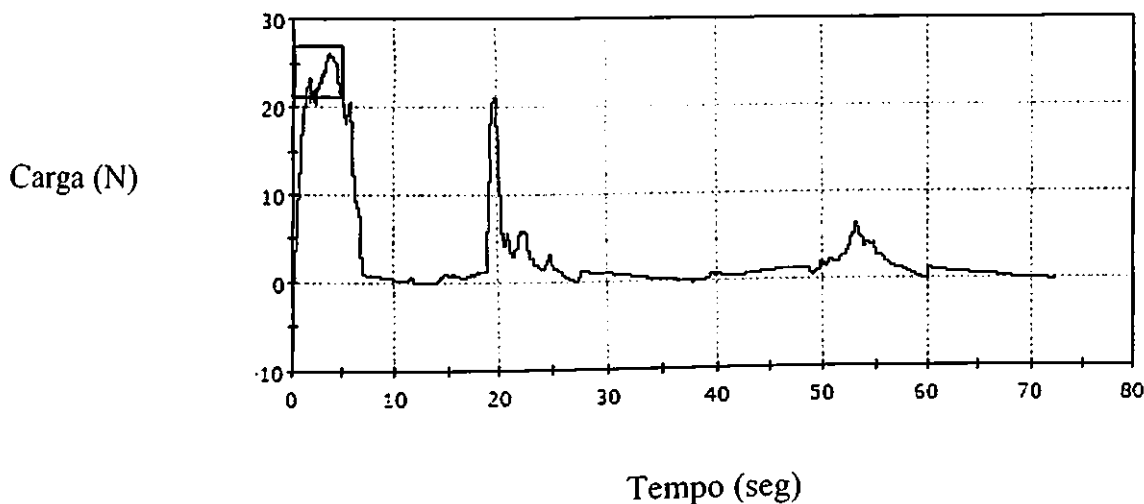


Figura 15: Gráfico típico de carga x tempo, com região utilizada pela análise estatística selecionada

O cálculo da temperatura foi dividido em duas análises que corresponderam as diferentes posições dos termopares. Para a temperatura medida a 11,5mm chamou-se de T 11,5 e para a temperatura medida a 5mm de profundidade chamou-se de T 5 (Figura 16).

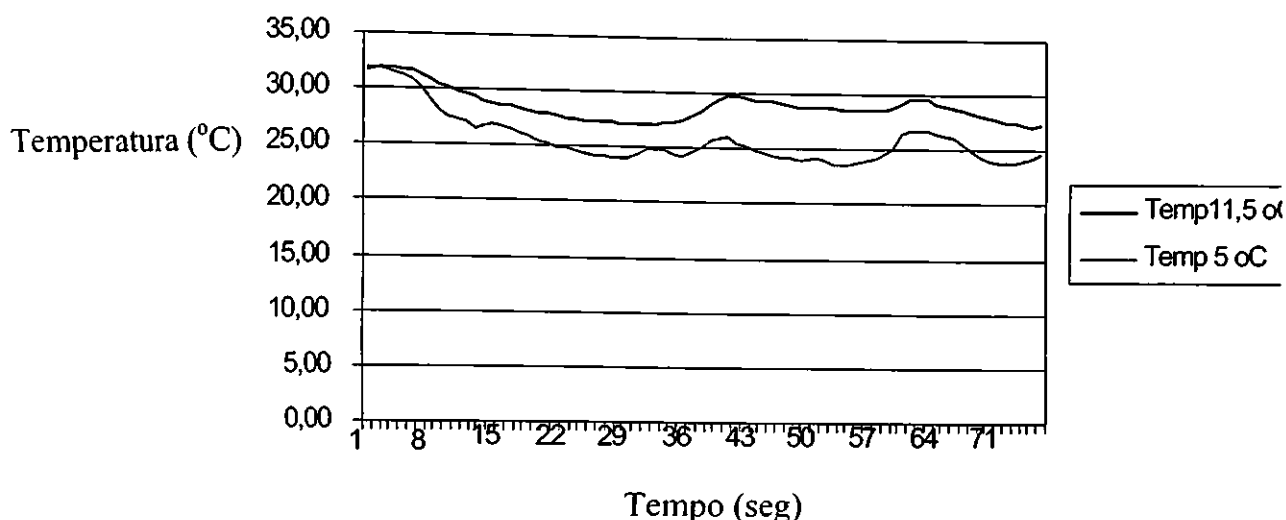


Figura 16: Gráfico típico de temperatura x tempo com curvas típicas de T 11,5 e T 5

A análise de estatística inferencial das médias dos valores de carga e temperatura foi desenvolvida com o emprego do método de análise de variância (ANOVA).

Este método faz a comparação de várias médias em um único bloco. Basicamente, a análise de variância consiste em verificar se a hipótese de igualdade das médias é verdadeira. Consideraram-se para as análises de variância os valores de carga e temperatura a partir do ciclo 4, furo 10, devido ao fato de que os ciclos 1, 2 e 3 foram rodados em outro laboratório, com equipamentos diferentes. Portanto, o ciclo 1 da análise corresponde ao ciclo 4 do experimento.

A análise estatística foi realizada no programa Statistica 6.0 da StatSoft. O nível de significância considerado para as inferências sobre os resultados das tabelas de análises de variância é de 5% (ou nível de confiança de 95%).

4.2.4 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

As brocas foram avaliadas quanto ao desgaste em microscópio eletrônico de varredura, comparando a topografia das brocas novas as brocas utilizadas. O objetivo dessa análise foi conhecer a micro-estrutura das brocas, considerada relevante à condição desses instrumentos após a seqüência de uso e esterilização. Foram tomadas 4 imagens de cada broca, com aumentos de 100, 300, 500 e 1000 vezes. O aumento de 100 vezes procurou avaliar a topografia da broca e os aumentos de 300 e 500 vezes avaliaram a configuração da superfície das pontas das brocas e o nível de desgaste ocorrido. O aumento de 1000 vezes, por sua vez, mostrou a rugosidade da superfície das brocas. Sabe-se que a eficiência de corte está diretamente relacionada com a rugosidade da superfície.

Em um tempo inicial (t_0), as brocas novas, sem nunca terem sido utilizadas, foram submetidas à fotomicrografia em microscópio eletrônico de varredura (MEV), para posterior análise comparativa. Em um tempo 1 (t_1) e 2 (t_2), as brocas foram novamente fotografadas após terem sido utilizadas 25 e 50 vezes (cada uma) respectivamente. Os quatro aumentos de microscopia foram fotografados em cada um dos tempos. O impacto do uso em osso e dos ciclos de esterilização na afiação das brocas foram avaliados e comparados através de uma análise qualitativa.

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos nestas condições experimentais são apresentados a seguir. Para possibilitar uma melhor análise, os resultados serão divididos em três itens: Carga, Temperatura e MEV. Para cada item serão apresentados os resultados separados por fabricante e, em seguida uma correlação entre eles.

As médias de carga e temperaturas T 11,5 e T 5 encontram-se no Apêndice 1, 2 e 3.

5.1 CARGA

Nesta primeira parte foi considerada a influência do fator uso (desgaste) sobre o fator carga. Para o cálculo das médias de carga consideraram-se os maiores valores de carga durante a perfuração de aproximadamente 4mm de osso, isto é, dos 4mm de osso que apresentavam maior resistência mecânica à ação das brocas.

Na análise de variância de dois fatores verificou-se a existência de diferença significativa entre as brocas e os furos (ANOVA II).

Havendo diferença, o método de Tukey foi aplicado, para verificar quais brocas são diferentes e quais são iguais.

5.1.1 FABRICANTE 1 (CONEXÃO)

Com base na análise da Tabela 1 pode-se observar a existência de uma diferença significativa entre as brocas e a inexistência de diferença estatisticamente significativa entre os furos.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II -					
Fatore	Som Quadrati	Graus libertad	Médi Quadrati	F	probabilida
Intercepto	46543.5	1	46543.5	5337.79	0.00000
broca	148.6	2	74.3	8.52	0.00044
Furo	485.8	40	12.1	1.39	0.10532
Erro	688.8	79	8.7		

Tabela 1: ANOVA II Fabricante 1

Na leitura da Tabela 2, tem-se como ponto de referência a célula vazia sob a média correspondente à broca. Se a probabilidade na linha da célula vazia sob a média em questão for maior que 0,05 ($P > 0,05$), a média situada no topo da coluna correspondente a uma das brocas será estatisticamente igual. Assim, conclui-se que broca 2 é igual à 3 e que a broca 1 é diferente da 2 e da 3.

Teste de Tukey HSD: Carga (N) (ANOVA-II-			
Broca	1	2	3
Média	21.13	18.84	18.70
1		0.00218	0.00125
2	0.00218		0.97762
3	0.00125	0.97762	

Erro: Entre soma de quadrados = 8,7196; graus de liberdade = 79

Tabela 2: Apresentação dos valores médios de carga para cada broca e a probabilidade de igualdade ou de diferença entre as brocas do Fabricante 1

As médias das cargas das brocas podem ser observadas no diagrama com as barras de erro Figura 17. Este gráfico ilustra as duas tabelas apresentadas anteriormente. A intersecção do alongamento horizontal das extremidades das barras verticais de erro indica que as médias são estatisticamente iguais. Se não houver intersecção, as médias são diferentes com um nível de confiança de 95% ou de significância de 5%. Com base nesta Figura, pode-se observar que a broca 2 é estatisticamente igual à 3 e que ambas são estatisticamente diferentes de 1, como representado na tabela 2.

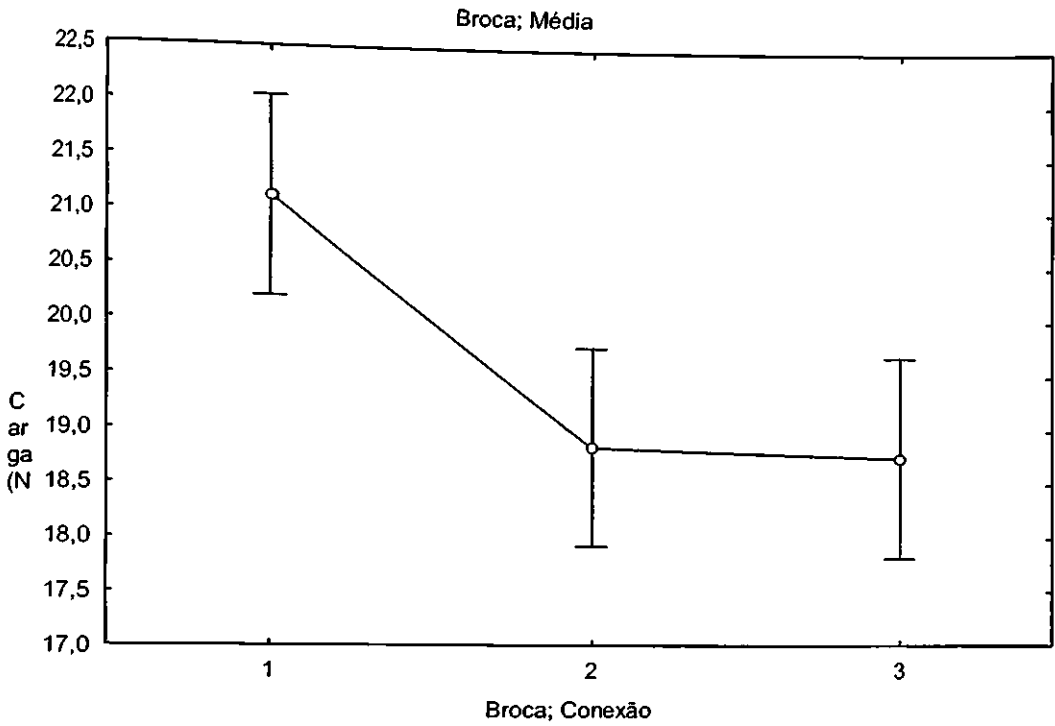
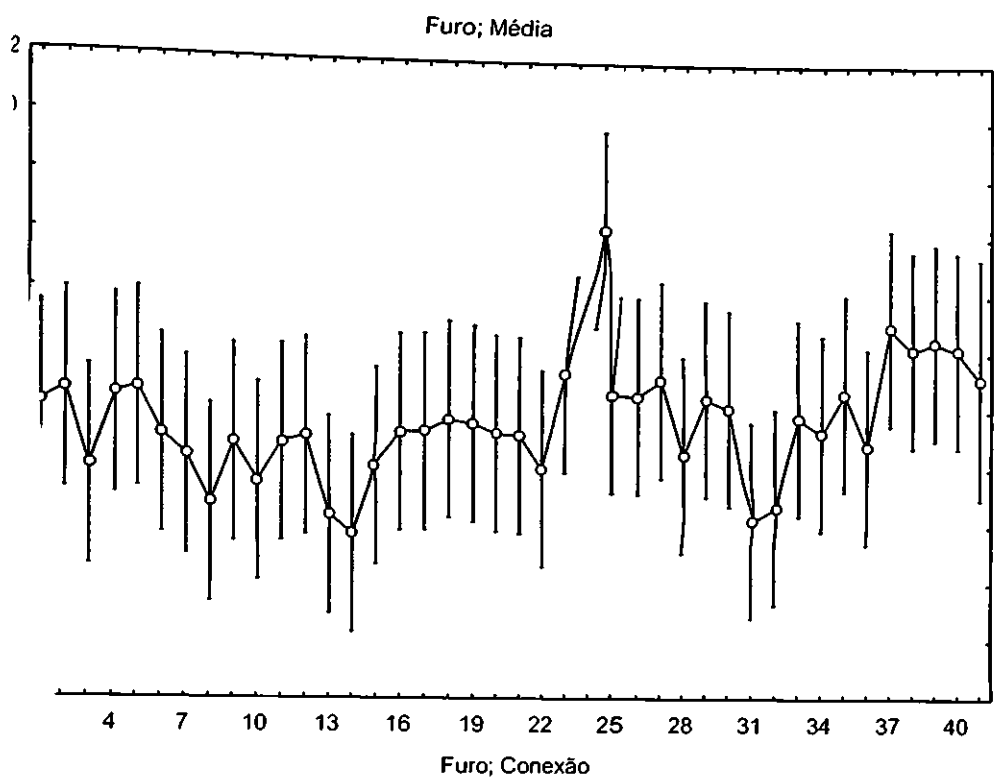


Figura 17: Gráfico ANOVA II Fabricante I

Pode-se ainda inferir, observando o gráfico da Figura 18, a grande margem de erro. Essa grande margem de erro pode ser atribuída ao fato da resistência do osso à ação da broca ser diferente de osso para osso e até mesmo ao longo um mesmo segmento.



das cargas dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%

3 2 (DENTOFLEX)

a análise da Tabela 3, pode-se observar a existência de uma diferença ; brocas e a inexistência de uma diferença estatisticamente significativa entre

a de Análise de Variância (ANOVA-II -					
S	Soma Quadrática	Graus liberdade	Média Quadrática	F	probabilidade
1	29411.5	1	29411.5	4998.00	0.00000
2	230.6	2	115.3	19.59	0.00000
3	241.3	40	6.0	1.02	0.45165
4	470.7	80	5.8		

Tabela 3: ANOVA II Fabricante 2

Teste de Tukey HSD: Carga (N) (ANOVA-II-				
Broca	1	2	3	
Média	14,38	14,6	17,39	
1		0,90696	0,00010	
2	0,90696		0,00011	
3	0,00010	0,00011		

Erro: Entre soma de quadrados = 5,8847; graus de liberdade = 80

Tabela 4: Apresentação dos valores médios de carga para cada broca e a probabilidade de igualdade ou de diferença entre as brocas do Fabricante 2

Na leitura da Tabela 4, pode-se verificar que a broca 1 é igual à 2 e que a broca 3 é diferente da 1 e da 2, no tocante á carga.

Os gráficos das figuras 19 e 20 corroboram as duas tabelas anteriores.

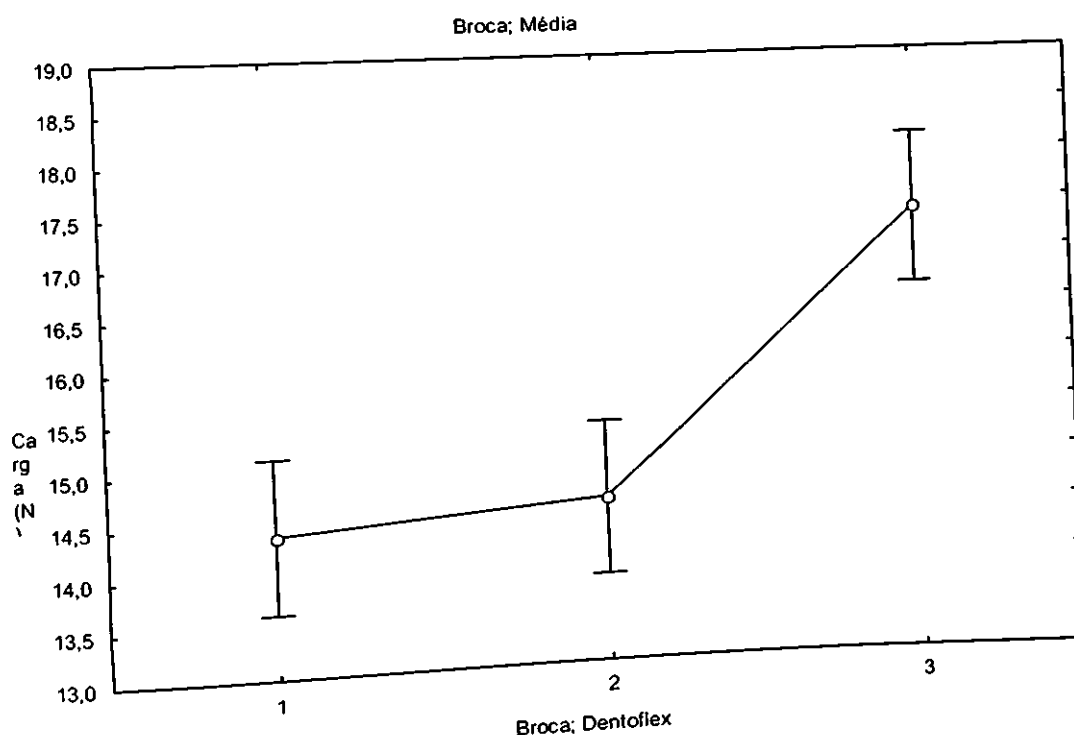


Figura 19: Gráfico ANOVA II Fabricante 2

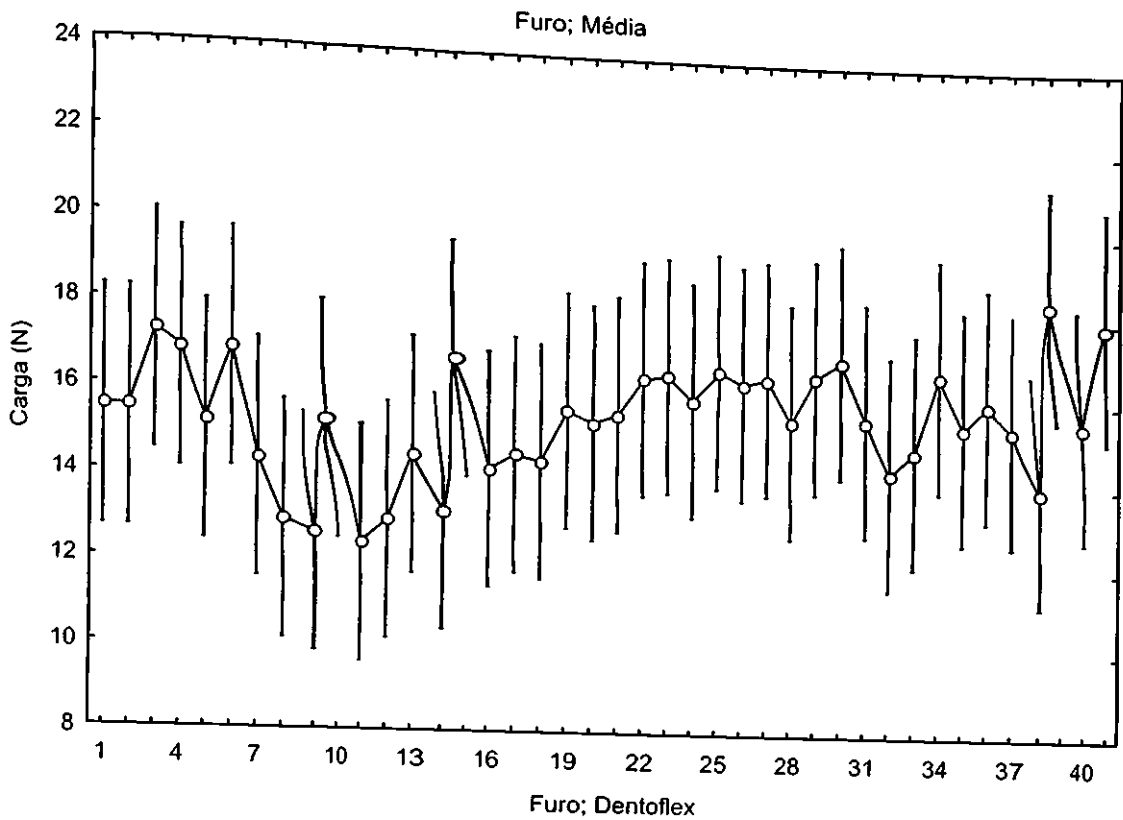


Figura 20: Médias das cargas dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%

5.1.3 FABRICANTE 3 (DÉRIG)

Com base na análise da Tabela 5 pode-se observar a existência de uma diferença significativa entre as brocas e entre os últimos furos.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II -					
Fatores	Soma Quadrati	Graus libertad	Média Quadrati	F	probabilida
Intercepto	15861.2	1	15861.2	2236.67	0.00000
Broca	376.4	2	188.2	26.54	0.00000
Euro	598.0	40	14.9	2.10	0.00234
Erro	567.3	80	7.0		

Tabela 5: ANOVA II Fabricante 3

Teste de Tukey HSD: Carga (N) (ANOVA-II-				
Broca	1	2	3	
Média	13.04	9.30	11.71	
1		0.00010	0.06856	
2	0.00010		0.00036	
3	0.06856	0.00036		

Erro: Entre soma de quadrados = 7,0915; graus de liberdade = 80

Tabela 6: Apresentação dos valores médios de carga para cada broca e a probabilidade de igualdade ou diferença entre as brocas do Fabricante 3

Na leitura da Tabela 6 pode-se verificar que a broca 1 é estatisticamente igual à 3 e que a broca 2 é diferente das brocas 1 e 3.

As figuras 21 e 22 vêm ao encontro do que as tabelas 5 e 6 demonstraram.

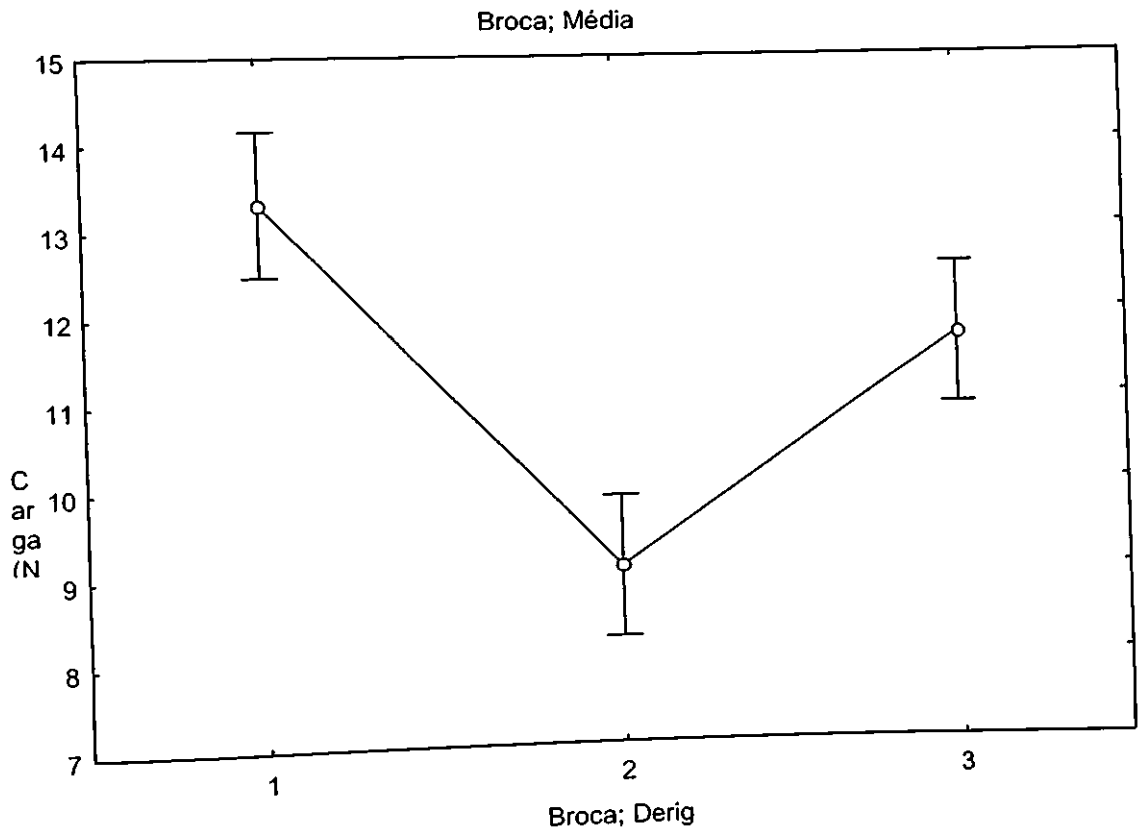


Figura 21: Gráfico ANOVA II Fabricante 3

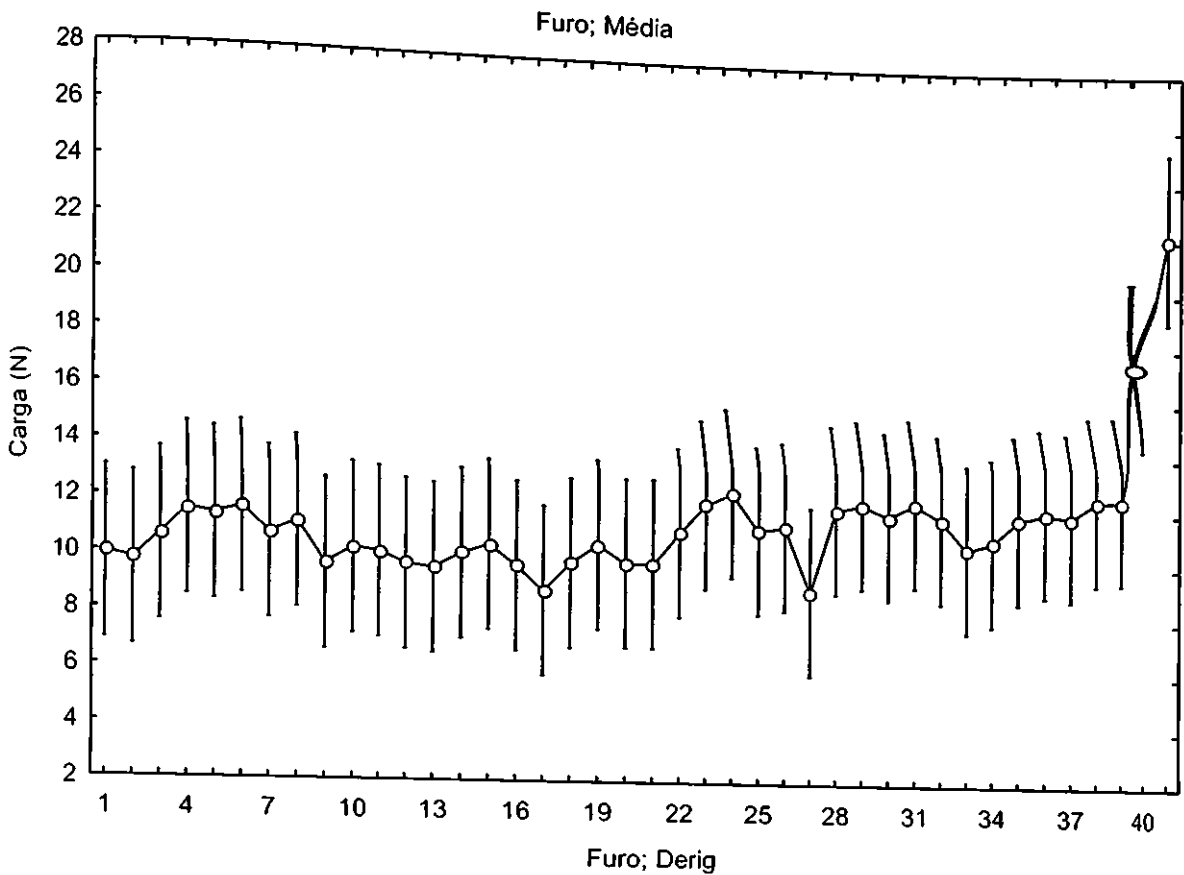


Figura 22: Médias das cargas dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%

5.1.4 FABRICANTE 4 (SIN)

Com base na análise da Tabela 7, pode-se observar a existência de uma diferença significativa entre as brocas e a inexistência de uma diferença significativa entre os furos.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II -					
Fatores	Soma Quadráti	Graus libertad	Médi Quadráti	F	probabilida
Intercept	27212.0	1	27212.0	2067.98	0.00000
Broca	881.6	2	440.8	33.49	0.00000
Furo	695.5	40	17.3	1.32	0.14492
Erro	1052.7	80	13.1		

Tabela 7: ANOVA II Fabricante 4

Teste de Tukey HSD: Carga (N) (ANOVA-II-				
Broca	1	2	3	
Média	18.41	11.94	14.25	
1		0.00010	0.00011	
2	0.00010		0.01378	
3	0.00011	0.01378		

Erro: Entre soma de quadrados = 13,159; graus de liberdade = 80

Tabela 8: Apresentação dos valores médios de carga para cada broca e probabilidade de igualdade ou de diferença entre as brocas do Fabricante 4

Com base na análise da Tabela 8, pode-se observar a existência de uma diferença significativa entre as brocas, sendo todas as brocas diferentes entre si.

O gráfico da figura 23 também demonstra essa diferença.

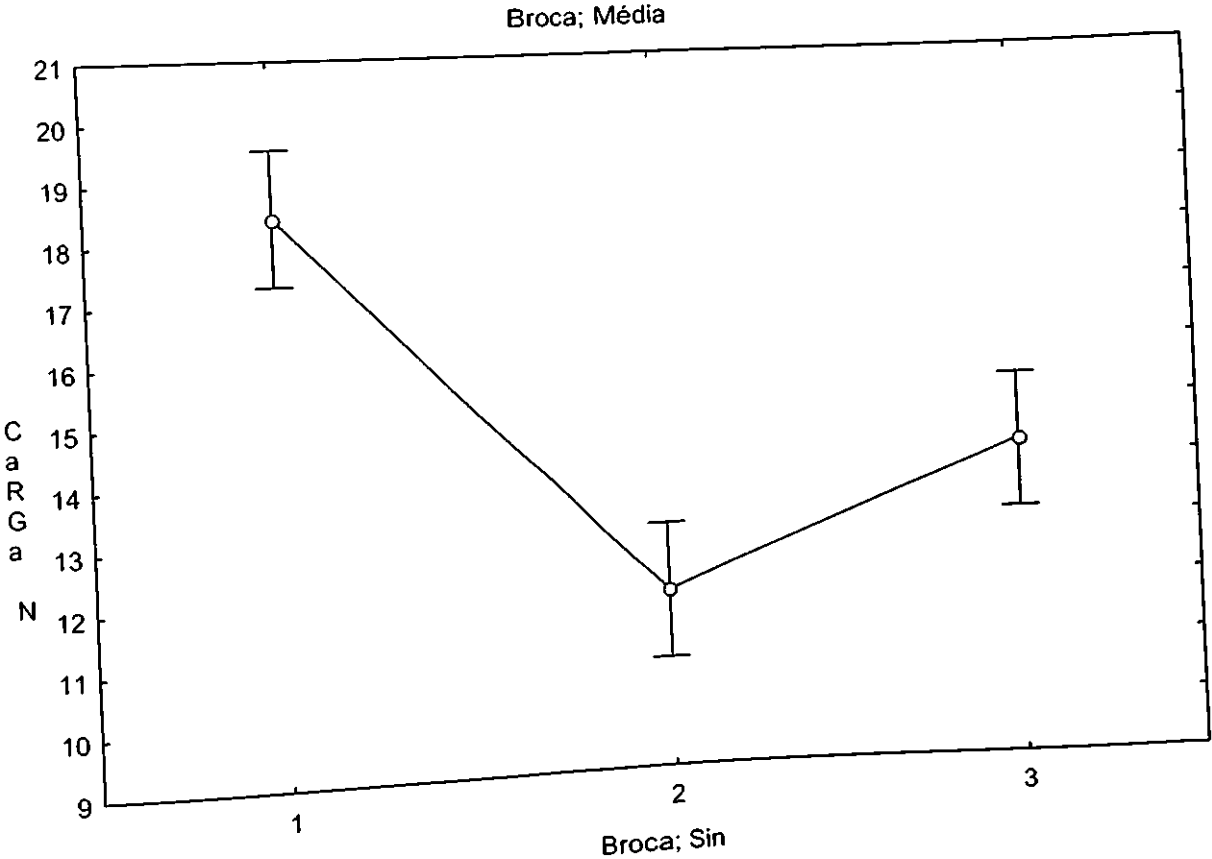


Figura 23: Gráfico ANOVA II Fabricante 4

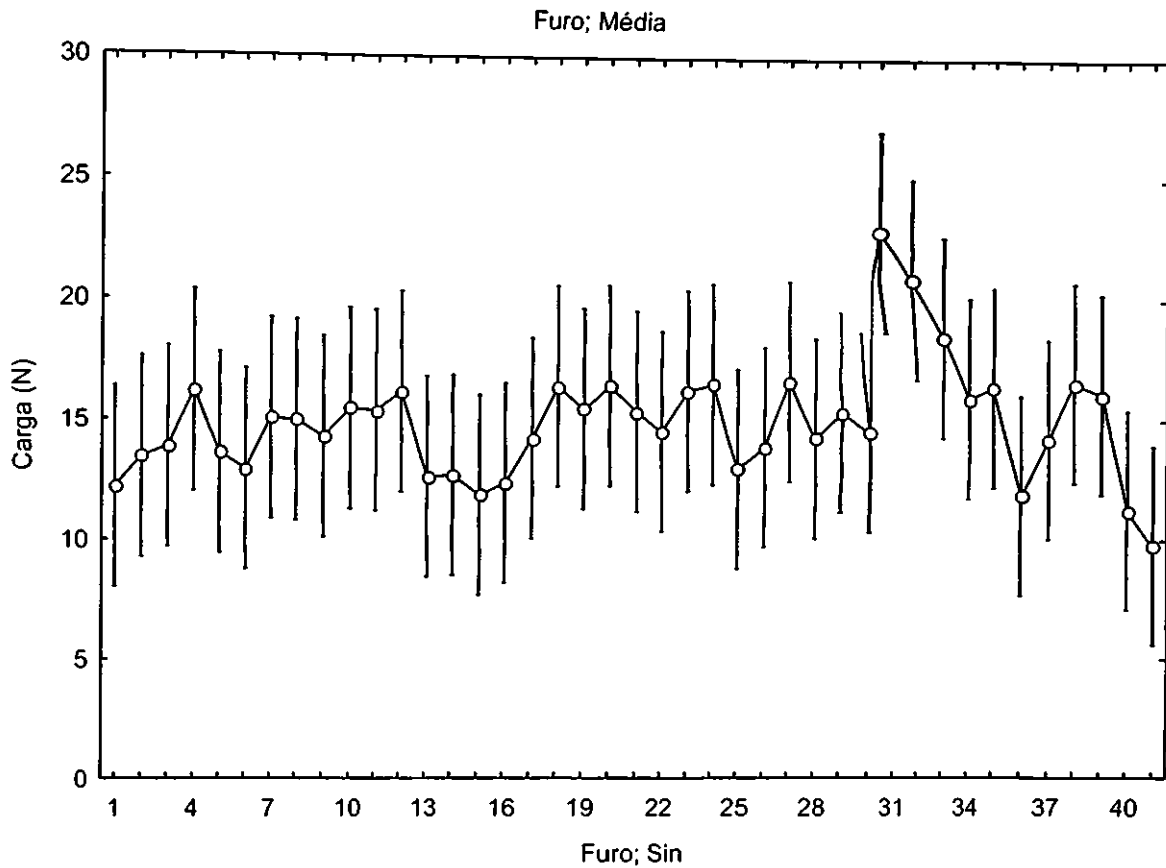


Figura 24: Médias das cargas dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%.

5.2 TEMPERATURA

Neste item foi considerado o aumento potencial da temperatura, correlacionando-o com o uso (desgaste) das brocas.

Os valores da temperatura nas diferentes posições do termopar (profundidade de 11,5mm para a Temperatura 11,5, e de 5mm para a Temperatura 5) também foram analisados e para cada fabricante foram feitas análises separadas da Temperatura 11,5 e da Temperatura 5.

5.2.1 FABRICANTE 1 (CONEXÃO)

De acordo com as tabelas 9 e 10, pode-se observar que existem diferenças estatisticamente significativas entre os furos, mas não entre as brocas deste fabricante, tanto para a Temperatura 11,5 (11,5mm) como para a Temperatura 5 (5mm). As figuras 25 e 27 ratificam esses resultados.

As figuras 26 e 28 mostram um aumento significativo da Temperatura 11,5, mas não da Temperatura 5, à medida que os furos são realizados.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II)					
Fatores	Som Quadrati	Graus libertad	Médi Quadrati	F	probabilida
Intercept	101980.	1	101980.	23251.2	0.00000
Broca	3.8	2	1.9	0.4	0.65309
Furo	1337.	40	33.	7.6	0.00000
Error	350.	80	4.4		

Tabela 9: ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 1

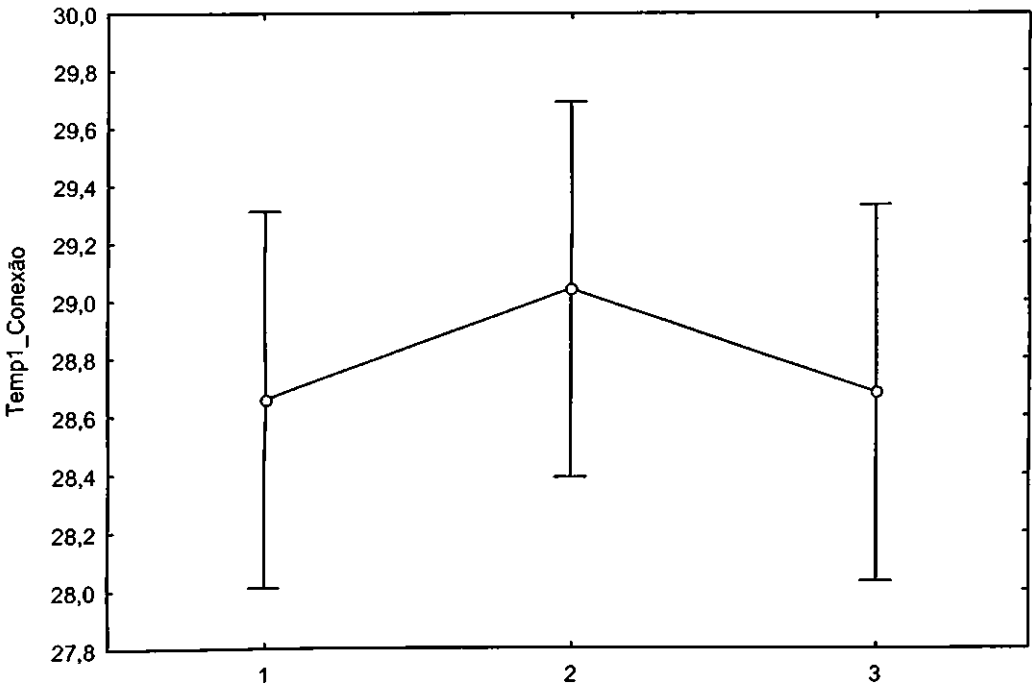


Figura 25: Gráfico ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 1

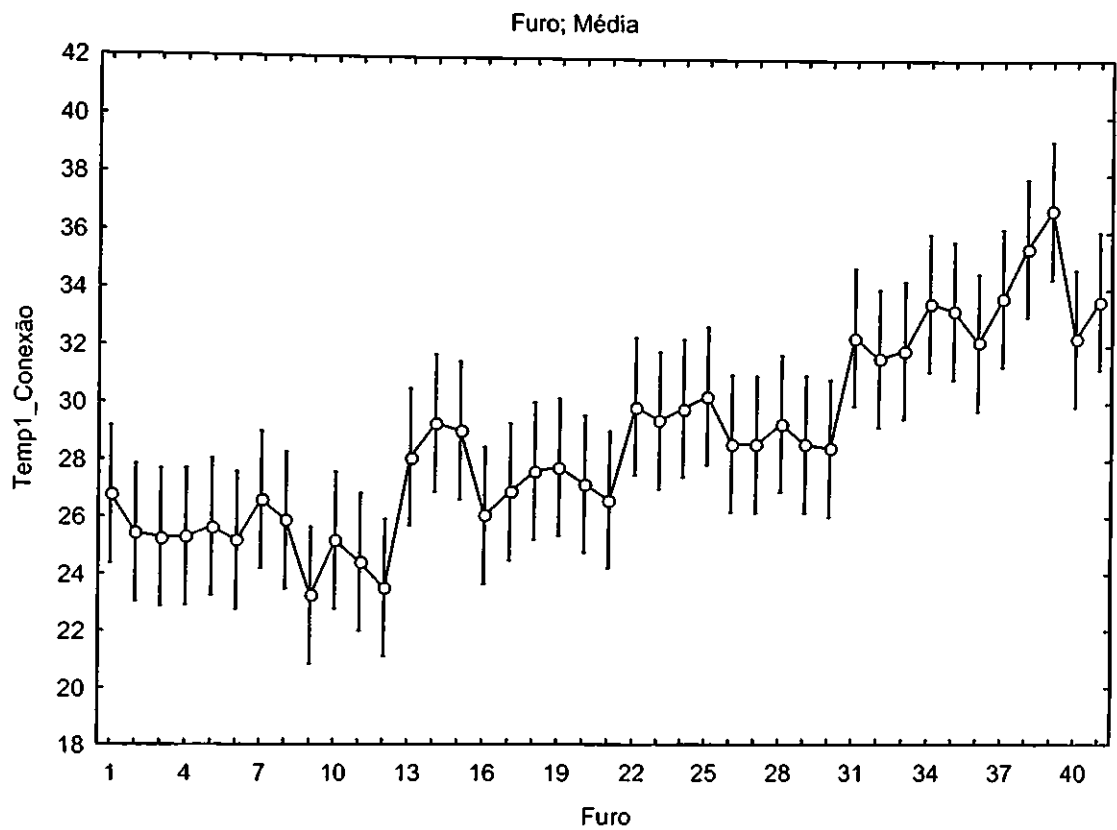


Figura 26: Médias das Temperaturas 11,5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do fabricante 1

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II)					
Fatores	Soma Quadratic	Graus de liberdade	Média Quadratic	F	probabilidad
Intercept	94895.	1	94895.	17883.0	0.00000
Broca	2.7	2	1.4	0.2	0.77318
Furo	391.	40	9.8	1.8	0.01017
Erro	424.	80	5.3		

Tabela 10: ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 1

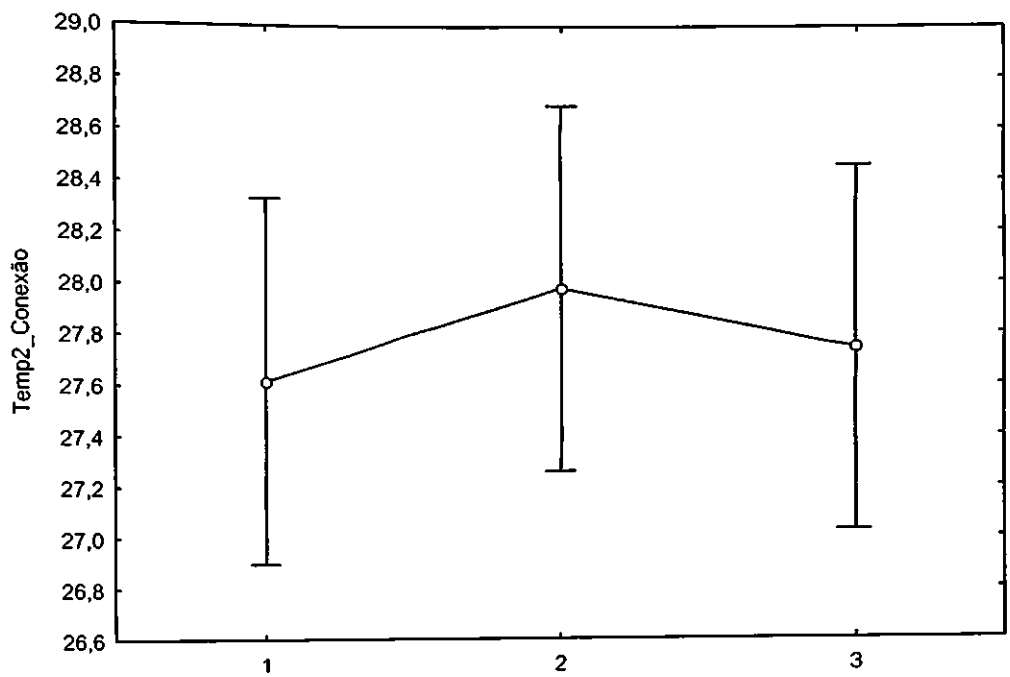


Figura 27: Gráfico ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 1

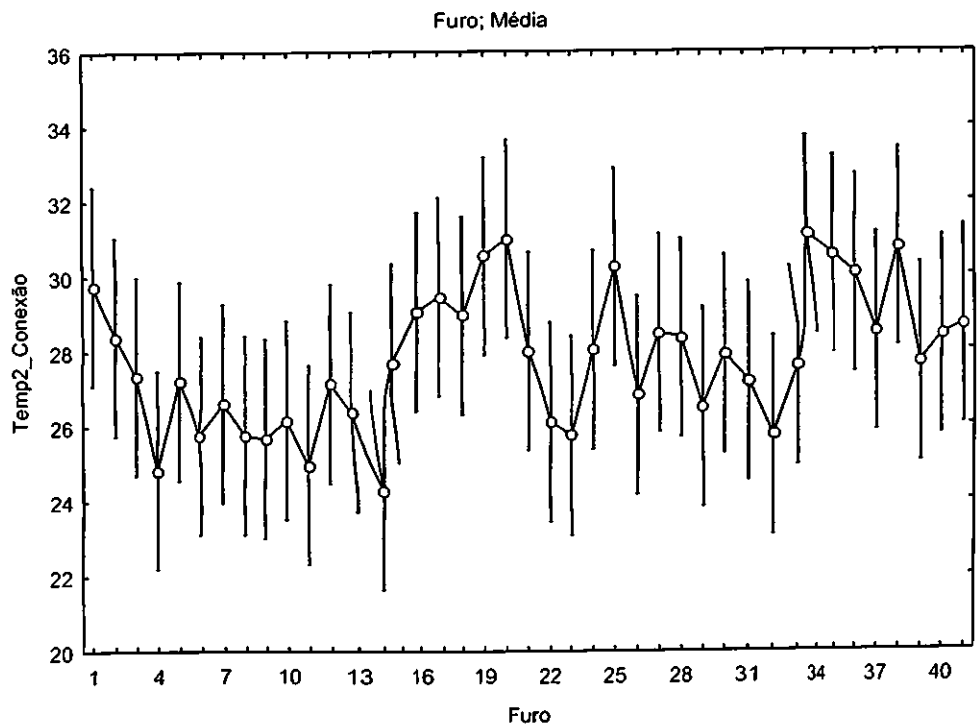


Figura 28: Médias das temperaturas 5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 1.

5.2.2 FABRICANTE 2 (DENTOFLEX)

De acordo com as Tabelas 11 e 12, pode-se observar que não existem diferenças estatísticas entre as brocas do fabricante 2 em relação às Temperaturas 11,5 (T 11,5mm) e 2 (T 5mm). No entanto, existem diferenças estatisticamente significativas entre as T 11,5, mas não entre as T 5. Houve um aumento significativo na T 11,5 ao longo dos furos.

Os gráficos das Figuras 29, 30, 31 e 32 reforçam estes resultados.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II)					
Fatores	Soma Quadrática	Graus de liberdade	Médi Quadrática	F	probabilidade
Intercepto	103647.	1	103647.	36516.3	0.00000
BROCA	3.9	2	1.9	0.6	0.50893
Furo	1239.	40	31.	10.9	0.00000
Erro	227.	80	2.8		

Tabela 11: ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 2

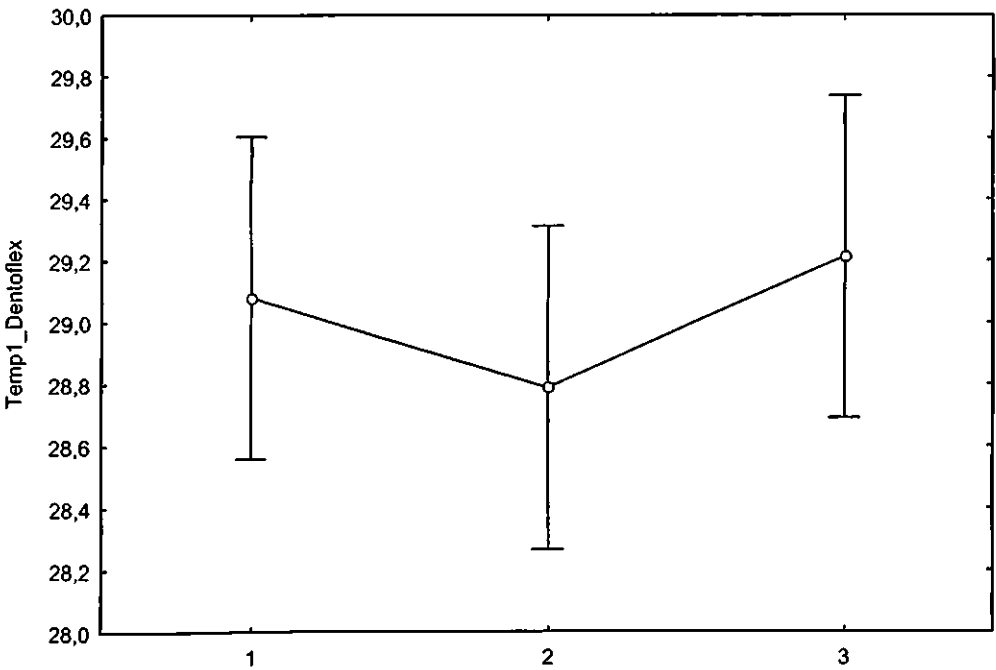


Figura 29: Gráfica ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 2

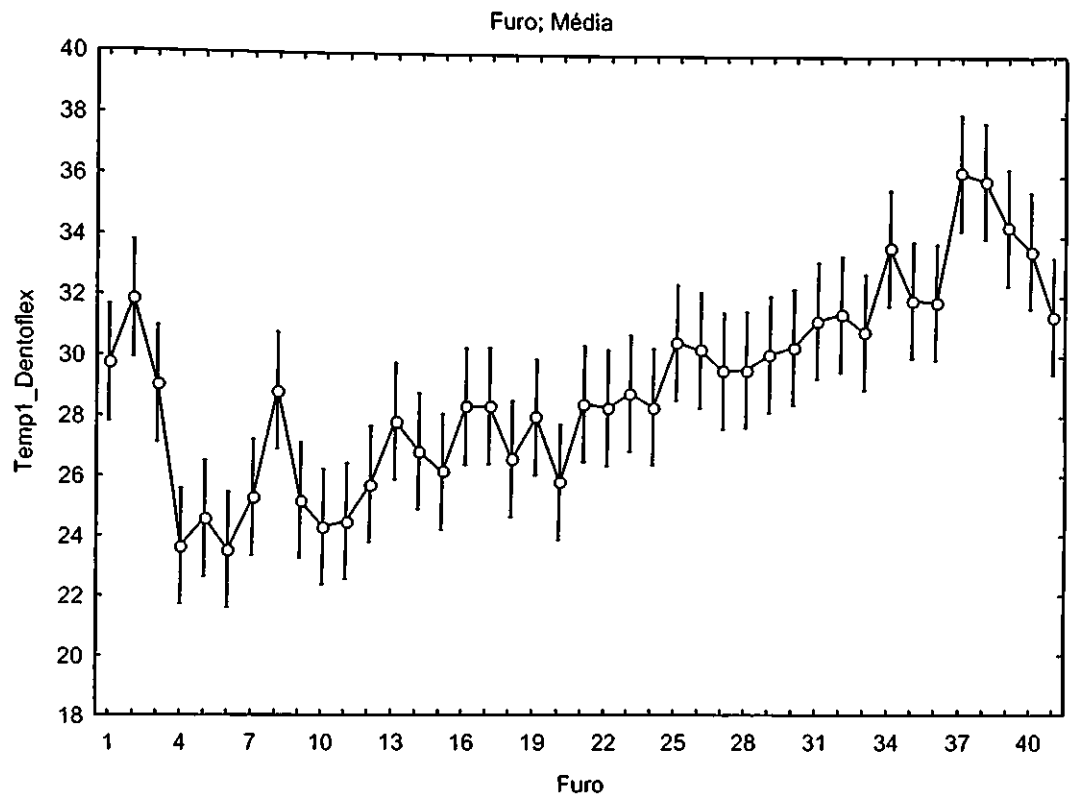


Figura 30: Médias das Temperaturas 11,5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 2.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II)					
Fatores	Som Quadráti	Graus libertad	Médi Quadráti	F	probabilida
Intercepto	91948.	1	91948.	18683.6	0.00000
Broca	15.	2	7.6	1.5	0.21894
Furo	543.	40	13.	2.7	0.00005
Erro	393.	80	4.9		

Tabela 12: Gráfico ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 2

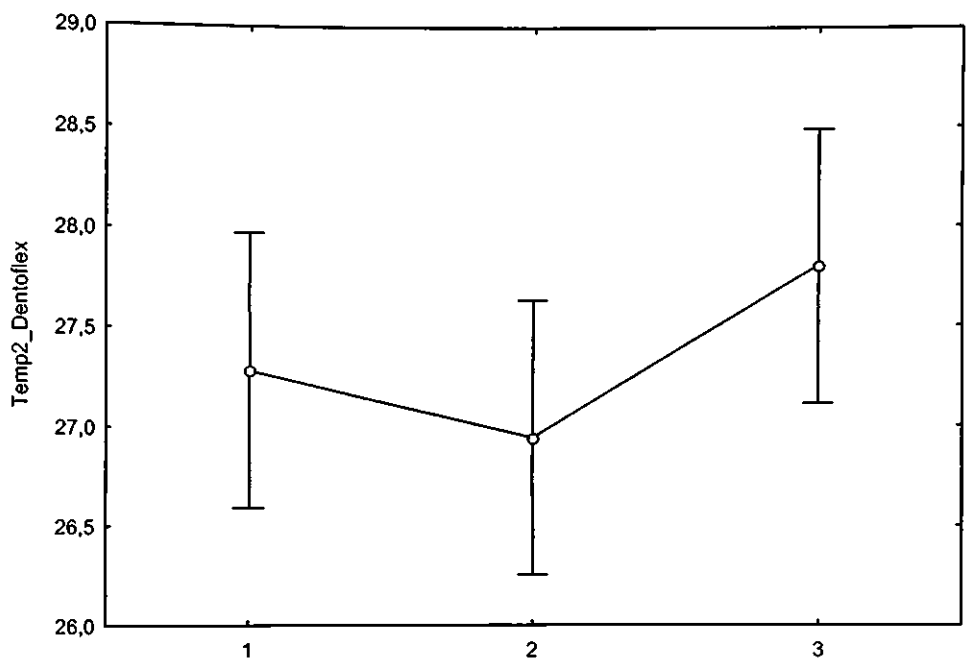


Figura 31: Gráfico ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 2

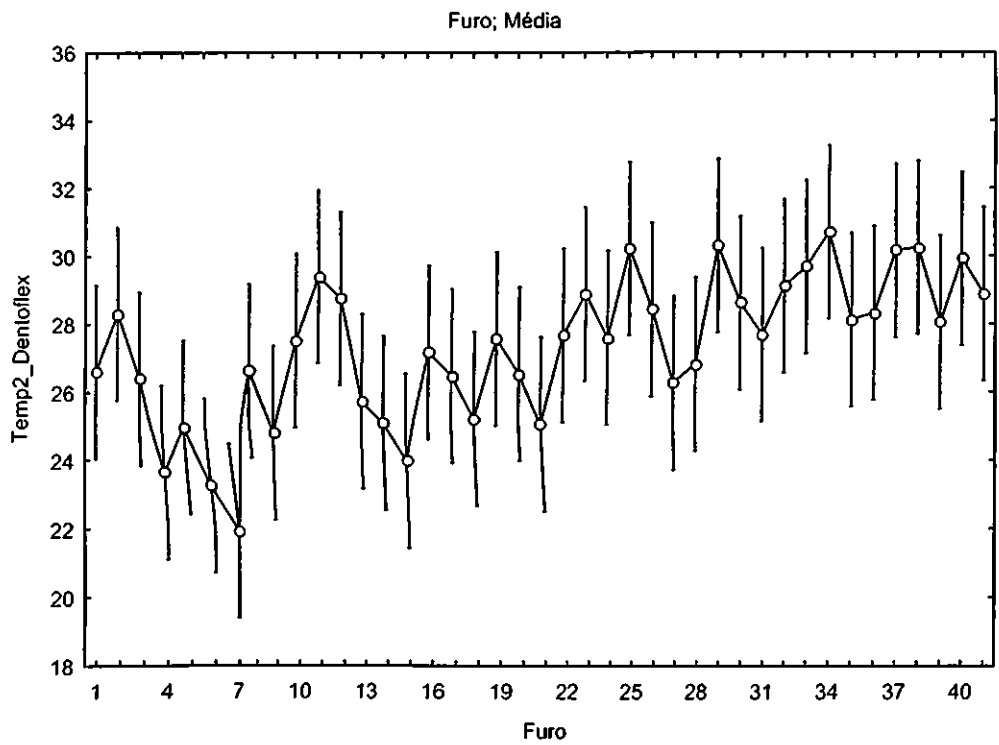


Figura 32: Médias das Temperaturas 5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 2.

5.2.3 FABRICANTE 3 (DÉRIG)

Na Tabela 13 observou-se a inexistência de diferenças significativas entre as brocas do Fabricante 3 em relação à Temperatura 11,5. Porém, observam-se diferenças entre os furos.

Os gráficos das figuras 33 e 34 reafirmam esses resultados. Na figura 34 pode-se observar um aumento da temperatura à medida que os furos são realizados.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II)					
Fatores	Som - Quadráti	Graus liberdad	Médi Quadráti	F	probabilida
Intercept	99253.8	1	99253.8	19659.3	0.00000
Broca	0.5	2	0.2	0.0	0.94695
Furo	1145.0	40	28.6	5.6	0.00000
Erro	403.8	80	5.0		

Tabela 13: ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 3

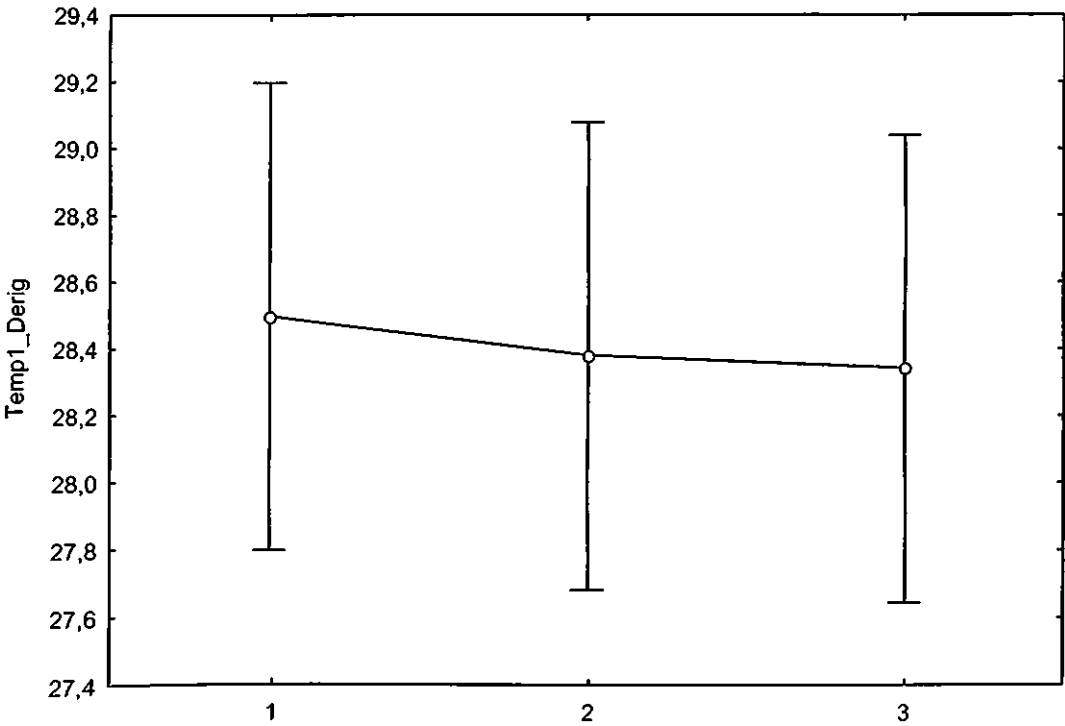


Figura 33: Gráfico ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 3

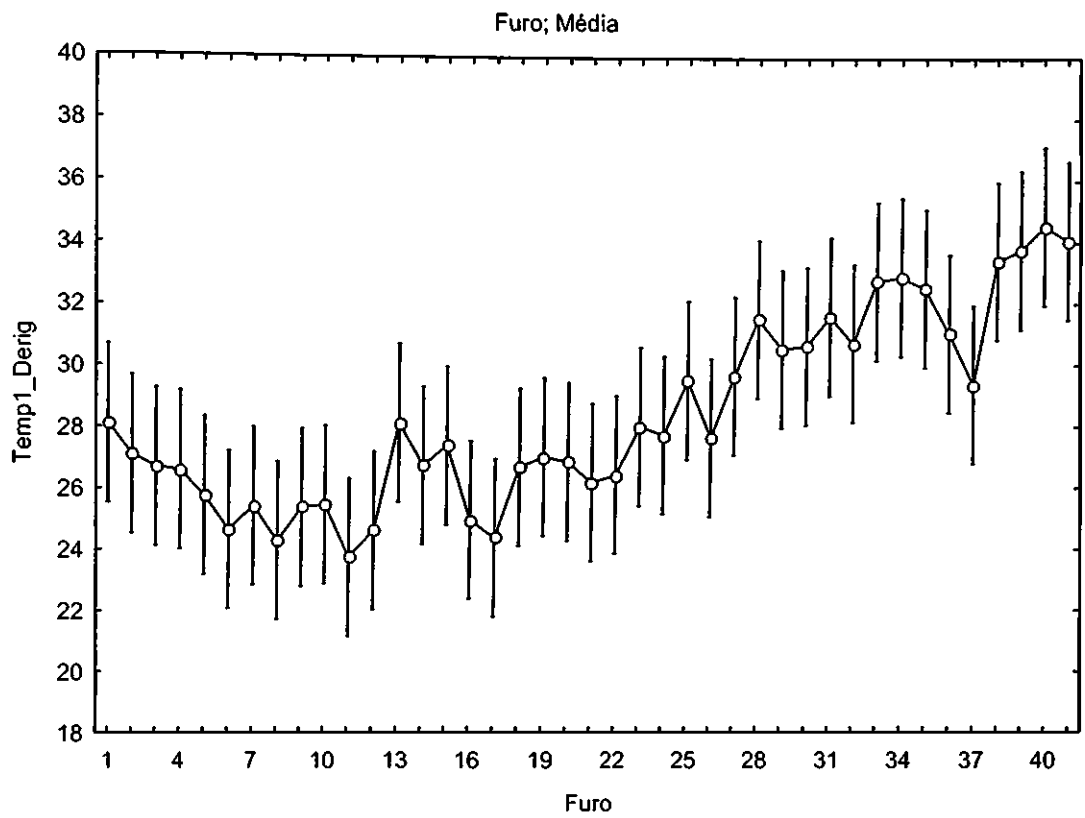


Figura 34: Médias das Temperaturas 11,5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 3.

Considerando-se os resultados apresentados na Tabela 14, observou-se a inexistência de diferenças entre as brocas do Fabricante 3, com relação à Temperatura 5 (5mm). A diferença é notada apenas entre os furos.

O mesmo observa-se nos gráficos das Figuras 35 e 36.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II)					
Fatores	Som Quadráti	Graus libertad	Médi Quadráti	F	probabilida
Intercept	89259.9	1	89259.9	20097.0	0.00000
Broca	7.4	2	3.7	0.8	0.43857
Furo	303.4	40	7.5	1.7	0.02145
Erro	355.3	80	4.4		

Tabela 14: ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 3

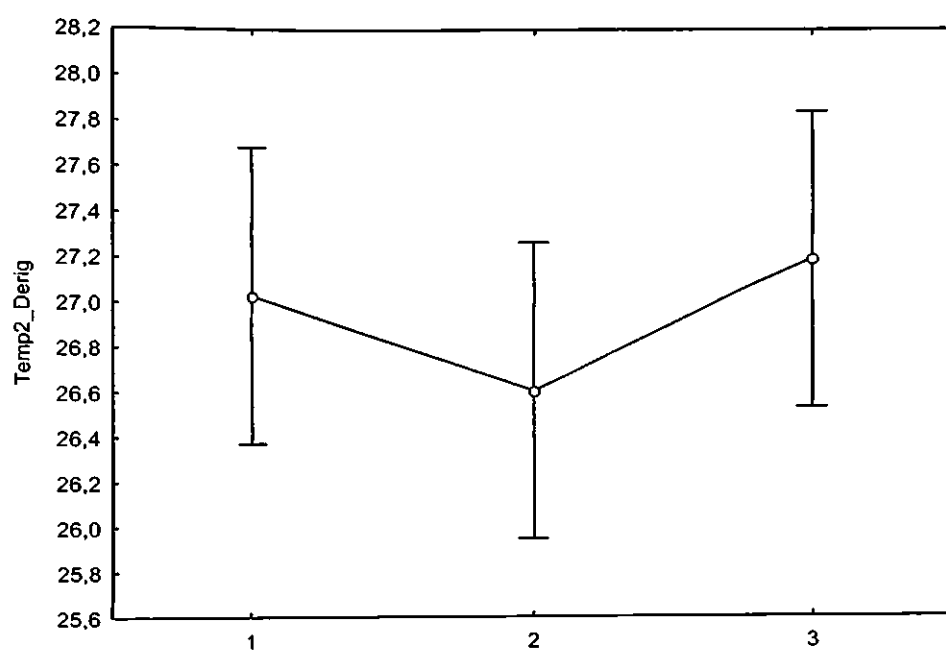


Figura 35: Gráfico ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 3

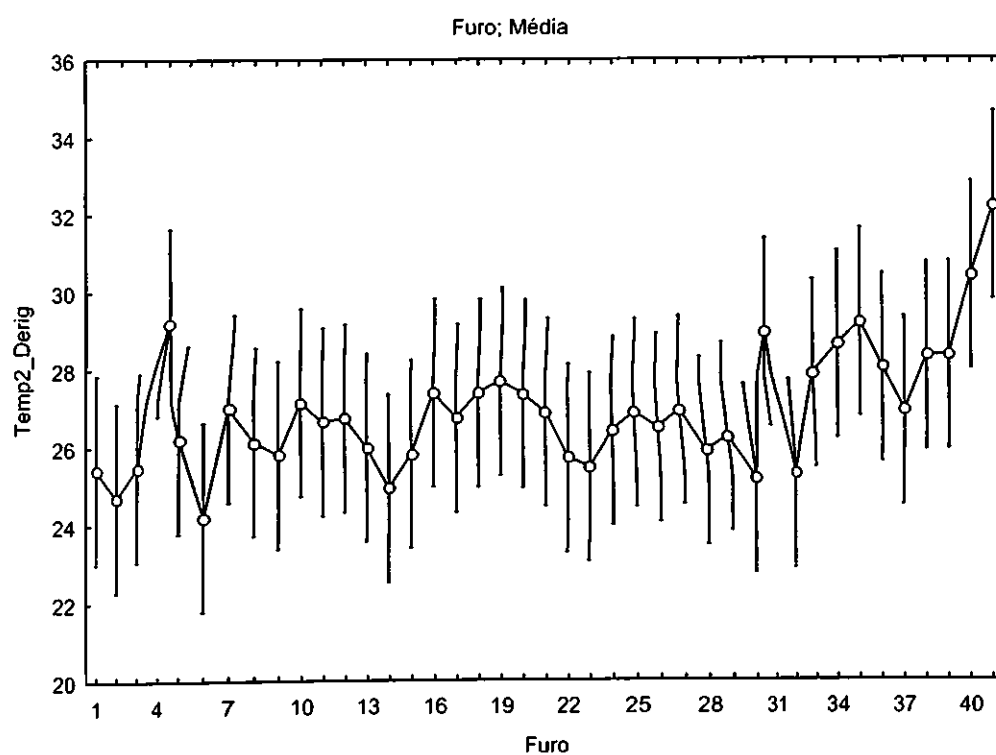


Figura 36: Médias das Temperaturas 5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 3.

5.2.4 FABRICANTE 4 (SIN)

Os resultados do Fabricante 4 mostram que, tanto para a T 11,5 (Tabela 15) quanto para a T 5 (Tabela 16), não existem diferenças significativas, segundo a ANOVA II, para as brocas. A diferença existe apenas entre os furos.

Os gráficos das Figuras 37 e 38 representam os resultados da Tabela 15 e os gráficos das figuras 39 e 40, os resultados da Tabela 16.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II)					
Fatores	Som Quadrati	Graus liberdad	Médi Quadrati	F	probabilida
Intercept	94895.8	1	94895.8	17883.0	0.00000
Broca	2.7	2	1.3	0.2	0.77318
Furo	391.7	40	9.7	1.8	0.01017
Erro	424.5	80	5.3		

Tabela 15: ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 4

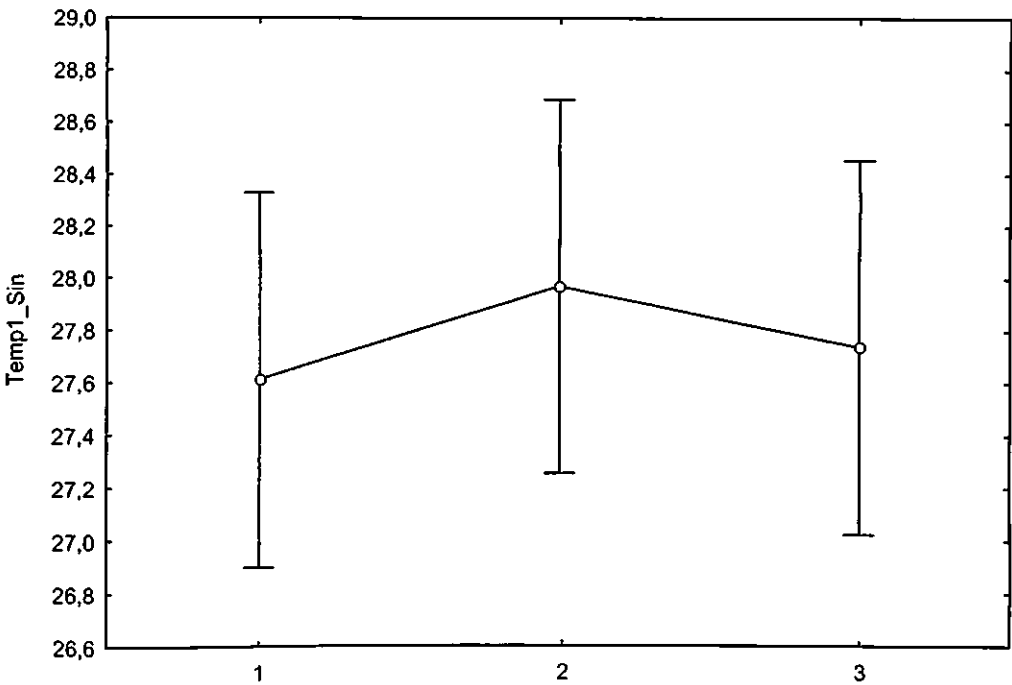


Figura 37: Gráfico ANOVA II Temperatura 11,5 Fabricante 4

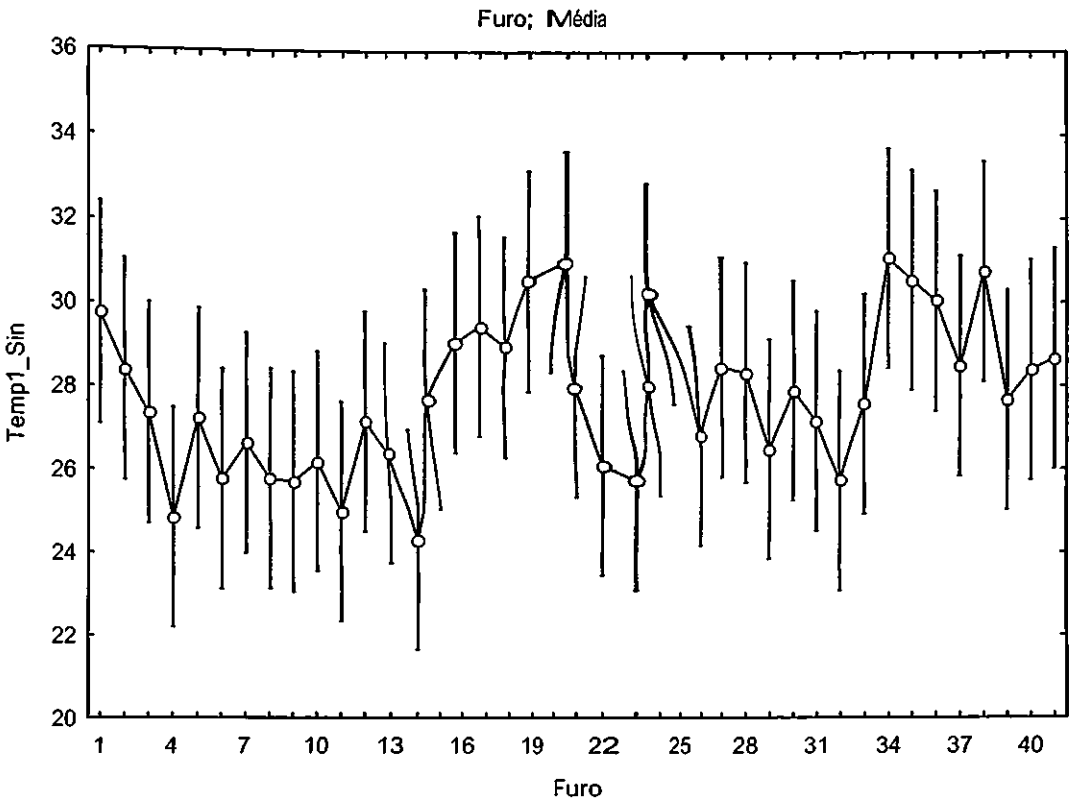


Figura 38: Médias das Temperaturas 11,5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 4

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-II)					
Fatores	Som Quadrático	Graus liberdade	Médi Quadrático	F	probabilidade
Intercept	93005.2	1	93005.2	21915.9	0.00000
Broca	7.7	2	3.8	0.9	0.40413
Furo	558.5	40	13.9	3.2	0.00000
Erro	339.5	80	4.2		

Tabela 16: ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 4

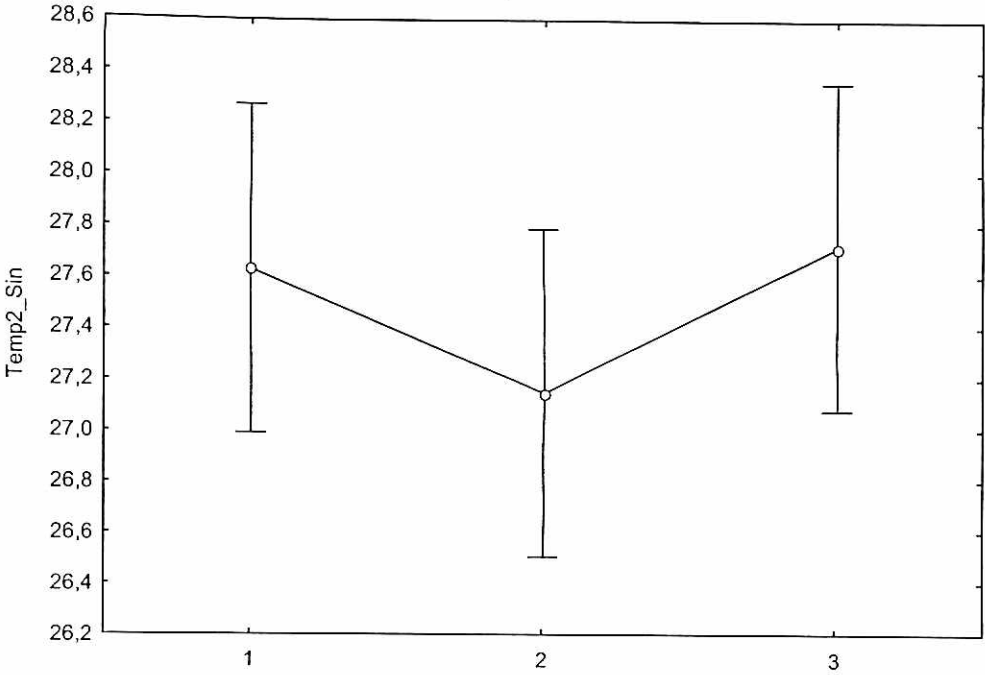


Figura 39: Gráfico ANOVA II Temperatura 5 Fabricante 4

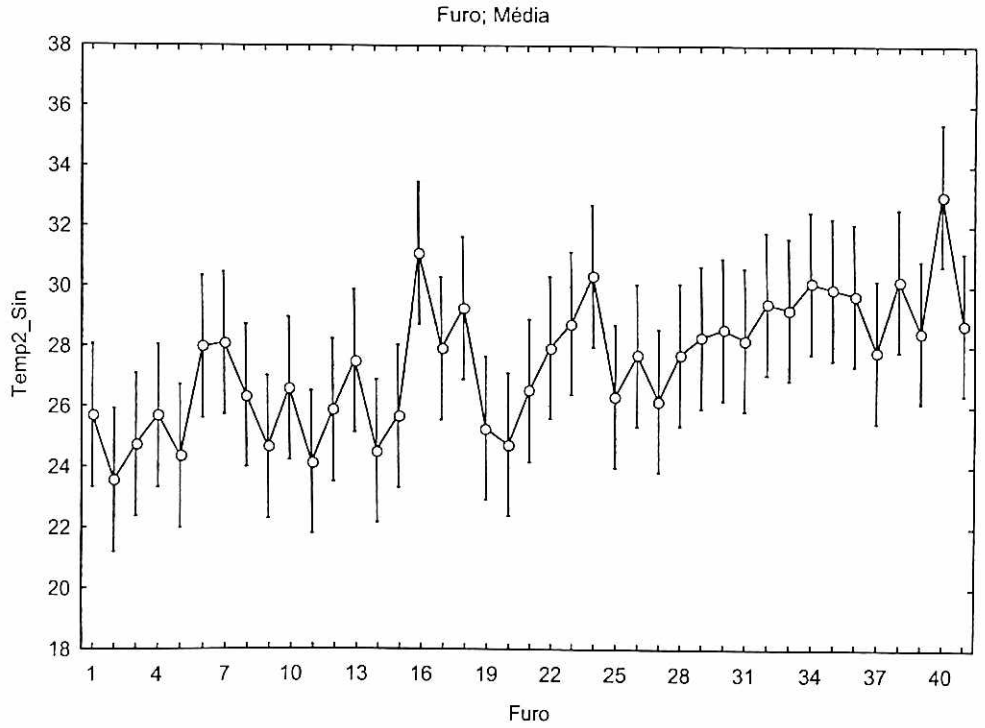


Figura 40: Médias das Temperaturas 5 dos furos com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%, do Fabricante 4.

5.3 ANÁLISE ENTRE FABRICANTES

5.3.1 CARGA

A Tabela 17 apresenta a análise ANOVA IV, tendo como variáveis: fabricante, broca, ciclo e furo. Pode-se observar que existem diferenças entre os fabricantes, entre as brocas e entre os ciclos.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-IV)					
Fatores	Som Quadráti	Graus libertad	Médi Quadráti	F	probabilida
Intercept	118873.	1	118873.	10404.4	0.00000
Fabricant	4157.	3	1385.	121.2	0.00000
Broca	951.	2	475.	41.6	0.00000
Ciclo	497.	13	38.	3.3	0.00006
Furo	9.7	2	4.9	0.4	0.65359
Erro	5518.	483	11.		

Tabela 17: Apresentação dos valores de probabilidade para fabricantes, brocas, ciclos e furos

Tukey HSD test; variable Carga(N) (ANOVA-IV-Carga)				
Fabricante	(1) 19,609	(2) 15,522	(3) 11,547	{4} 14,753
1		0,000008	0,000008	0,000008
2	0,000008		0,000008	0,269705
3	0,000008	0,000008		0,000008
4	0,000008	0,269705	0,000008	

Erro: Entre soma de quadrados = 11,425; graus de liberdade = 483

Tabela 18: Apresentação dos valores médios de carga para cada fabricante e as probabilidades de igualdade ou de diferença entre os fabricantes

Uma vez comprovada a hipótese de que as médias das cargas referentes aos fatores fabricante, brocas e ciclo são diferentes, utilizou-se um novo método para verificar quais médias são diferentes. Para isso, empregou-se o método de comparações múltiplas de Tukey.

Na Tabela 18, observam-se às médias dos valores de carga dos fabricantes (1) Conexão, (2) Dentoflex, (3) Dérig e (4) Sin. Fazendo-se a leitura da tabela pode-se afirmar que somente a média das cargas do fabricante (2) é igual à média das cargas do fabricante (4).

As médias das cargas dos fabricantes podem ser observadas no diagrama com as barras de erro na Figura 41. Este gráfico ilustra as duas tabelas apresentadas anteriormente.

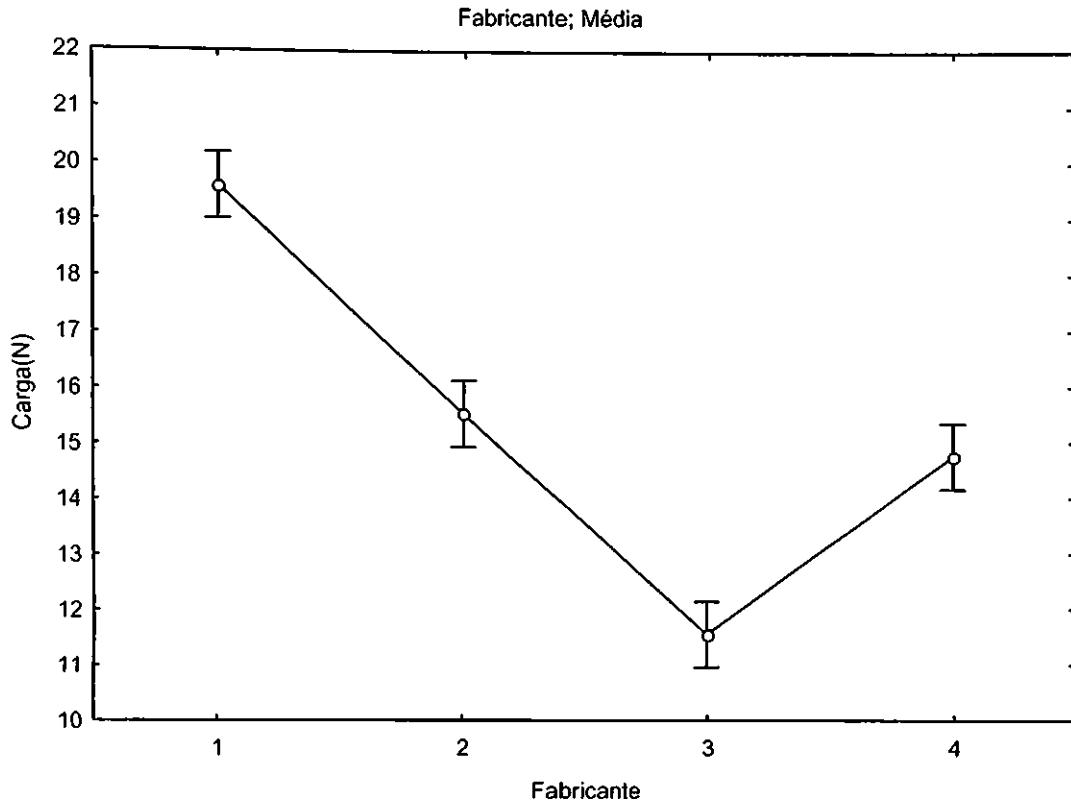


Figura 41: Média das cargas dos quatro fabricantes com barra vertical de erro com intervalo de confiança de 95%

5.3.2 TEMPERATURA

A análise de variância para as temperaturas teve o objetivo de verificar se existem diferenças significativas entre as médias das temperaturas do instante inicial ($t=0$) e ao instante 1 ($t= 1-5$ seg), intervalo de tempo médio onde ocorre o pico de carga.

As inferências seguem a mesma linha de raciocínio de leitura das tabelas de análise de variância, do teste de Tukey e dos gráficos de médias com barras de erro.

Observa-se, na Figura 42, que existe uma diferença significativa entre as médias das temperaturas no instante inicial e no instante 1 ($t = 1-5$ segundos), sendo a temperatura inicial superior à temperatura média no intervalo de 1 a 5 segundos.

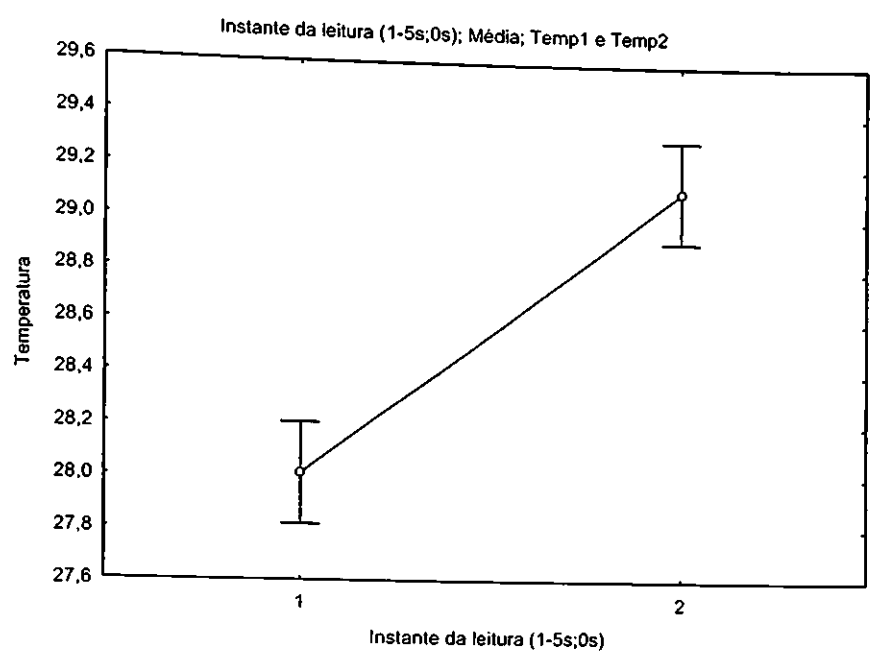


Figura 42: Média das temperaturas para fator instante da leitura (1-5s; 0s) com barra de erro com intervalo de confiança de 95%

A figura 43 informa que existem diferenças significativas entre as médias das temperaturas aquisitadas pelos termopares T 11,5 (1) e T 5 (2).

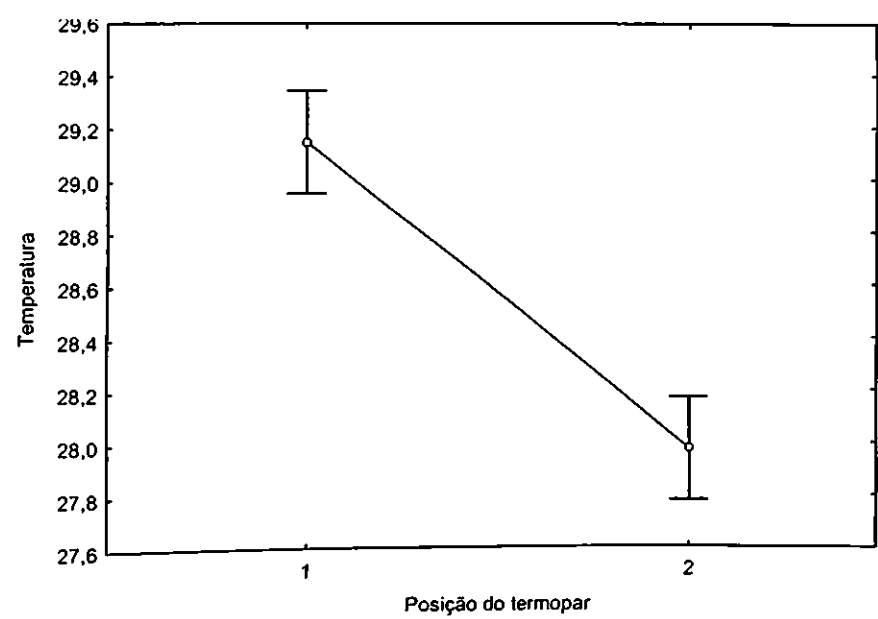


Figura 43: Média das temperaturas para fator posição do termopar com barra de erro com intervalo de confiança de 95%

A Tabela 19, a Tabela 20 e a Figura 44 mostram que existe diferença entre as médias da Temperatura 11,5 em relação ao fator fabricante e em relação aos ciclos, sendo os fabricantes diferentes: 1 e 2 do 4 ou o 4 diferente do 1 e 2, sendo o fabricante 3 igual ao 1, 2 e 4.

De acordo com a Tabela 19 e a Tabela 20, pode-se afirmar que existem diferenças significativas entre os ciclos e que essas diferenças se devem ao aumento de temperatura. Contudo, a temperatura inicial é superior à temperatura medida no intervalo de 1 a 5 segundos. Então, pode-se deduzir que o aumento de temperatura talvez não decorra do calor gerado pela broca. No entanto, se o tempo absorvido na aquisição como tempo inicial ($t=0$) não corresponder ao tempo inicial, mas ao instante que a broca fura o osso, o aumento de temperatura pode vir do calor gerado pelas brocas. Essa questão será discutida adiante.

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-IV-Temp1-					
Fatores	Som Quadrático	Graus libertad	Médi Quadrático	F	probabilida
Intercept	404617.	1	404617.	71891.0	0.00000
Fabricant	123.	3	41.0	7.29	0.00008
Broca	0.8	2	0.4	0.07	0.93018
Ciclo	3023.	13	232.	41.3	0.00000
Furo	8.8	2	4.4	0.78	0.45870
Error	2718.	483	5.6		

Tabela 19 Valores de probabilidade para fabricantes, brocas, ciclos e furos

Teste de Tukey HSD; variável Temperatura				
(ANOVA-IV-Temp1-Fab,Amost,Ciclo,Furo)				
Fabricante	1	2	3	4
Média	28,909	29,084	28,542	27,797
1		0,936517	0,607705	0,001156
2	0,936517		0,265938	0,000104
3	0,607705	0,265938		0,061388
4	0,001156	0,000104	0,061388	

Erro: Entre soma quadrática = 5,6282; graus de liberdade = 483

Tabela 20: Valores médio de temperatura para os fabricantes e as probabilidade das médias serem diferentes ou iguais

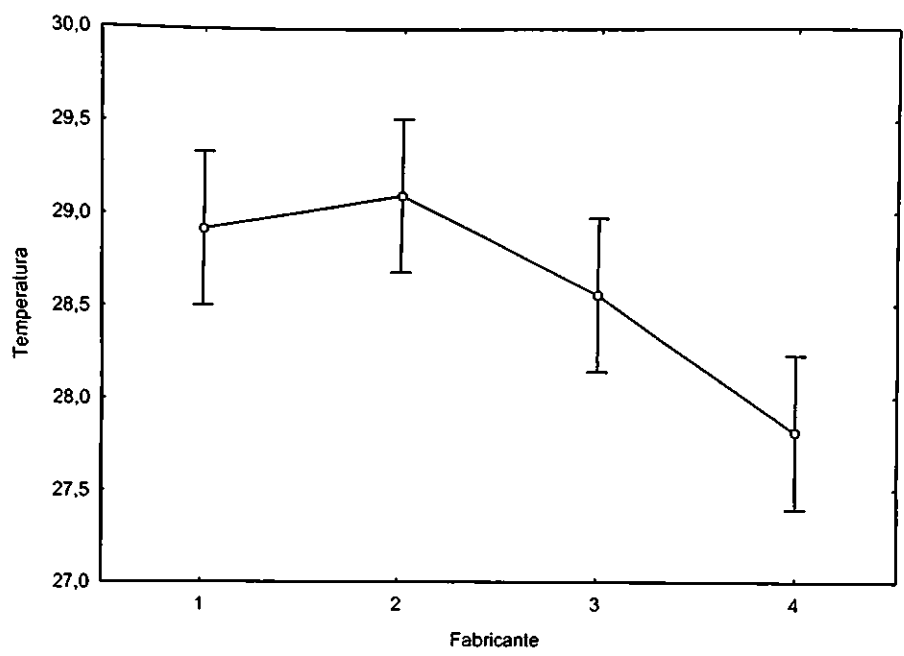


Figura 44: Média das temperaturas 11,5 para fator fabricante com barra de erro com intervalo de confiança de 95%

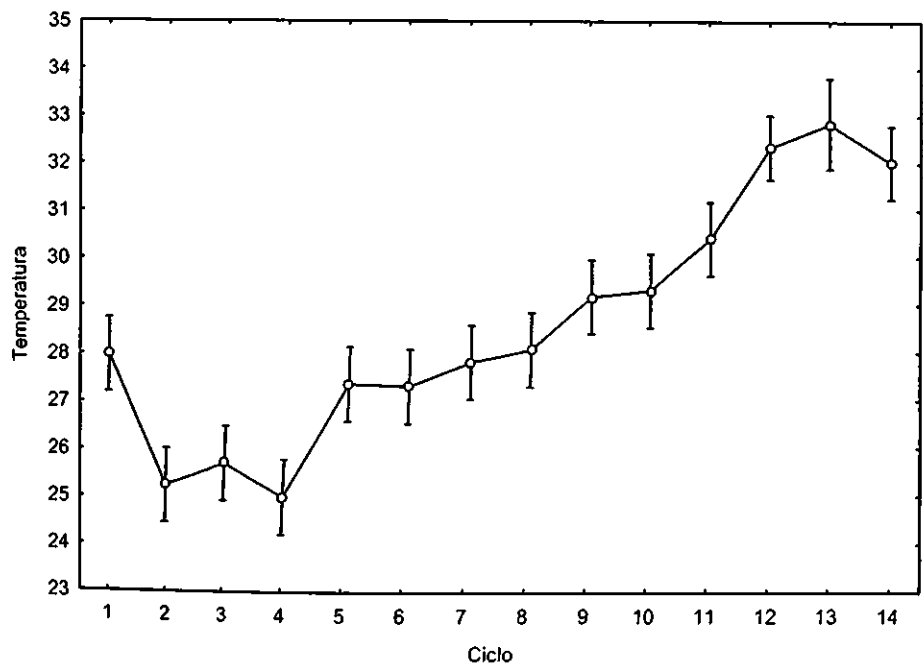


Figura 45: Média das temperaturas 11,5 para fator ciclo com barra de erro com intervalo de confiança de 95%

A análise da Temperatura 5 (T 5) é idêntica à análise anterior (T 11,5). O objetivo da análise é verificar se existe um aumento de temperatura ao longo dos ciclos e furos.

Para o termopar 2 (5mm), a Tabela 21 e a Figura 46 mostraram que o fator fabricante não influenciou as médias das temperaturas. Os fatores broca e furo também não influenciaram as médias da Temperatura. Não existiu diferença significativa entre esses fatores. Já para o fator ciclo, pode-se observar uma tendência de aumento ao longo dos ciclos (Figura 47).

Tabela de Análise de Variância (ANOVA-IV-Temp2-Fab,Amost,Ciclo,Furo)					
Fatores	Soma Quadrática	Graus de liberdade	Média Quadrática	F	probabilidade
Intercepto	372501,8	1	372501,8	69324,57	0,000000
Fabricante	35,3	3	11,8	2,19	0,088092
Broca	16,2	2	8,1	1,51	0,222393
Ciclo	845,7	13	65,1	12,11	0,000000
Furo	17,7	2	8,8	1,64	0,194248
Error	2595,3	483	5,4		

Tabela 21: Valores de probabilidade para os fatores fabricantes, brocas, ciclos e furos, para a Temperatura 5.

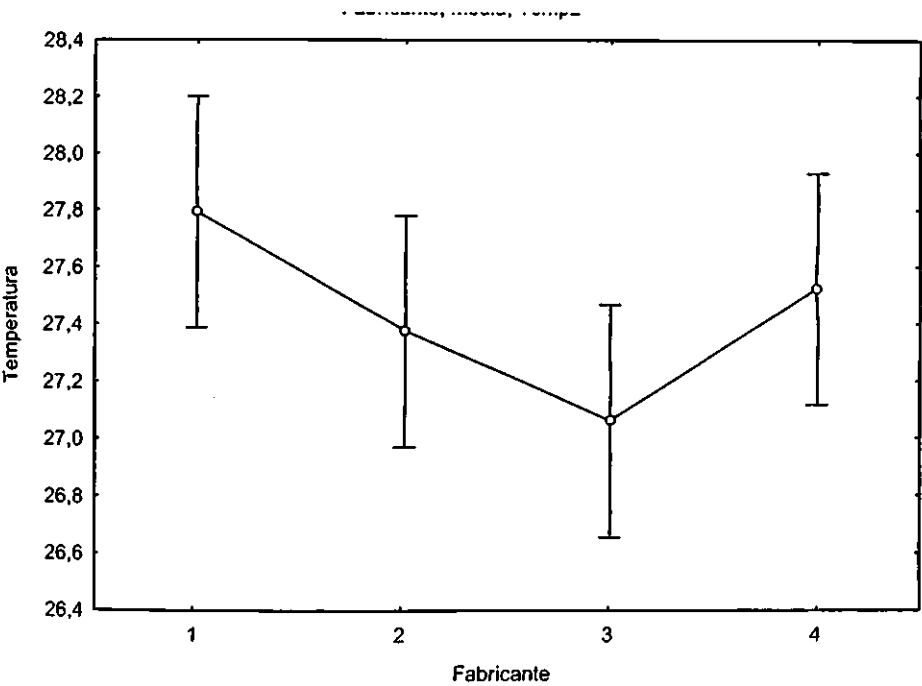


Figura 46: Média das temperaturas 5 para fator fabricante com barra de erro com intervalo de confiança de 95%

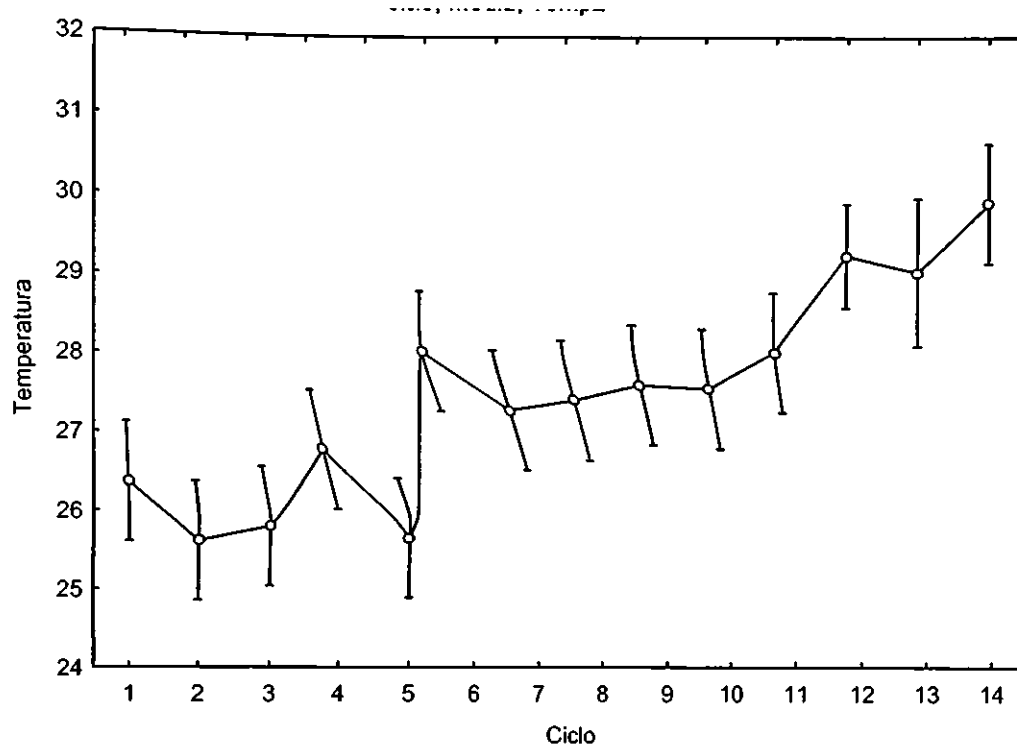


Figura 47: - Média das temperaturas 5 para fator ciclo com barra de erro com intervalo de confiança de 95%

5.4 RELAÇÃO ENTRE TEMPERATURA E CARGA

Para avaliar a relação entre Temperatura e carga utilizaram-se os gráficos de dispersão. Cada ponto do gráfico corresponde à média das cargas para aquele ponto e à média das temperaturas para o mesmo ponto para um dado fabricante. O gráfico de dispersão mostra se é possível “extrair” do experimento uma equação que correlacione a temperatura com a carga ou a carga com a temperatura, ou se existe uma relação experimental entre as duas variáveis. Teoricamente existiria uma relação, uma vez que, quanto maior o atrito, maior a carga na máquina e maior o calor liberado. Na prática do experimento, a temperatura medida pelo termopar não é somente proveniente do atrito, mas a temperatura decorrente da troca de calor dentro do sistema, formado primariamente pelo corpo-de-prova (osso bovino a $\pm 30^{\circ}\text{C}$), líquido da irrigação (soro fisiológico a $\pm 22^{\circ}\text{C}$) e a broca, caracterizadas por propriedades termodinâmicas distintas (condutibilidade e calor específico, por exemplo). No caso dos gráficos elaborados, a reta com o R^2 (coeficiente de

determinação) foi colocada apenas para apreciação. No entanto, a reta só pode ser apresentada quando o R^2 é igual ou superior a 80% (0,80).

Em nossas análises não foram encontrados valores para R^2 maiores que 0,08 em nenhuma das situações analisadas.

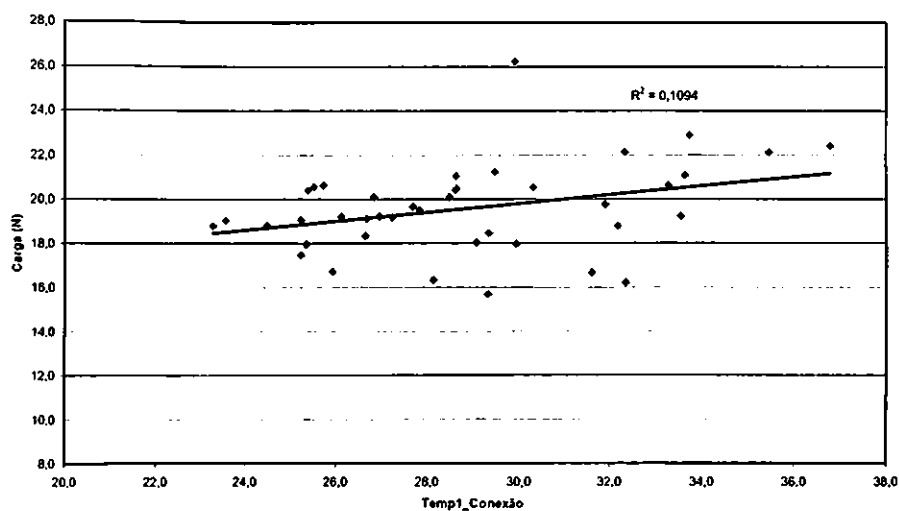


Figura 48: Gráfico de dispersão entre Temperatura 11,5 e carga do fabricante 1, $R^2 = 0,1094$

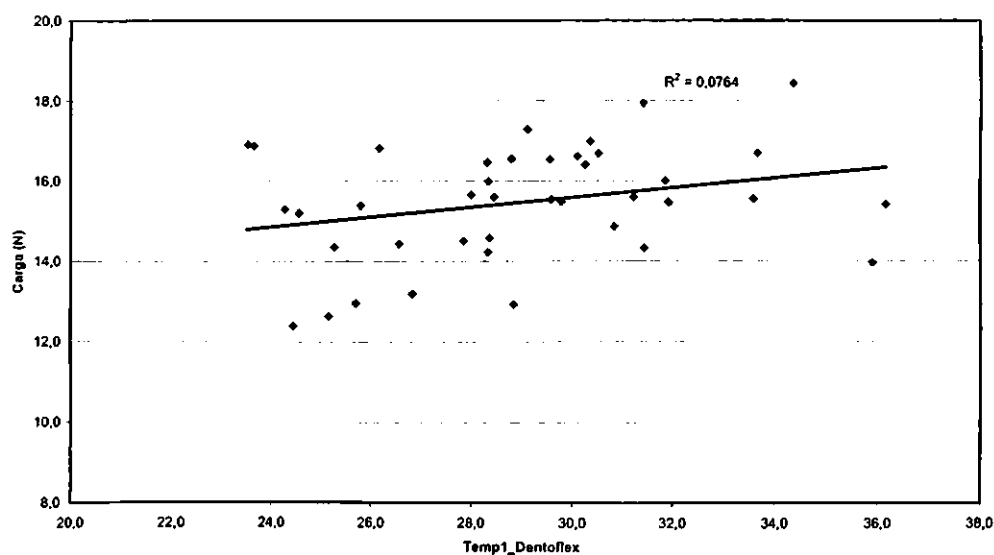


Figura 49: Gráfico de dispersão entre Temperatura 11,5 e carga do fabricante 2, $R^2 = 0,0764$

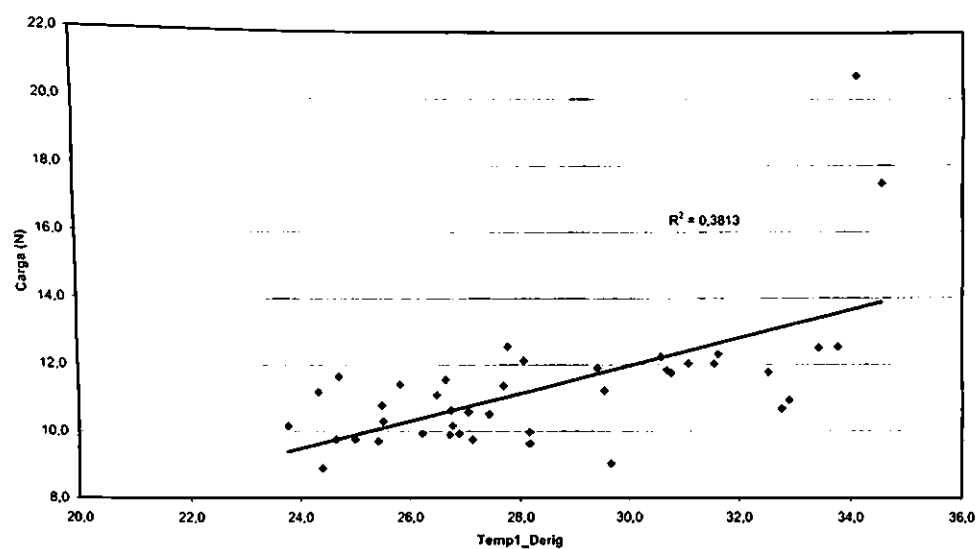


Figura 50: Gráfico de dispersão entre Temperatura 11,5 e carga do fabricante 3, $R^2 = 0,3813$

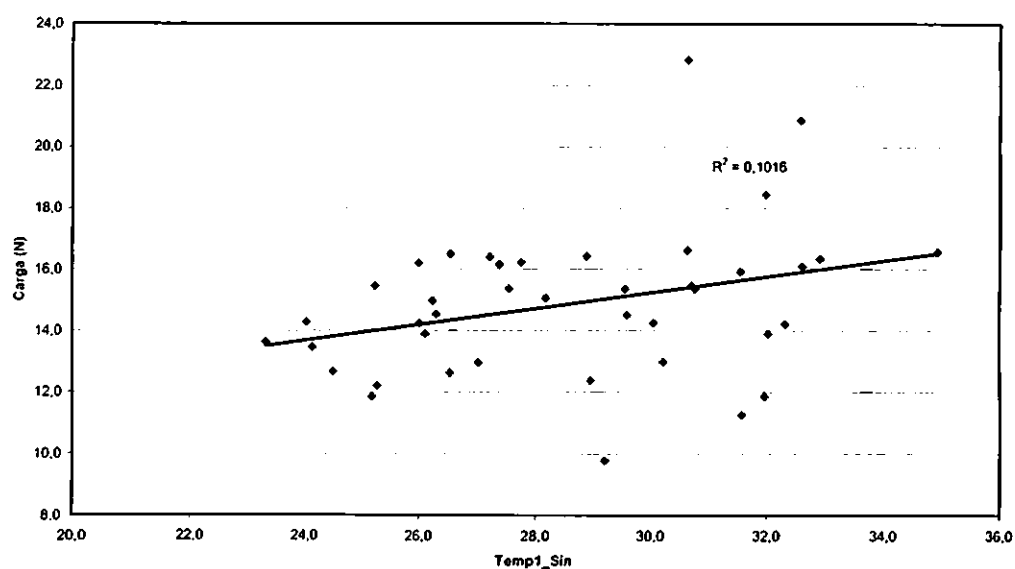


Figura 51: Gráfico de dispersão entre Temperatura 11,5 e carga do fabricante 4, $R^2 = 0,1016$

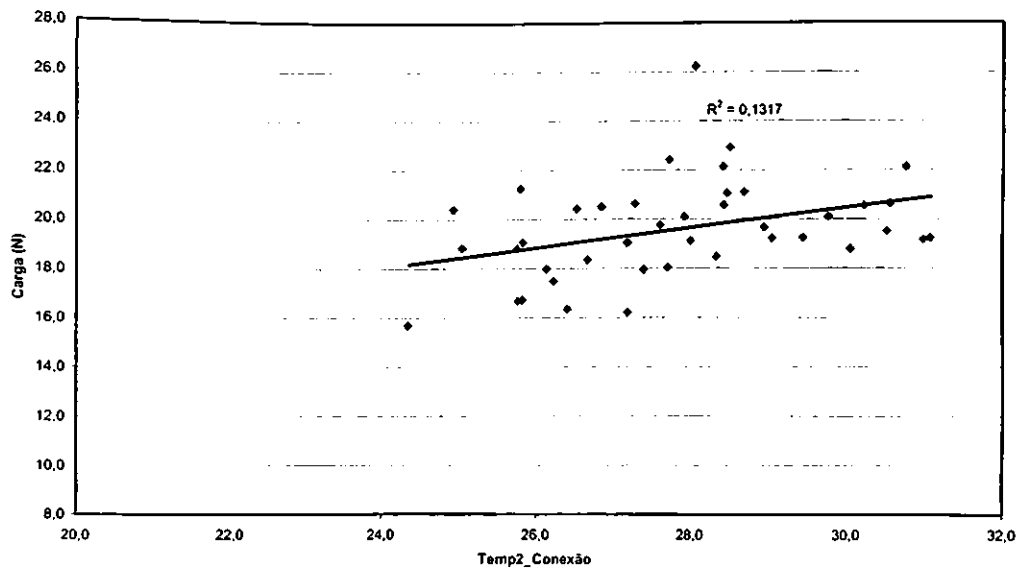


Figura 52: Gráfico de dispersão entre Temperatura 5 e carga do fabricante 1, $R^2 = 0,1317$

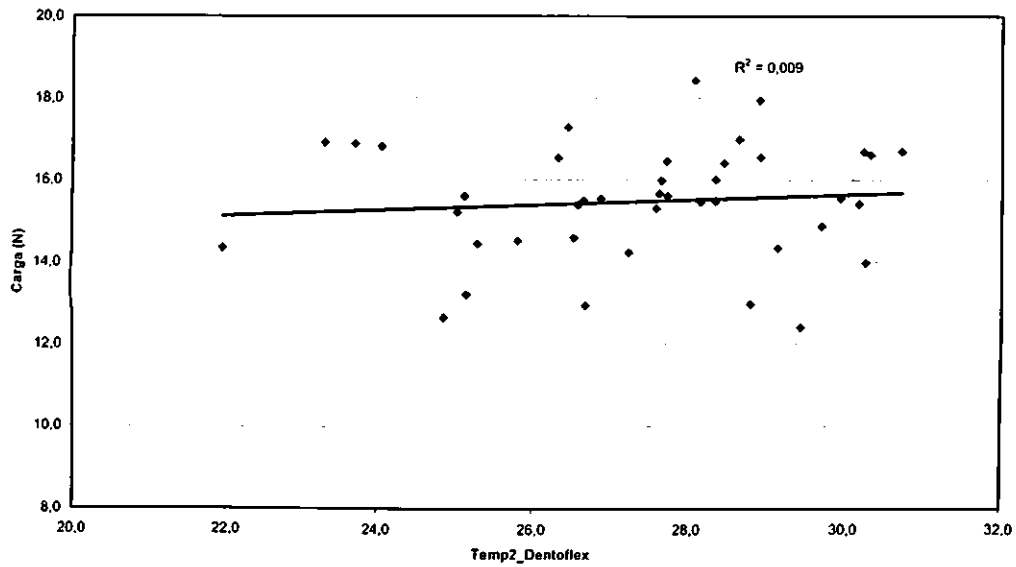


Figura 53: Gráfico de dispersão entre Temperatura 5 e carga do fabricante 2, $R^2 = 0,009$

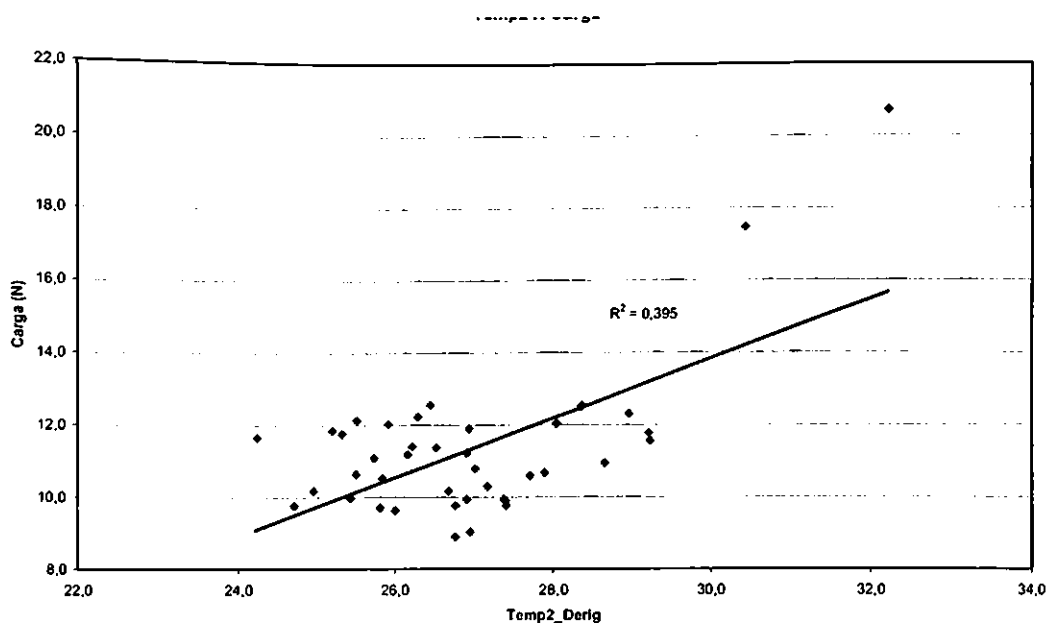


Figura 54: Gráfico de dispersão entre Temperatura 5 e carga do fabricante 3, $R^2= 0,395$

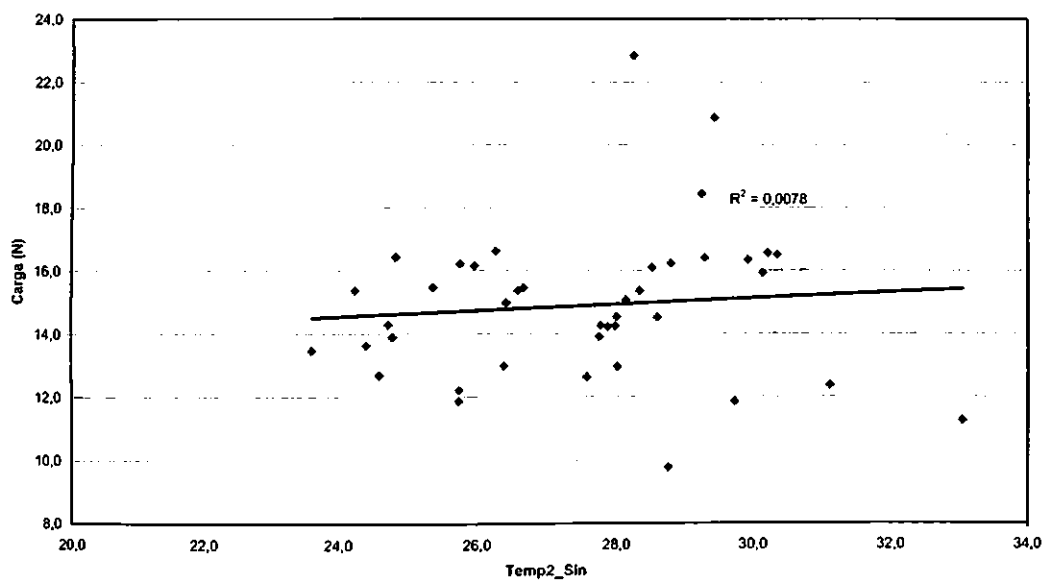


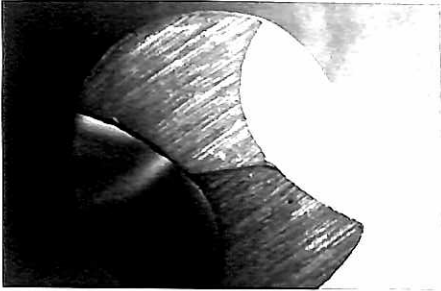
Figura 55: Gráfico de dispersão entre Temperatura 5 e carga do fabricante 4, $R^2= 0,0078$

5.5 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

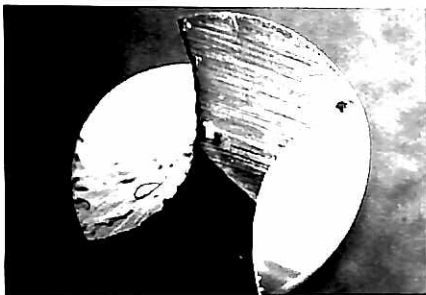
As brocas dos quatro sistemas de implantes foram avaliadas em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). As fotomicrografias foram feitas antes da utilização das brocas (t0), após 25 usos (t1) e no final do experimento, ou seja, após 50 usos (t2). O objetivo desta análise foi conhecer a micro-topografia da broca, em virtude da relevância da condição desses instrumentos após a sequência de usos e esterilização. Sabe-se que as brocas sofrem desgaste e oxidação, de modo a prejudicar a eficiência de corte, podendo ocasionar um maior aquecimento durante a osteotomia. As imagens apresentadas têm a finalidade de ilustrar com detalhes o estudo, permitindo a comparação e a avaliação do estado das brocas antes, durante e depois dos repetidos usos (Figuras de 56 a 59).

Nas fotomicrografias com aumentos de 100 vezes pode-se observar a topografia da ponta das brocas e a sua mudança após o uso repetido. Nas fotomicrografias com aumentos de 300 e 500 vezes, podem-se observar as deformações ocorridas nas superfícies cortantes das brocas. O fabricante 4 (Figura 59) não apresentou grandes deformações nos ângulos de corte. Os fabricantes 1, 2 e 3, por sua vez, mostraram sinais claros de deformação. A análise das fotomicrografias com aumento de 1000 vezes mostrou a perda de rugosidade nas superfícies. Pode-se notar uma perda de rugosidade em todas as brocas apresentadas, sendo os fabricantes 1 e 4 os que mais apresentaram maiores perdas (Figuras 56 e 59).

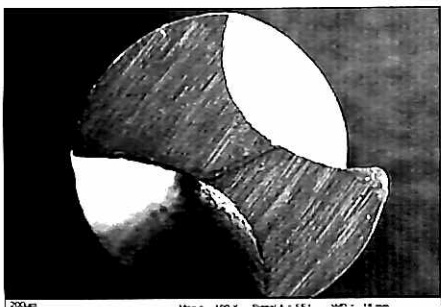
Fotomicrografia Inicial (t0)



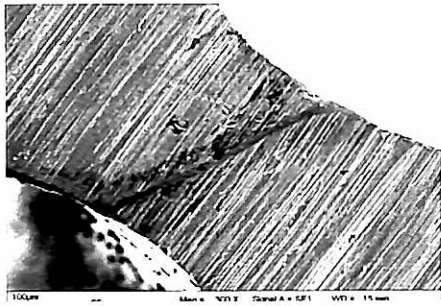
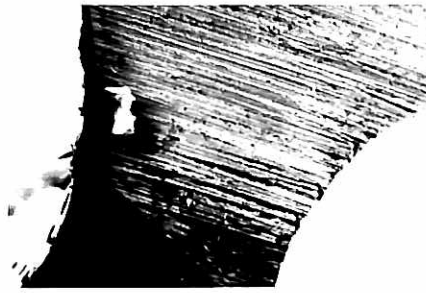
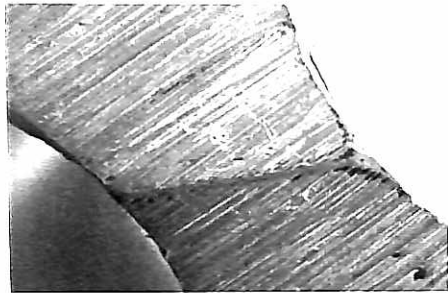
Fotomicrografia Intermed (t1)



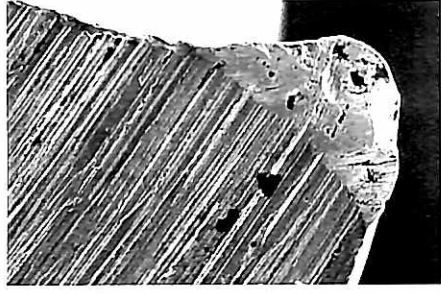
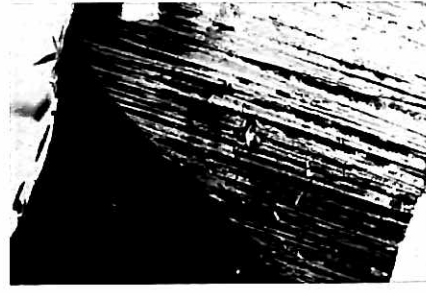
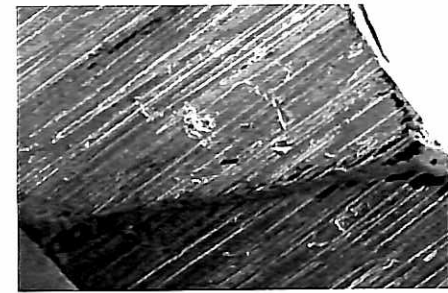
Fotomicrografia Final (t2)



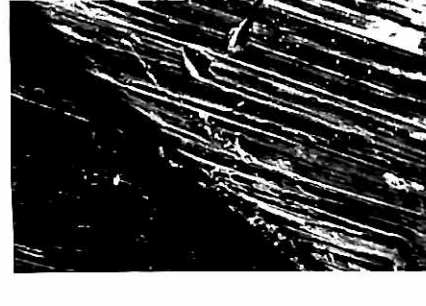
Aumento 100x



Aumento 300x



Aumento 500x



Aumento 1000x

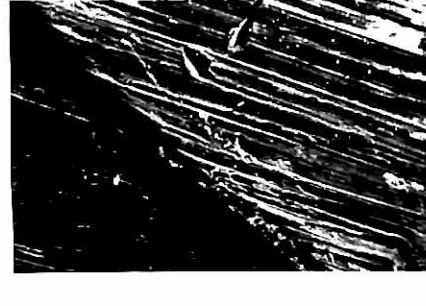
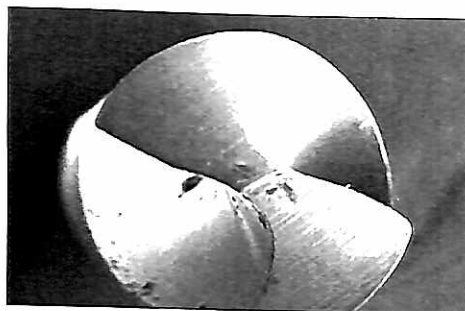


Figura 56: Fotos do fabricante 1 em três tempos de análises: t0, t1 e t2

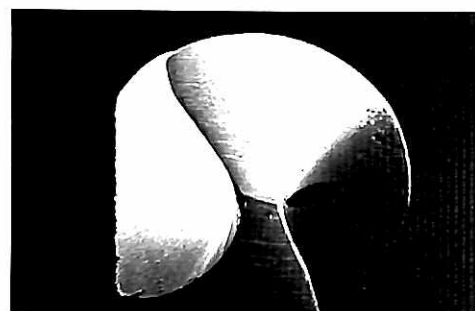
Fotomicrografia Inicial (t0)



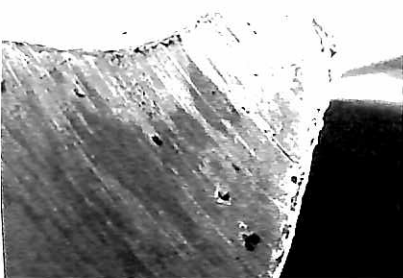
Fotomicrografia Intermed (t1)



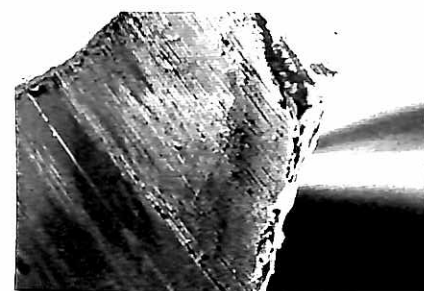
Fotomicrografia Final (t2)



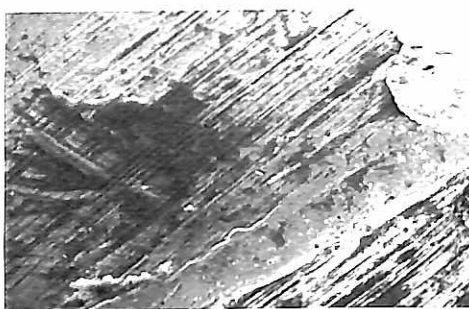
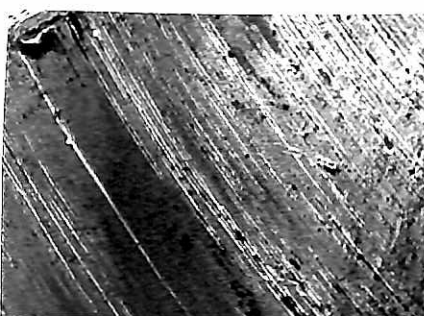
Aumento 100x



Aumento 300x



Aumento 500x



Aumento 1000x

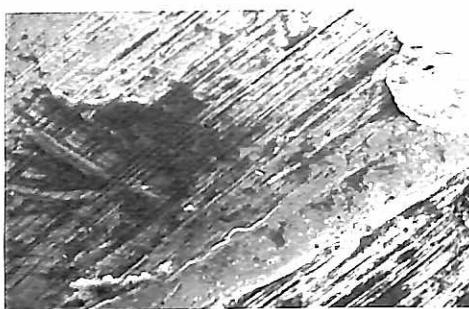
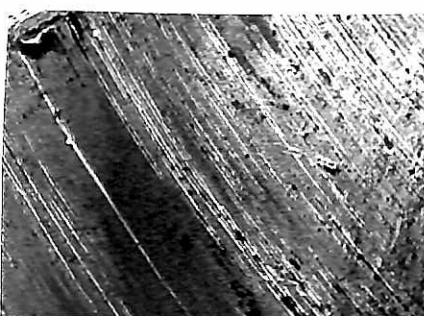
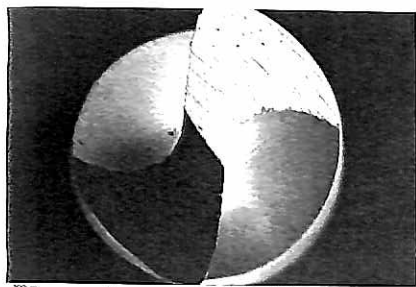
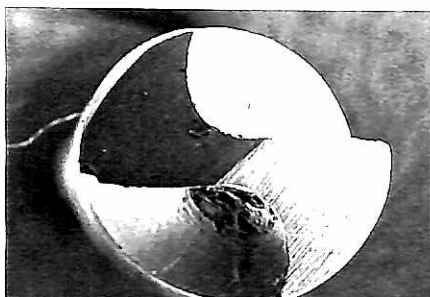


Figura 57: Fotomicrografias do fabricante 2 em três tempos de análises : t0, t1 e t2.

Fotomicrografia Inicial (t0)



Fotomicrografia Intermed (t1)



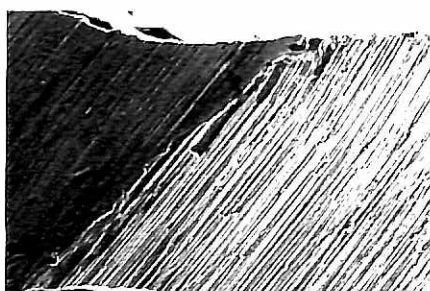
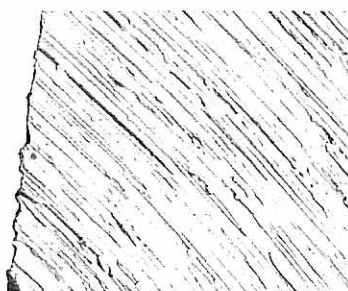
Fotomicrografia Final (t2)



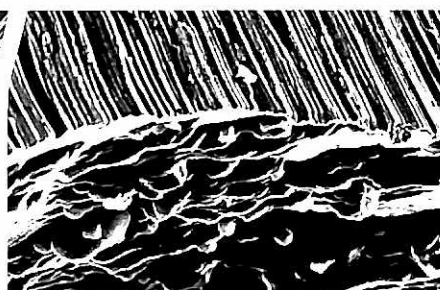
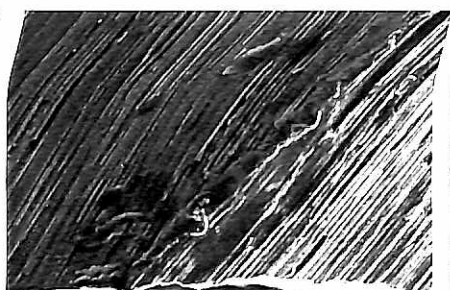
Aumento 100x



Aumento 300x



Aumento 500x



Aumento 1000x

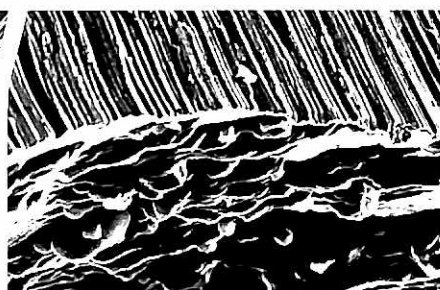
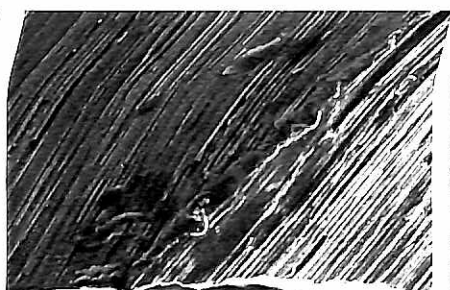
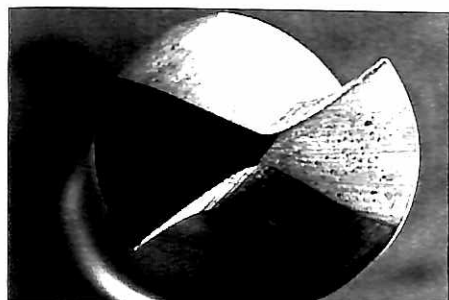
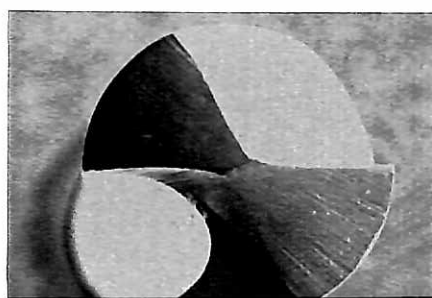


Figura 58: Fotomicrografias do fabricante 3 em três tempos de análises : t0, t1 e t2

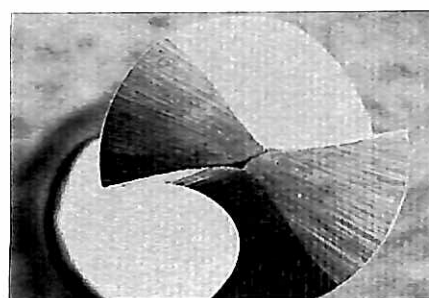
Fotomicrografia Inicial (t0)



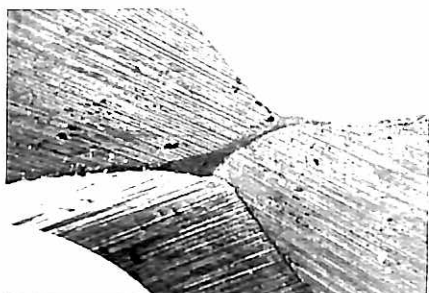
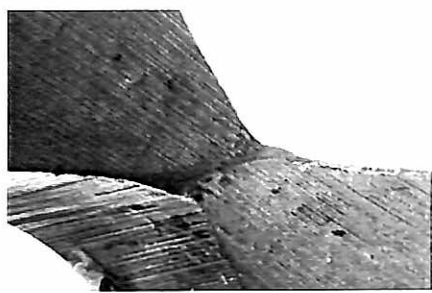
Fotomicrografia intermed (t1)



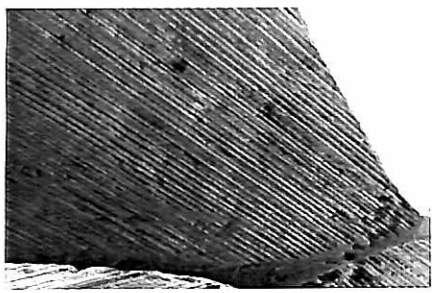
Fotomicrografia Final (t2)



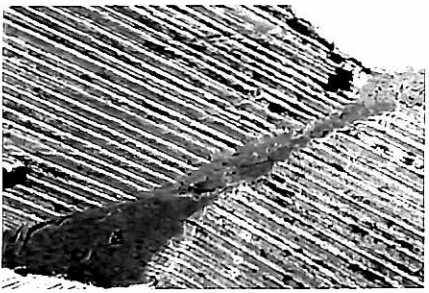
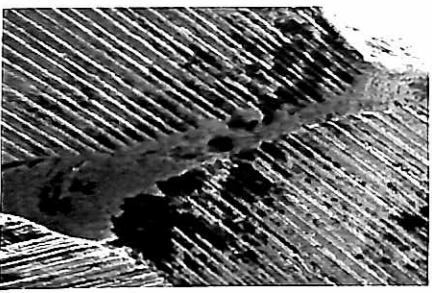
Aumento 100x



Aumento 300x



Aumento 500x



Aumento 1000x

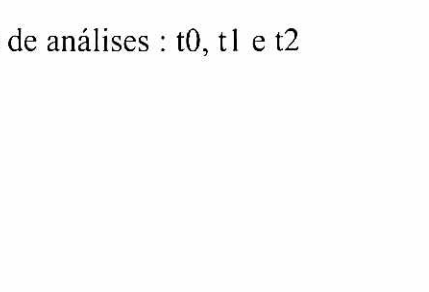
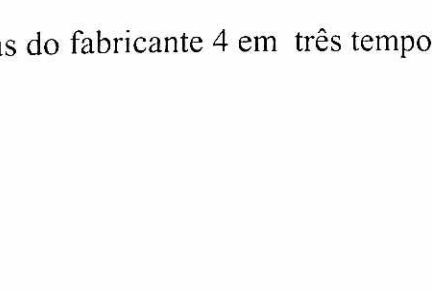
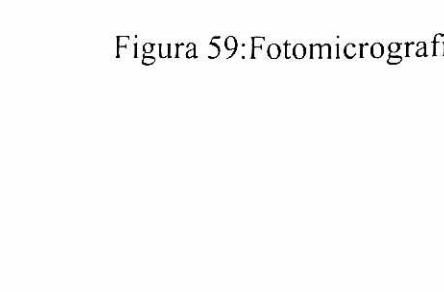


Figura 59: Fotomicrografias do fabricante 4 em três tempos de análises : t0, t1 e t2

6 DISCUSSÃO

Para uma melhor análise, este capítulo será dividido em dois subcapítulos: i) discussão da metodologia empregada e dos resultados obtidos; e ii) discussão dos resultados da microscopia eletrônica de varredura (MEV).

6.1 DA METODOLOGIA EMPREGADA E DOS RESULTADOS OBTIDOS

Sabe-se que o aquecimento ósseo gera a morte celular. Os estudos de Moss (1964) e Lavelle e Wedgwood (1980) descreveram o calor como um fator que prejudica a renovação do tecido ósseo por causar hipertermia, necrose, fibrose, degeneração dos osteócitos e o aumento da atividade osteoclástica. Durante muito tempo, os pesquisadores, ao estudarem os efeitos do aquecimento ósseo durante o processo de perfuração, consideraram que a temperatura crítica, na qual se desenvolveria uma necrose asséptica térmica, era dependente do nível em que a fosfatase alcalina se desnaturaria, tendo em vista a importância da ação dessa enzima no processo de reparação óssea. Alguns estudos realizaram seus experimentos baseando-se no fato de que temperaturas entre 56°C a 70°C seriam deletérias, porque nesses níveis a fosfatase alcalina sofreria desnaturação (THOMPSON e ARMY, 1958; LUNDSKOG, 1972). No entanto, podemos notar que esses estudos não observaram as reações teciduais após o aquecimento por um período de tempo que permitisse a total ocorrência das alterações pertinentes e as suas conseqüências ao longo do processo de reparo, ou seja, elas seriam transitórias ou permanentes, ou se seriam reversíveis ou irreversíveis.

Somente com os estudos de Eriksson e seus colaboradores pode-se estabelecer quais temperaturas causariam danos irreversíveis ao tecido ósseo. Eles observaram as reações do tecido aquecido durante e após o aquecimento. Descobriu-se que o tecido ósseo era mais sensível do que se achava sofrendo necrose antes mesmo da enzima fosfatase alcalina ser desnaturada. Constatou-se ainda que a aplicação de apenas um minuto de aquecimento a 47°C seria o suficiente para causar uma necrose térmica (ERIKSSON et al., 1982; ERIKSSON E ALBREKTSSON, 1983; ERIKSSON, ALBREKTSSON e ALBREKTSSON, 1984). Os autores sugeriram que a manutenção da temperatura entre 44 a 47°C seria o ideal. A comunidade

científica adota esses parâmetros até os dias de hoje, embora, esses estudos tenham sido realizados em tíbia de coelhos.

O estudo de Lundskog (1972) estabeleceu comparações entre espécies. Ele comparou as propriedades físicas do tecido ósseo de elefante, boi e humanos e encontrou diferença nos valores da condutibilidade térmica entre as espécies. Não foram encontrados estudos científicos que estabelecessem correlações entre o tecido ósseo humano e o tecido ósseo de coelho de uma forma clara. Sabe-se que o metabolismo do coelho é rápido e permite avaliar os processos de reparação em um tempo menor do que em outros modelos experimentais. Mas qual a correlação entre coelhos e humanos? Será que os resultados encontrados por Eriksson e seus colaboradores podem ser transferidos para o tecido ósseo humano? Segundo outro trabalho com Eriksson, Albrektsson e Albrektsson (1984), onde foram avaliados coelhos, cães e humanos *in vivo*, devido à diferença na espessura da camada cortical e na dureza desta camada entre diferentes espécies, houve uma grande diferença entre as temperaturas. Para coelhos a média foi de 40°C, para cães foi de 56°C e para humanos foi de 89°C. Acredita-se que a validade externa (generalização) dos resultados desses estudos, realizados para identificar a temperatura crítica com a qual a necrose óssea ocorre, é difícil porque os modelos experimentais são diferentes. No entanto, em virtude dos fatores éticos e legais envolvidos, torna-se muito difícil realizar este tipo de estudo em humanos. Entretanto, o desenvolvimento da tecnologia termográfica (infravermelho) proporcionou uma técnica atraumática que pode ser usada em humanos em um futuro próximo. Talvez, por todos esses motivos, a comunidade científica mundial continua aceitando os parâmetros propostos por Eriksson e seus colaboradores.

A descoberta da osseointegração trouxe dos ensinamentos sobre a técnica cirúrgica os cuidados com o tecido ósseo, pois se sabia que a cicatrização do leito cirúrgico dependia diretamente do trauma (BRANEMARK et al., 1977). As análises do fenômeno da osseointegração revelaram que este arranjo complexo de eventos pode ser ameaçado pelo calor friccional gerado durante a preparação de leito para implante (ADELL et al., 1981). A largura da zona necrótica que aparece ao redor do defeito cirúrgico é diretamente proporcional à magnitude do calor gerado durante o processo cirúrgico. No entanto, segundo Misch (2000) cerca de 1mm de osso compacto adjacente à ferida óssea morre após a ostectomia, independente da adequação

da técnica cirúrgica. Isto ocorreria provavelmente por causa da inflamação e da circulação colateral relativamente deficiente dentro do osso cortical.

Nos estágios iniciais de cicatrização, os implantes são associados a uma zona necrótica resultante da perfuração do tecido ósseo. Com a presença desta zona, os implantes não se osseointegrariam a menos que a substituição por osso saudável ocorresse. Este fenômeno reparativo é usualmente dependente do estado das células e da vascularização, mais do que o efeito da perfuração. Embora este ponto precise de maiores explicações, foi observado pela nossa análise que todos os testes biológicos foram realizados em tecido ósseo não vital ou através de exames vitais por meio de câmeras térmicas. Os parâmetros de preparação do leito para receber os implantes parecem precisar de avaliações adicionais. Além disso, existe uma grande diferença entre tecido ósseo vivo e tecido ósseo morto em termos de densidade, celularidade, presença de água, movimento de fluidos e condutibilidade térmica. Adicionalmente, a idade do paciente, o local e a densidade óssea têm um aumento significativo do número de variáveis associadas com a geração de calor.

O sucesso da técnica é consagrado na literatura e vários estudos com tempos de observações variáveis (de 2 a 15 anos) representam esse sucesso (ADELL et al. 1981; SCAGLIONI E DELIGA, 1996; CORREIA, 1996; ESPOSITO et al. 1998; PEDROLA, 2002). Contudo, quando se reportam as falhas, alguns fatores são levantados. Encontram-se como causas de insucessos fatores relacionados com a técnica cirúrgica e o período de cicatrização (fase inicial), e fatores relacionados com a fase de reabilitação (fase protética). Os autores concordam sobre os motivos de insucessos provenientes de uma técnica cirúrgica inadequada. Dentre os motivos apontados, destacam-se: excesso de traumatismo durante a preparação do leito cirúrgico; uso de brocas não afiadas; não uso de refrigeração; não uso de movimento intermitente; e não uso de uma seqüência graduada de brocas. Todos esses fatores levam à geração exacerbada de calor, que produz necrose das células. Tomando como base estas evidências, pode-se afirmar que os cuidados na preparação do tecido ósseo devem ser levados em consideração durante qualquer cirurgia.

Pouca atenção tem sido dada à questão da durabilidade das brocas. Os estudos de Sperandio, Campos Junior e Aragonés (1998); Jochum e Reichart (2000); Cardoso (2000); Saad (2000) e de Ercoli et al. (2004) tratam desta questão. As empresas que comercializam esses

instrumentais não possuem estudos sobre a durabilidade dos seus produtos. Quando questionadas a respeito, respondem de forma empírica. Os profissionais que utilizam esses instrumentais também tomam decisões sobre a troca de suas brocas baseados em suas experiências clínicas. Ressalta-se que, devido ao número de variáveis implícitas, chegar a um resultado que caracterize a quantidade de vezes que essas ferramentas podem ser usadas é um processo muito complexo. Porém, é importante assegurar que não apenas os profissionais, mas também as empresas, comecem a se preocupar com essa questão.

O osso de costela bovina foi escolhido para as avaliações desta pesquisa devido às semelhanças estruturais com o osso humano tipo II, segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985). Esta escolha está de acordo com o estudo de Ercoli et al. (2004). Amostras de outros tipos podem ser encontradas na literatura, tais como osso cortical de fêmur bovino (BRISMAN, 1996; ABOUZGIA e SYMINGTON, 1996; CORDIOLLI e MAJZOUN, 1997; REINGEWIRTZ, SZMUKLER e SENGER, 1997; ABOUZGIA e JAMES, 1997; DAVIDSON e JAMES, 2000; ADRIANI JUNIOR, 2002; CHACON et al., 2006), osso de costela de suínos (WATANABLE et al. 1992), mandíbulas bovinas (HODKIRK e RUSINIAK, 1977; BENINGTON et al., 1996; BENINGTON et al. 2002), mandíbulas e maxilas suínas, (SHARAWY et al., 2002), e osso cortical de fêmur humano (MATHEUS e HIRSCH, 1972; LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000).

A densidade óssea geralmente varia de pessoa para pessoa, de osso para osso no esqueleto, e de local para local para o mesmo osso (DOUGLAS, 1994; MISCH, 2000). Na presente pesquisa, a utilização de um mesmo tipo ósseo permitiu a padronização dos corpos-de-prova. Entretanto, não se pode afirmar que as características físicas dos corpos-de-prova sejam idênticas, visto que o número de corpos-de-prova necessário impossibilitou o uso de ossos de um único animal. A utilização de um modelo de polióximetileno, por exemplo, usado no estudo de Harris e Kohles (2001), permitiu que a variável densidade óssea fosse padronizada, delimitando o escopo do trabalho. No entanto, surgiram críticas quanto a condutibilidade térmica do material em comparação ao tecido ósseo. Embora as propriedades elásticas fossem muito parecidas, a transferência de calor, ou seja, a condutibilidade térmica, era diferente. O osso conduz melhor o calor ($2,0\text{N}/[^\circ\text{C/s}]$) do que o polioximetileno ($0,30\text{N}/[^\circ\text{C/s}]$). O coeficiente de expansão térmica também é diferente do tecido ósseo. Essas diferenças podem ter levado a resultados que não se

aplicam à realidade clínica por serem de uma amplitude menor do que quando realizados em tecido ósseo.

O estudo de Abouzgia e James (1997) avaliou a distribuição de calor em amostras de osso de fêmur bovino em várias direções. Os autores sugeriram que, com base em seus resultados, o tecido ósseo mostrava-se anisotrópico (diferentes propriedades físicas em diferentes direções). Os resultados deste estudo mostraram uma alta dispersão que, segundo os autores, deveu-se à anisotropia óssea. Nos resultados da presente pesquisa, puderam-se observar diferenças na carga necessária para realizar a perfuração, pela mesma broca, dentro de um mesmo corpo-de-prova (que tinha 7cm de comprimento e 1cm de distância entre as perfurações). Embora o estudo de Abouzgia e James (1997) tenha focado a temperatura e se acredita que esta esteja associada à densidade óssea, sugere-se que os resultados possuem semelhanças entre si no que se refere às propriedades físicas do tecido ósseo. Em contrapartida, o estudo de Davidson e James (2001), que utilizou também osso cortical de fêmur bovino, demonstrou que o tecido ósseo era isotrópico (mesmas propriedades físicas em várias direções). Os autores consideraram ainda que, como os componentes do osso são similares entre as espécies, poder-se-ia dizer que as magnitudes da condutibilidade térmica também são similares. Pode-se observar que não existe um consenso na literatura a este respeito.

A quantidade de calor gerado é diretamente relacionada à magnitude da força, à velocidade e ao tempo de perfuração. Eriksson e Adell (1986) indicaram o uso de uma força leve durante a perfuração do tecido ósseo. No entanto, não especificaram qual seria essa força. É válido ressaltar que, mesmo que fosse possível padronizar uma força “ideal”, devido a fatores humanos, tal como a coordenação motora de cada cirurgião, estes parâmetros seriam dificilmente reproduzidos clinicamente.

O estudo de Hobkirk e Rusiniak (1997) avaliou a força que 20 cirurgiões experientes utilizavam para realizar a perfuração em uma mandíbula de boi. Obtiveram uma variação de 5,98 a 24,32N no sentido vertical, mostrando que a variação entre os cirurgiões é significativa. Fica evidente que a força exercida por cada cirurgião é particular, e não há meios de padronizar a força que os cirurgiões devem aplicar na peça de mão durante o procedimento de perfuração. O estudo de Bachus, Rondina e Hutchinson (2000) corrobora o estudo de Hobkirk e Rusiniak (1977), pois também encontrou diferenças significativas entre a avaliação de seis cirurgiões, que

foram orientados a realizar as perfurações com suas forças habituais. Os autores encontraram um intervalo de 53 a 103N de aplicação de força em sua análise.

Pode-se observar que existem divergências na literatura quanto à aplicação de maior ou menor carga com relação ao aumento de temperatura. A comparação entre os resultados dos estudos torna-se difícil, pois mesmo quando utilizado o mesmo modelo experimental (osso cortical de fêmur bovino), pode-se observar resultados divergentes entre os estudos de Brisman (1996) e Reingwartz, Szmukler e Senger (1997). Já nos estudos de Matheus e Hirsch (1972), e de Bachus, Rondina e Hutchinson (2000), o osso cortical de fêmur humano foi o modelo experimental adotado e os resultados foram similares. O método com que a temperatura foi medida foi o mesmo (termopares). A diferença de densidade óssea poderia ser um dos fatores que provocaram as variações nos resultados, mas os estudos de Brisman (1996), Abouzgia e James (1995), e Abouzgia e Symington (1996) foram semelhantes entre si, embora tenham divergido do trabalho de Reingwartz, Szmukler e Senger (1997), que utilizou um modelo experimental semelhante. Certamente, estudos adicionais são necessários para esclarecer essas hipóteses. Conclui-se, então, que a baixa força na mão (em torno de 2kgf) pode ser aplicada na preparação total do tecido ósseo para gerar menos calor.

No presente estudo, a força foi medida por uma célula de carga. A utilização de uma máquina universal de ensaios, por sua vez, permitiu padronizar a velocidade de deslocamento exercida durante a perfuração dos corpos-de-prova. Todas as perfurações foram realizadas com o mesmo movimento e a mesma velocidade de penetração no tecido ósseo. Ressalta-se que este método é aplicável somente em laboratório e que, para se quantificar a vida útil de brocas cirúrgicas para a implantodontia, os testes em laboratório são o melhor caminho. Nem sempre se consegue reproduzir a situação clínica real, em virtude de diversos motivos, que vão desde o modelo experimental até o método estatístico utilizado para tratar os dados obtidos. Porém, é preciso considerar esses fatores como barreiras para a realização dos experimentos, uma vez que o desenvolvimento destes e de outros ensaios em humanos se torna inviável. As pesquisas devem, entretanto, tentar se aproximar da realidade e minimizar as limitações metodológicas. Vários outros autores padronizaram a carga exercida durante a perfuração (MATHEUS e HIRSCH, 1972; LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; WATANABLE et al., 1992; ABOUZGIA e SYMINGTON, 1996; BRISMAN, 1996; COORDIOLI e MAJZOUN, 1997; COOLEY et al.,

1990; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000; REINGEWIRTZ, SZMUKLER e SENGHER, 1997; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al., 2005; CHACON et al., 2006), enquanto outros mediram a carga necessária para a realização das perfurações, como no presente estudo (HOBKIRK e RUSIANIAK, 1997; HARRIS e KOHLES, 2001). Outras investigações não padronizaram a carga e todas as perfurações foram realizadas pelo mesmo operador (THOMPSON e ARMY, 1958; YACHER e KLEIN, 1996; BENINGTON et al., 1996; IYER, WEISS e MEHTA, 1997; SPERANDIO, CAMPOS JUNIOR e ARAGONES, 1998; KERAWALA et al. 1999; JOCHUM e REICHART, 2000; CARDOSO, 2000; ADRIANI JUNIOR, 2002; SHARAWY et al. 2002; PATERNO et al. 2005).

A presente pesquisa considerou a carga necessária para a realização das perfurações, assim como a temperatura gerada durante esse processo. Brocas de quatro fabricantes nacionais foram utilizadas no estudo. Os dados foram tratados separadamente por fabricante e, posteriormente, analisados de forma comparativa.

Verificou-se que, nas condições experimentais, os dados de carga e temperatura apresentavam uma dispersão considerável, ou seja, valores de erro altos. O mesmo pode ser notado no estudo de Abouzgia e James (1997). Optou-se, então, por considerar apenas os maiores valores da carga, que representavam o momento no qual a broca perfurava a camada cortical, ou seja, os 4mm mais densos do corpo-de-prova (Figuras 15 e 16). Este grande valor de erro foi atribuído às diferentes densidades ósseas presentes no corpo-de-prova. Procurou-se padronizar ao máximo os corpos-de-prova. No entanto, não foi possível obter todos os ossos do mesmo animal, devido ao grande número de corpos-de-prova necessários. Quando se avaliou a carga, dentro de um mesmo corpo-de-prova, pode-se observar a existência de diferenças de densidade. Podem-se encontrar explicações para este fato quando do estudo da formação do tecido ósseo (DOUGLAS. 1994; MISCH 2000).

Quando se aplicou o teste ANOVA para avaliar a carga exercida ao longo dos furos pode-se observar que para todos os fabricantes existiu uma diferença significativa entre as brocas. Levando-se em consideração que as brocas pertenciam a lotes diferentes, pode-se concluir que existe uma variabilidade significativa entre os lotes do mesmo fabricante (Tabelas de 1 a 8, Figuras de 17 a 24).

Não foram observadas diferenças significativas com relação à carga ao longo da realização dos furos e este fato recai primordialmente sobre a variabilidade na densidade óssea dos corpos-de-prova. Porém, quando esses resultados são trazidos para uma aplicação clínica, observam-se algumas semelhanças. Observam-se grandes variabilidades de densidades entre os ossos de um mesmo indivíduo e entre os mesmos ossos de indivíduos diferentes. Quando se comparam os valores de carga entre os fabricantes, (Figura 41) pode-se observar que alguns fabricantes obtiveram um desempenho superior aos outros, nas condições experimentais estabelecidas. Estas diferenças não foram atribuídas à densidade dos corpos-de-prova, pois tanto a sua seleção quanto as perfurações foram realizadas de forma aleatória, de modo a reduzir o viés do experimento.

O estudo de Harris e Kohles (2001) também avaliou a carga necessária para realizar uma perfuração. Embora o modelo experimental deste estudo tenha sido um polímero, os resultados encontrados foram semelhantes aos do presente estudo. Os resultados mostraram que a carga utilizada para a realização das perfurações ficou entre 11 e 20N.

Desde 1986, um alto torque e velocidades entre 1500 e 2000rpm na peça de mão (que resultam em um aumento de temperatura mínimo, mas suficiente para manter a eficácia de perfuração) são considerados como uma instrumentação ideal na preparação de leitos para implantes (ERIKSSON e ADELL, 1986), ou seja, esses parâmetros são os mais aceitos e utilizados pelos cirurgiões nos procedimentos cirúrgicos. Entretanto, mais estudos são necessários para validar esses procedimentos cirúrgicos. A opção escolhida no presente estudo levou em consideração parâmetros consagrados na prática clínica, além de movimento intermitente e irrigação a temperatura ambiente com fluxo de 50ml/min. A broca de 2,0mm foi selecionada pelo fato de realizar o furo inicial e, teoricamente, sofrer um maior desgaste.

As brocas geralmente seguem a forma do esqueleto do implante e, devido ao grande número de formas e sistemas de implantes existentes no mercado, a comparação entre os diferentes desenhos e a afiação dos instrumentos torna-se praticamente impossível. Em geral, as brocas helicoidais são utilizadas para a colocação de implantes em forma de parafusos e as brocas tri-flauta para realizar a preparação dos leitos para implantes de forma cilíndrica. Estudos têm demonstrado que a geometria dos canais e o desenho das brocas contribuem para o aumento da temperatura durante a perfuração (HARRIS E KOHLES, 2001; SHARAWY et al. 2002;

ERCOLI et al. 2004; CHACON et al. 2006). Teoricamente, a broca tri-flauta gera menos calor do que a broca helicoidal (KAY, GILMAN e WAY, 1991).

A perfuração envolve o uso de irrigação interna ou externa para reduzir o calor gerado. Devido ao íntimo contato na interface osso-broca, a solução de irrigação deve reduzir a temperatura através das paredes ósseas. Isso pode não ser alcançado, a menos que a broca seja removida intermitentemente para permitir a saída dos fragmentos ósseos e permitir o acesso dos fluidos de irrigação. Entretanto, quando a perfuração é realizada, o aumento de temperatura pode não resultar apenas da falta de acesso do líquido de irrigação, mas da obstrução dos canais laterais da broca pelos fragmentos ósseos, que diminuem a eficiência de corte e, por conseguinte, aumentam o tempo requerido para a preparação do leito para implante. A literatura técnica possui trabalhos que utilizaram a perfuração em um único movimento (MATHEUS e HIRSCH, 1972; ERIKSSON e ALBREKTSSON, 1984; ABOUZGIA e SYMINGTON, 1996, BRISMAN, 1996; ABOUZGIA e JAMES, 1997; CORDIOLI e MAJZOUN, 1997; REINGEWIRTZ, SZMUKLER e SENGER, 1997; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000; BENINGTON et al., 2002) e trabalhos nos quais os autores tiveram o cuidado de realizar a perfuração em um movimento intermitente, tanto com perfuração mecanizada (HARRIS e KOHLES, 2001; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al. 2005; CHACON et al., 2006) quanto manual, o que facilita a realização deste movimento (THOMPSON e ARMY, 1958; ERIKSSON e ADELL, 1986; YACHER e KLEIN, 1996, BENNINGTON et al. 1996; IYER, WEISS e MEHTA, 1997 a e b; SPERANDIO, CAMPOS JUNIOR e ARAGONES, 1998; KERAWALA et al., 1999; JOCHUM e REICHART, 2000; CARDOSO, 2000; ADRIANI JUNIOR, 2002; SHARAWY et al., 2002; PATERNO et al., 2005). Sutter et al. (1992) compararam o movimento intermitente com o movimento contínuo e puderam verificar que o movimento intermitente garantiu valores de temperatura abaixo do crítico.

A influência do movimento intermitente traz vantagens sobre o movimento contínuo. Nos estudos que utilizaram movimento intermitente, os autores puderam observar que a temperatura caiu e, em nenhum deles, a temperatura chegou ao nível crítico de 47^oC (HARRIS e KOHLES, 2001; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al. 2005; CHACON et al., 2006). Por outro lado, os estudos que utilizaram o movimento contínuo excederam a temperatura crítica em alguns casos (MATHEUS e HIRSCH, 1972; LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; SUTTER et al., 1992;

BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000). Estes resultados corroboram a eficiência do movimento intermitente, que se deve ao fato de a irrigação penetrar no local da perfuração e permitir a saída dos fragmentos ósseos, também verificada pelo presente estudo. O tipo de movimento utilizado nesta pesquisa influenciou os valores altos de dispersão dos resultados. Neste experimento reproduziu-se um movimento intermitente com períodos sucessivos de compressão e tração. Nos momentos de compressão, a carga era aplicada e, nos momentos de tração, havia um período de força “negativa”. Quando do estabelecimento da média do movimento completo referente a uma perfuração, encontrou-se um erro muito alto, que não possibilitava tratar os dados aqusitados de forma consistente. No entanto, o movimento intermitente condizia com a realidade clínica. O presente trabalho procurou reproduzir as condições clínicas de desgaste das brocas durante os procedimentos cirúrgicos, assim como os estudos de Matheus e Hirsch (1972), Sutter et al. (1992), Watanable et al. (1992), Ercoli et al. (2004), Faria et al. (2005) e Chacon et al. (2006) e, devido a esse fato, o movimento intermitente foi utilizado.

Com relação aos dados da temperatura, consideraram-se os mesmos parâmetros. Nos períodos em que a broca estava na fase de tração, a irrigação penetrava no interior da perfuração e a resfriava. Nos períodos de compressão, por outro lado, ocorria um aquecimento. Tal fato simula a condição clínica de forma fidedigna. A realização de um movimento intermitente durante a perfuração é indicado pela técnica proposta por Branemark et al. (1969) e o presente estudo comprovou a importância deste método, pois no decorrer dos períodos alternados de força e tração é possível minimizar a carga necessária para realizar a perfuração do tecido ósseo e permitir que a irrigação consiga resfriar o local perfurado, evitando ou minimizando o dano térmico ao tecido (HARRIS e KOHLES, 2001; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al. 2005; CHACON et al., 2006).

Com a introdução do uso da irrigação, o controle do aquecimento durante a perfuração tornou-se mais efetivo. Vários estudos comprovaram que o tecido ósseo aquece menos quando se utiliza a irrigação como método de refrigeração (MATHEUS e HIRSCH, 1972; LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; ERIKSSON e ADELL, 1986; YACHER e KLEIN, 1996; CARVALHO, 1994; CORDIOLI e MAJZOUN, 1997; KERAWALA et al. 1999). Todos esses estudos compararam a temperatura durante a perfuração, com e sem irrigação. O estudo de Kerawala et

al. (1999) relatou que as temperaturas geradas por uma perfuração onde altas pressões foram utilizadas com a presença de irrigação foram as mesmas de quando a perfuração foi realizada com baixa força aplicada na broca sem o uso de irrigação.

Nos estudos realizados sem a presença de irrigação foram encontradas temperaturas que excederam o nível crítico (BENINGTON et al, 1996; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000).

No presente experimento, optou-se pela irrigação externa associada ao movimento intermitente, realizado por uma máquina universal de ensaios. A programação do equipamento de ensaio para reproduzir o movimento intermitente foi uma tarefa razoavelmente complexa, viabilizada apenas com a utilização de um programa de última geração (*Bluehill 2*), especialmente instalado na máquina do Departamento de Materiais Dentários da USP-SP, para a realização do experimento.

Na segunda parte dos resultados, os dados sobre a temperatura gerada durante a perfuração foram analisados. Foram levadas em consideração as duas posições dos termopares. Os dados referentes ao termopar posicionado a 11,5mm de profundidade foram designados genericamente “Temperatura 11,5, T 11,5” , enquanto os do termopar situado a 5mm de profundidade foram designados “Temperatura 5, T 5”.

Quando se analisaram os fabricantes separadamente, foi possível encontrar um aumento significativo nos valores da Temperatura 11,5 para cada um deles (Figuras 25, 26, 29, 30, 33, 34, 37 e 38). Estes resultados mostraram que os repetidos usos e ciclos de esterilização provocaram um desgaste mecânico nas brocas, aumentando o coeficiente de atrito na interface broca/osso e provocando um aumento na média da temperatura. Com isto, confirmamos a hipótese de que brocas usadas aquecem mais do que brocas novas, indo ao encontro dos resultados dos estudos dos estudos de Matheus e Hirsch (1972), Cardoso (2000), Saad (2000), Jochum e Reichart (2000), Harris e Kohles (2001), Ercoli et al. (2004), Faria et al. (2005) e Chacon et al. (2006). Porém, em alguns estudos a temperatura alcançada ultrapassou os níveis críticos propostos por Eriksson e Albrektsson (1984). No estudo de Matheus e Hirsch (1972), a temperatura ultrapassou aos 50°C quando brocas usadas por mais de 200 vezes foram testadas. No estudo de Cardoso (2000), as brocas utilizadas por 40 vezes promoveram o mesmo grau de dano térmico que as brocas novas. Nos estudos de Ercoli et al. (2004), Faria et al. (2005) e Chacon et al. (2006), que

utilizaram as brocas por 100, 30 e 25 vezes, respectivamente, não foram registradas temperaturas que excedessem o nível crítico. Os resultados de Saad (2000), por sua vez, mostraram que após a 18ª perfuração a temperatura começava a subir, chegando a ultrapassar os 47°C.

No que diz respeito aos dados da Temperatura 5, não existiram diferenças estatisticamente significativas para nenhum dos fabricantes avaliados (Figuras 27, 28, 31, 32, 35, 36, 39 e 40). Esses resultados mostraram a influência que a irrigação têm no controle do aquecimento. Considerando que a Temperatura 5 foi tomada a 5mm de profundidade e o corpo-de-prova apresenta uma camada de osso cortical nesta região, um maior aumento de temperatura seria teoricamente esperado devido à maior densidade. No entanto, essa região é a mais superficial, sendo mais atingida pelo fluxo contínuo da irrigação. Segundo o trabalho de Yacher e Klein (1996), a variação de temperatura está relacionada com a densidade óssea. Pode-se observar, neste trabalho, uma temperatura maior em uma perfuração com 8,5mm de profundidade do que em uma perfuração com 20mm. Os autores justificaram estes resultados como dependentes da densidade óssea. No entanto, a camada de cortical do modelo experimental (osso bovino) utilizado por eles era de 2mm com uma medular densa no centro. Os resultados obtidos no presente estudo contradizem as conclusões de Yacher e Klein, que encontraram maiores variações nas médias das temperaturas na camada menos densa do corpo-de-prova (medular), concluindo que, quanto maior a profundidade de perfuração, maior a temperatura no seu interior.

No estudo de Cordioli e Majzoub (1997), os valores encontrados para as brocas de 2mm na profundidade de 4mm foram de $32 \pm 6,25^{\circ}\text{C}$ e $35,05 \pm 8,79^{\circ}\text{C}$ para a profundidade de 8mm. Os resultados de Faria et al. (2005) foram muito semelhantes, sendo os valores mais altos encontrados na profundidade de 13mm, o que confirma os resultados obtidos no presente estudo. No entanto, no estudo de Ercoli et al. (2004), as temperaturas encontradas a 5 e a 15mm obtiveram uma diferença menor ($30,9^{\circ}\text{C}$ para 15mm e de $31,9^{\circ}\text{C}$ para 5mm) contradizendo os nossos resultados. Acredita-se que esta divergência entre os resultados decorra não só da densidade óssea, mas também do movimento realizado durante a perfuração. Embora o estudo de Ercoli et al. (2004) tenha utilizado um movimento intermitente, a velocidade com que a perfuração foi realizada foi muito lenta e este fato pode ter sido o responsável pelo aumento de temperatura na camada superficial, que é a mais densa, mas que também sofre maior influência da temperatura.

Quando se comparam os valores das Temperaturas (T 11,5 e T 5), como se pode observar na figura 43, estes fatores tornam-se mais evidentes. A Temperatura 5 foi a mais influenciada pela irrigação e sugere-se que, devido à condutibilidade térmica do tecido ósseo, houve a queda da temperatura pelas trocas de calor ocorridas entre o corpo-de-prova, o banho de água ao redor do corpo-de-prova e a irrigação. Vale ressaltar que o líquido utilizado para a irrigação foi mantido a temperatura ambiente, climatizado a $22^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$. A Temperatura 11,5, por sua vez, foi tomada em uma profundidade maior, onde os valores das médias foram igualmente maiores. Sugere-se que isto se deva à dissipação do calor gerado e à influência um pouco mais restrita da irrigação externa nesta profundidade. Embora exista uma diferença estatisticamente significativa, quando se observam os valores em $^{\circ}\text{C}$, nota-se que estes não ultrapassam 2°C , reforçando a eficiência da irrigação e do movimento intermitente na redução da temperatura.

Quando se analisou o fator ciclo (cada ciclo corresponde a três perfurações e um ciclo de esterilização), pode-se encontrar (Figura 45) um aumento claro da Temperatura 11,5 ao longo dos ciclos. Foram também encontrados os mesmos resultados na Figura 46, embora com intervalos diferentes. Os resultados dessas análises sugerem a existência de diferenças entre os ciclos e evidenciam a influência dos ciclos de esterilização no desempenho das brocas. Valores acima dos níveis críticos não foram observados em nenhum dos ciclos referentes às duas situações avaliadas.

Pode-se entender, então, que sob estas condições experimentais, as brocas de nenhum dos fabricantes atingiram os níveis críticos de temperatura após 50 utilizações, nas posições de medida dos termopares (1mm da perfuração). No entanto, não podemos afirmar com certeza de que essa temperatura não tenha sido atingida na interface osso/broca. Somente estudos adicionais com modelos matemáticos poderiam nos trazer resultados mais conclusivos.

Os estudos *in vivo* de Eriksson e Adell (1986) mediram a temperatura em osso mandibular colocando um termopar em um canal horizontal a 0,5mm do final da perfuração. A irrigação foi efetiva e as temperaturas gravadas foram algumas vezes mais baixas do que a temperatura inicial. Essa observação pode ser notada pelo presente estudo também. Observando a figura 42, verifica-se que a temperatura inicial era maior do que a temperatura nos primeiros 5 segundos (que correspondem ao momento da perfuração da camada cortical). Sugere-se que isto ocorra devido à

troca de calor entre o corpo-de-prova e o líquido da irrigação, conforme o estudo de Eriksson e Adell (1986).

A análise de dispersão foi realizada com a finalidade de verificar se, sob estas condições experimentais, existia uma correlação entre carga e temperatura. Como para todas as análises os valores de R^2 foram menores do que 0,08, pode-se entender que não existiu correlação entre essas duas variáveis. Os estudos de Matheus e Hirsch (1972) e Bachus, Rondina e Hutchinson (2000) encontraram uma correlação inversamente proporcional entre carga e temperatura. Por outro lado, Brisman (1996), Abouzgia e James (1995) e Abouzgia e Symington (1996) evidenciaram uma relação diretamente proporcional entre carga e temperatura. No entanto, os resultados de Reingwartz, Sz mukler e Senger (1997) não encontraram correlação entre temperatura e carga, mas entre temperatura e tempo de perfuração. Com relação ao presente estudo, o tempo de perfuração foi padronizado e não foi possível, então, testar esta correlação.

Os termopares foram empregados para avaliar a temperatura de forma direta em muitos estudos (THOMPSON e ARMY, 1958; MATHEUS e HIRSCH, 1972; LA VELLE e WEDGWOOD, 19980; SAHA et al., 1982; ERIKSSON e ADELL, 1986; YACHER e KLEIN, 1996; ABOUZGIA e SYMINGTON, 1996, BRISMAN, 1996; ABOUZGIA e JAMES, 1997; CORDIOLI e MAJZOUB, 1997; REINGEWIRTZ, SZMUKLER e SENGGER, 1997; IYER, WEISS e MEHTA, 1997^a; KERA WALA et al., 1999; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000; JOCHUM e REICHART, 2000; SHARAWY et al. 2002; ADIANI JUNIOR, 2002; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al. 2005; CHACON et al., 2006), tendo sido utilizados também no presente estudo.

O presente estudo utilizou termopares tipo T *cobre-constantan* (IYER, WEISS e MEHTA, 1997a; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al., 2005) devido a sua resistência à corrosão em atmosferas úmidas, podendo-se encontrar estudos onde outros tipos de termopares foram utilizados, tais como: tipo K *cromel-alumel* (MATHEUS e HIRSCH, 1972; ABOUZGIA e SYMINGTON, 1996; ABOUZGIA e JAMES, 1997; KERA WALA et al., 1999; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000; SHARAWY et al., 2002; ADRIANI JUNIOR, 2002; CHACON et al. 2006) e tipo J *ferro-constantan* (YACHER e KLEIN, 1996; REINGEWIRTZ, SZMUKLER e SENGGER, 1997; PATERNO et al. 2005).

As principais diferenças entre os tipos de termopares se referem à composição dos fios e ao intervalo de leitura de temperatura recomendado, assim como ao seu tempo de resposta. O termopar tipo K é um termopar de uso genérico, cobrindo temperaturas entre os -200 e os 1200 °C, tendo uma sensibilidade de aproximadamente 41µV/°C. Já o tipo J tem seu intervalo de leitura limitado (-40 a 750°C), razão pela qual é menos popular do que o tipo K. A utilização do tipo J acima dos 760°C leva a uma transformação magnética abrupta que prejudica a sua calibração. Porém, o termopar tipo T cobre temperaturas entre -270°C e 370°C, tendo o menor limite superior de temperatura (370°C). Seu limite de erro é de 0,5 °C ou 0,4% . O termopar tipo T foi selecionado para o presente estudo, pois o seu limite superior de temperatura é o que mais se aproxima das condições do experimento, em comparação com os outros tipos.

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 e ARMY, 1958; MATHEUS e HIRSCH, 1972; LAVELLE e WEDGWOOD, 19980; YACHER e KLEIN, 1996; ABOUZGIA e SYMINGTON, 1996; ABOUZGIA e JAMES, 1997; KERAWALA et al., 1999; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000). Em todos esses trabalhos, as temperaturas registradas foram maiores para os termopares que estavam mais próximos do local da perfuração. Em todos os trabalhos supracitados os autores recomendam que os termopares sejam colocados o mais próximo possível do local da perfuração. No entanto, esta questão torna-se um fator limitante, pois nem sempre se consegue uma aproximação menor do que 1mm sem que as brocas danifiquem os termopares durante a perfuração. Devido a este fato, os termopares desta pesquisa foram posicionados a 1mm, indo ao encontro dos trabalhos de Saha, Dal e Albright (1982), Lavelle e Wedgwood (1980), Cordioli e Majzoub (1997), Iyer, Weiss e Mehta (1997a), Sharawy et al. (2002), Ercoli et al. (2004) e Faria et al. (2005). Este procedimento está embasado no trabalho de Abouzgia e Symington (1996), que puderam verificar uma diferença de temperatura de 2°C entre os termopares posicionados a 0,75 e 1,25mm.

Outra variação encontrada na literatura foi a de inserir termopares em diferentes profundidades (CORDIOLI e MAJZOUB, 1997 (4 e 8mm); ADIANI JUNIOR, 2002 (3,5 e 8mm); ERCOLI et al., 2004 (5 E 15mm); FARIA et al., 2005 (5 e 13mm). Segundo Lavelle e Wedgwood (1980), a eficácia da irrigação externa diminui com a profundidade. Essa metodologia foi adotada também no presente estudo, onde sensores foram inseridos a 5 e

11,5mm, com o intuito de medir a diferença de temperatura em camadas diferentes do tecido ósseo. Os resultados encontrados corroboram as conclusões de Cordioli e Majzoub (1997), e Faria et al. (2005), onde os sensores mais profundos detectaram maiores aumentos de temperatura, ao contrário de Ercoli et al. (2004) e de Adriani Junior (2002).

A tecnologia infravermelha foi um outro meio utilizado para a medição da temperatura em estudos científicos. Ela se baseia na detecção da energia emitida pela radiação eletromagnética. Recentemente, esta técnica foi indicada como superior aos termopares, porque permite uma visão global do calor gerado, sem necessidade de perfurações laterais para a inserção de sensores, possuindo um grau de erro menor do que o termopar. Sua limitação se deve ao seu alto custo. Porém, os resultados deste tipo de medição foram muito similares aos encontrados quando da utilização de termopares (WATANABLE et al., 1992; BENINGTON et al., 1996 e 2002).

6.2 DOS RESULTADOS DA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA MEV

A análise em microscopia eletrônica de varredura foi realizada em todas as brocas. Fotomicrografias foram realizadas em quatro magnificações diferentes. Com isto foi possível analisar com rigor a superfície de corte das brocas (Figuras de 56 a 59). Outros trabalhos também se valeram desta tecnologia (SUTTER et al., 1992; JOCHUM e REICHART, 2000; HARRIS e KOLHES, 2001; ERCOLI et al., 2004; FARIA et al. 2005; CHACON et al., 2006), porém, em nenhum deles foi possível encontrar uma análise semelhante à do presente trabalho. Quando se analisaram as brocas antes, após 25 e 50 usos foi possível acompanhar as mudanças topográficas sofridas por elas ao longo dos usos e ciclos de esterilização.

Nas fotomicrografias com o aumento de 100x pode-se observar a geometria das brocas. Notou-se que, embora todas as brocas sejam helicoidais, as brocas do fabricante 4 possuíam o desenho da ponta diferente dos demais. Quando se analisou o fator carga (Figura 41), o fabricante 4 apresentou resultados muito próximos ao fabricante 2. Diferenças foram notadas com a relação à Temperatura 11,5 (Figura 44), onde o fabricante 4 apresentou o menor valor de temperatura. A Temperatura 11,5 foi tomada na profundidade de 11,5mm e este pode ter sido um dos fatores que conduziram a este resultado: o desenho da broca do fabricante 4 ter permitido um melhor escape dos fragmentos ósseos pelos canais laterais, diminuindo assim o atrito e a geração de calor. A Temperatura 5 (Figura 46) foi tomada a 5mm de profundidade, e não se encontraram diferenças

significativas entre os fabricantes, provavelmente devido à influência da irrigação. Os estudos de Lavelle e Wedgwood (1980), Harris e Kohles (2001), Sharawy et al. (2002), Ercoli et al. (2004) e Chacon et al. (2006) demonstram que o desenho da broca influencia a temperatura.

Nas outras fotomicrografias, com aumentos de 300 e 500x, pode-se analisar as superfícies de corte das brocas. As brocas de todos os fabricantes evidenciaram sinais claros de desgaste, sendo que alguns deles encontraram-se com maior grau de deformação. Este desgaste se deveu aos sucessivos ciclos de uso e esterilização. Segundo Cooley et al. (1990), a eficiência de corte das brocas pode estar relacionada com o método de esterilização. Em seu estudo foi avaliada a influência dos métodos de esterilização na qualidade das brocas e se verificou que as brocas esterilizadas em autoclave tiveram a eficiência de corte afetada. Observou-se um aumento na temperatura e na carga de todas as brocas ao longo dos ciclos, mas não se pode afirmar categoricamente que este aumento se deveu somente às esterilizações em autoclave, mas também à perda de eficiência de corte provocada pelo uso repetido. Ainda são necessários estudos para demonstrar melhor o papel da esterilização na perda de eficiência de corte e na mudança da estrutura das brocas.

Nas fotomicrografias com aumento de 1000x, foi possível avaliar a superfície de corte dos instrumentos, observando-se a micro-topografia destas superfícies. Sabe-se que a afiação se relaciona com a rugosidade da superfície, ou seja, quanto mais lisa a superfície, menor o seu poder de corte. Pode-se observar, de uma forma geral, a perda de rugosidade das superfícies das brocas, embora as superfícies ainda apresentassem sulcos, mesmo após 50 usos. Além disso, os ângulos apresentaram-se bastante deformados e lisos. Apesar dos fabricantes 2 e 3 terem apresentado deformações pronunciadas das extremidades das brocas, este fato não influenciou nos resultados de carga e de temperatura. Porém deve ser ressaltado que tais deformações deixam questionamentos quanto à capacidade de esterilização desses instrumentos nestas condições. Se observar a Figura 58 nos aumentos de 500 e 1000 vezes pode-se notar como fica a superfície deformada e acredita-se que esta se transforme em nicho de difícil esterilização, podendo se transformar em um foco de contaminação. Seriam necessários estudos para a comprovação destas suspeitas.

O processo de fabricação das brocas consiste basicamente em uma usinagem da barra de aço seguido de um tratamento térmico posterior. Todos os fabricantes foram questionados em

detalhes quanto ao processo de fabricação das brocas e uma das empresas foi visitada para uma melhor compreensão do processo. O mesmo tipo de tratamento térmico (têmpera seguida de revenido) foi relatado por todos os participantes. Após o tratamento térmico, as brocas são polidas. O processo de polimento tem o objetivo de trazer o cromo para a superfície da peça e, com isto, protegê-la da oxidação (oriunda da ligação do carbono presente na composição da liga com o oxigênio). O processo de afiação dos ângulos e superfícies de corte é realizado, após o polimento, com abrasivos sob abundante refrigeração. Apesar de todas seguirem processo semelhante de fabricação, diferenças foram notadas e acredita-se que as diferenças nas análises fotomicrográficas se devam, em parte, à diferença na composição das ligas. Embora o aço utilizado por todos os fabricantes pesquisados seja um aço inoxidável martensítico, diferenças foram observadas na composição da ligas das brocas entre os fabricantes apenas na quantidade de carbono (0,26 a 0,35% para o fabricante 1, 0,16 a 0,25% para o fabricante 4 e de 0,42 a 0,50% para os fabricantes 2 e 3). Pode-se observar que o fabricante 4 apresentou uma deformação menor nos seus ângulos de corte e isto pode apresentar relação com o tipo de liga de aço da broca. No entanto, seus ângulos se apresentaram menos rugosos, indicando uma perda de afiação desta broca. Já os fabricantes 2 e 3 apresentaram uma maior deformação dos ângulos, sem apresentarem, contudo, uma menor rugosidade destes ângulos. Este fato pode indicar que o processo de afiação dos fabricantes 2 e 3 seja mais efetivo.

Embora os sinais de estagnação sejam claros após 50 usos, os resultados não apresentaram grandes alterações na temperatura e na carga, corroborando os resultados de Harris e Kohles (2001), que utilizaram 30 vezes cada broca; Ercoli et al. (2004), que utilizaram 100 vezes cada broca; Faria et al. (2005), que utilizaram 30 vezes; e Chacon et al. (2006), que utilizaram 25 vezes cada broca. Apesar das diferenças entre os fabricantes, nenhum deles teve um desempenho questionável. Nenhum deles alcançou valores de carga muito altos ou atingiu a temperatura crítica. Pode-se notar, com estes resultados, que os fatores desgaste, perda de rugosidade, deformação dos ângulos e repetidos ciclos de esterilização em autoclave, nas condições experimentais estabelecidas influenciaram o aumento de temperatura e a carga necessária para realizar a perfuração, mas não de forma substancial após 50 usos.

7 CONCLUSÃO

A carga e a temperatura gerada para realizar as perfurações foram avaliadas. Pode-se concluir que:

- houve um aumento de temperatura após as 50 utilizações em todas as brocas dos quatro fabricantes avaliados. No entanto, a temperatura crítica de 47°C não foi atingida no local de medição por nenhum deles;
- as cargas necessárias para a realização de perfurações ósseas não sofreram aumento significativo após 50 usos repetidos ;
- as brocas dos quatro fabricantes apresentaram sinais claros de deformação em suas superfícies após 50 usos;
- houve diferença significativa entre as brocas de lotes diferentes de todos os fabricantes participantes;
- não houve relação entre carga e temperatura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABOUZGIA, M.B.; JAMES, D.F. Measurements of shaft speed while drilling through bone. **J Oral Maxillofac Surg.** v.53, n.11, p.1308-1316, Nov. 1995.
- ABOUZGIA, M.B.; SYMINGTON, J.M. Effect of drill speed on bone temperature. **Int J Oral Maxillofac Surg.** v.25, n.5, p.394-9, Oct.1996.
- ABOUZGIA, M.B.; JAMES, D.F. Temperature Rise During Drilling Through Bone. **J Oral Maxillofac Surg.** v.12, n.3, p.342-353, May/June 1997.
- ADELL, R. et al. A 15- year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. **Int J Oral Surg.** v.10, p.387-416, 1981.
- ANDERSON, R.; FINLAYSON, B.L. Sequelae of transfixation of bone. **Surgery.** v.13, n.??, p.46, 1943.
- ANDRADE, M. L. A., et al. Aço Inoxidável: Novo Ciclo de Crescimento. **J. Mineração e Metalurgia,** n.33, Junho, 2000. Disponível em: <http://www.bndes.gov.br/conhecimento/setorial/is_g3_33.pdf>. Acesso em 15 nov. 2006.
- ANDRIANI JUNIOR, W. Mensuração do calor friccional gerado pelo preparo do tecido ósseo em implantodontia: estudo in vitro. Florianópolis, 2002. 50p. **Dissertação** (Mestrado em Odontologia- Área de concentração: Implantodontia). Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2002
- 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.
- 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.263-267, July 1996.
- BENINGTON, I.C. et al. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. **Clin Oral Impl Res.** v.13, n.3, p.293-297, June 2002.
- BRANEMARK P. I., et al. Intra-osseous anchorage of dental protheses. An experimental studies. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.,** v.3, n.2, p.81-100,1969.

BRANEMARK, P-I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw, experience from 10 year period. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v.16, suppl, p.1-132, 1977.

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

CALLISTER JR., W. D. Ciência de Engenharia de Materiais: uma Introdução. 5a. Ed. LTC, Rio de Janeiro, 2002. 589 p.

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

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

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

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.

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

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

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.

DOUGLAS, C. R. Tratado de fisiologia aplicada às ciências da saúde. São Paulo: Robe, 1994. cap. 74, p.1224-1264 .

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

ERIKSSON, R. A.; ALBREKTSSON, T; GRANE, B. Thermal injury to bone. A vital microscopic description of heat effects. **Int J Oral Surg**, v.11, p.1-151, 1982.

ERIKSSON, R. A.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury. A vital microscopic study in rabbit. **J Prosthet Dent**, v.50, n.1, p.101-107, July 1983.

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

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.

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

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

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

FERRAZ, H. O aço na construção civil. **Revista Eletrônica de Ciências**. n. 22, Out/Nov/Dez., 2003. Disponível em: < http://www.cdcc.sc.usp.br/ciencia/artigos/art_22/aco.html>. Acesso em 15 nov. 2006

FRENCH, A.A. et al. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. **Int J Periodontics Restorative Dent**. v.9, n.3, p.221-230, 1989.

GORELICK, L.; GWINNETT, A. J. A history of drills and drilling. **Nys Dental Journal**, n.1, p.35-39, January, 1987.

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

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

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.411-414, Sept/Out. 1997.

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.536-540, Nov/ Dec. 1997.

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

JUNQUEIRA, L. C. e CARNEIRO, J. Histologia básica. 8a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995, p.108-126.

KAY, J. F.; GILMAN, L.; MAY, T. C. The tri-spade drill for endosseous dental implant installation. **J of Oral Impl**, v.17, n.4, p.424-428, 1991.

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

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.

LEKHOLM, U.; ZARB, G. A. Patient selection and preparations. In: BRANEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985. cap. 5, p. 199-209.

LUNDGREN, D.; SENNERBY, L.; LUNDGREN, A. K. The effect of mechanical intervention on jaw bone density. An experimental study in rabbit. **Clin Oral Impl Res**, v.6, p.54-59, 1995.

LUNDSKOG, J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold level for thermal injury. **Scand J Plast Reconstr Surg**, n.6, n.9, p.5-75, supplement 1972.

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

- MISCH, C. E. Implantes dentários contemporâneos. 2. ed. São Paulo: Santos, 2000.685p.
- MOSS, R. W. Histopatologia reaction of boné to surgical cutting. **Oral Surg Oral Pathol Oral Med.**, v.4, p.405-414, 1964.
- NEWSON, T. Stainless Steel – A Family of Medical Device Materials. 2002. Disponível em: <http://www.bssa.org.uk/publications/files/Conf%2003>. Acesso em 15 nov. 2006.
- PATERNIO, D. J. et al. Avaliação do aquecimento intra-ósseo em procedimentos cirúrgicos. **Impant News**, v.2, n.3, p.251-255, Maio/Junho 2005.
- PEDROLA, F. Fracasos y complicaciones de implantes-soluciones. **Rev Asoc Odontol Argent**, v.90, n. 1, p.16-20, Enero/Febrero 2002.
- REINGEWIRTZ, Y.; SZMUKLER-MONCLER, S.; SENGHER, B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. **Clin Oral Implants Res**, v.8, n.3, p.189-197, June 1997.
- SAAD, P. A. Avaliação das brocas cirúrgicas de 2.0 mm do sistema mater screw/conexão de implantes osseointegrados. São Paulo, 2000. 50p. **Dissertação** (Mestrado em Reabilitação). Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2000.
- 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.
- SCAGLIONI, M. G.; DELIGA, A. G. Levantamento estatístico do sucesso e causa de insucesso nos trabalhos com implantes osseointegrados do sistema TF publicados no Brasil – Estudo multicêntrico. **BCI**, v.3, n.1, p.71-76, Jul/Ago 1996.
- SHARAWY M. et al. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. **J Oral Maxillofac Surg**, v.60, n.10, p.1160-9. 29, Oct. 2002.
- SPERANDIO, J. A. P.; CAMPOS JUNIOR, A.; ARAGONES, L. C. A. Influência da reutilização de brocas na osseointegração de parafusos de titânio comercialmente puro. Análise microscópica e de remoção ao torque em tíbias de coelhos. **Rev. FOB**. v.6, n.2, p.1-6. Abr/ Jun. 1998
- STRID, K. G. Radiografic resultados. In: BRANEMARK, P.I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985. cap. 18, p. 317-328.

- SUTTER, F.; KREKELER, G.; SCHWAMMBERGER, A. E.; SUTTER, F. J. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. **Quintessence Int**, v.23, n.12, p.811-6, Dec 1992.
- TABECHERANI, C.T.P. Aços inoxidáveis. Disponível em: http://www.pipesystem.com.br/Artigos_Tecnicos/Aco_Inox/body_aco_inox.html. Acesso em 15 nov. 2006.
- TEHEMAR, S.H. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.14, n.1, p.127-136, Jan./Feb. 1999.
- TEN CATE, A.R. Oral histology: development, structure and function. 4a ed. St. Louis: Mosby, 1994, 532p.
- THOMPSON, H. C.; ARMY, U.S. Effect of drilling into bone. **L Oral Surg**, v.16, n.1, p.22-30, Jan. 1958.
- WATANABLE, F. et al. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: real – time thermography. **Int J Oral Maxillofacial Implants**, v.7, n.2, p.212-219, Summer 1992.
- YACKER, M. J.; KLEIN, M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. **J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.5, p.634-638, Sep/Oct. 1996.

APÊNDICE 1

Média dos valores de pico de carga nas brocas ensaiadas por fabricante, broca, ciclos e furos.

Fabricante	Broca	Ciclo1				Ciclo2				Ciclo3				Ciclo4			
		Furo1	Furo2	Furo3	Furo4	Furo5	Furo6	Furo7	Furo8	Furo9	Furo10	Furo11	Furo12	Furo10	Furo11	Furo12	Furo12
		Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)
Conexão	3	20,3	23,1	21,8	22,6	22,2	21,6	20,2	18,1	20,1	21,6	21,4	20,1				
Conexão	4	18,3	24,0	21,8	19,0	17,0	16,6	19,6	20,3	17,0	19,6	20,3	17,0				
Conexão	5	18,3	17,9	18,7	16,7	17,2	18,7	(?)	(?)	(?)	19,1	20,0	16,8				
Dentoflex	1	20,5	(*)	23,1	(?)	(?)	(?)	10,1	10,1	13,0	14,3	13,3	16,8				
Dentoflex	4	14,2	15,8	15,8	15,3	14,7	15,7	14,3	16,5	14,9	13,8	13,3	13,3				
Dentoflex	5	15,9	13,2	12,9	17,2	14,7	17,2	14,1	12,1	15,3	18,3	19,8	21,8				
Dérig	3	(*)	(*)	(*)	(?)	(?)	(?)	10,2	10,1	10,1	9,2	9,2	9,2				
Dérig	4	(*)	(*)	(*)	(*)	(*)	(*)	8,3	8,1	7,3	8,7	7,2	9,9				
Dérig	5	(*)	(*)	(*)	(*)	(*)	(*)	10,8	10,1	9,9	12,0	12,9	12,9				
Sin	3	12,1	18,2	19,0	10,7	14,4	10,3	16,3	14,9	14,4	14,7	14,2	16,6				
Sin	4	10,6	9,8	11,5	8,0	10,2	10,4	10,4	11,2	11,1	10,8	10,7	9,0				
Sin	5	14,3	15,4	14,0	(?)	(?)	(?)	(?)	(?)	(?)	11,1	15,4	16,0				

Fabricante	Broca	Ciclo5				Ciclo6				Ciclo7				Ciclo8			
		Furo13	Furo14	Furo15	Furo16	Furo17	Furo18	Furo19	Furo20	Furo21	Furo22	Furo23	Furo24	Furo22	Furo23	Furo24	Furo24
		Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)
Conexão	3	20,1	23,2	22,4	22,7	20,6	20,3	14,9	16,5	17,4	19,5	13,5	17,7				
Conexão	4	21,9	19,6	18,0	18,5	12,4	18,9	15,5	19,2	18,9	13,7	16,4	16,2				
Conexão	5	19,2	19,1	16,8	13,8	17,2	17,2	22,0	20,8	20,8	15,7	17,1	20,2				
Dentoflex	1	14,3	13,3	16,8	13,4	12,7	11,5	15,9	14,7	13,5	16,9	11,7	15,3				
Dentoflex	4	17,7	13,8	15,4	14,5	13,7	16,1	14,8	10,0	15,1	15,6	13,9	16,9				
Dentoflex	5	18,6	18,5	18,5	15,2	12,3	10,3	15,2	12,5	10,3	11,0	13,9	18,3				
Dérig	3	11,8	11,3	11,3	12,8	13,8	13,0	10,6	11,3	11,0	8,3	9,5	11,6				
Dérig	4	7,5	7,5	9,2	7,7	7,9	6,3	8,0	8,2	8,1	7,6	8,1	7,6				
Dérig	5	15,4	15,4	14,4	11,8	11,9	9,8	12,2	10,9	10,3	13,0	13,0	12,3				
Sin	3	21,2	14,9	16,4	20,3	19,6	18,2	18,0	18,0	20,8	19,0	16,9	16,4				
Sin	4	11,6	11,1	10,6	10,0	9,5	9,4	11,8	11,6	10,4	7,5	9,9	7,9				
Sin	5	15,8	14,9	11,9	14,9	15,8	15,2	16,5	16,5	17,2	11,4	11,2	11,2				

Fabricante	Broca	Ciclo9				Ciclo10				Ciclo11				Ciclo12			
		Furo25	Furo26	Furo27	Furo28	Furo29	Furo30	Furo31	Furo32	Furo33	Furo34	Furo35	Furo36	Furo34	Furo35	Furo36	Furo36
		Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)
Conexão	3	19,4	19,4	23,3	22,9	18,4	17,0	14,2	23,9	38,3	22,4	21,2	21,3				
Conexão	4	21,2	21,3	19,1	18,8	20,1	20,5	20,1	19,3	21,7	18,5	19,3	19,4				
Conexão	5	17,0	17,0	16,5	16,9	19,0	19,8	19,7	20,6	18,7	20,8	21,1	22,6				
Dentoflex	1	16,2	14,8	15,1	14,0	13,9	14,3	14,0	13,9	14,3	13,9	14,8	14,8				
Dentoflex	4	14,8	11,7	12,5	14,3	13,9	14,3	16,2	16,4	15,9	16,4	15,1	15,1				
Dentoflex	5	11,7	17,2	15,6	18,6	18,4	18,2	19,1	19,3	17,8	19,7	19,3	19,7				
Dérig	3	11,9	10,8	13,7	13,4	10,5	10,5	14,4	16,3	17,6	15,8	15,3	9,8				
Dérig	4	6,8	6,8	6,8	7,0	8,1	8,1	9,9	11,2	11,2	7,7	6,9	7,0				
Dérig	5	10,6	9,3	9,3	11,3	11,1	11,1	9,0	8,9	8,9	10,1	11,9	10,3				
Sin	3	11,4	20,4	22,6	18,9	19,8	13,0	19,6	21,2	23,2	18,6	14,2	23,3				
Sin	4	16,9	14,9	17,1	18,0	18,0	18,0	9,0	9,8	9,4	9,4	11,2	9,1				
Sin	5	8,8	7,4	9,5	9,4	11,4	15,1	15,0	17,7	16,8	10,8	16,3	17,4				

Fabricante	Broca	Ciclo13				Ciclo14				Ciclo15				Ciclo16			
		Furo37	Furo38	Furo39	Furo40	Furo41	Furo42	Furo43	Furo44	Furo45	Furo46	Furo47	Furo48	Furo46	Furo47	Furo48	Furo48
		Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)	Carga (N)
Conexão	3	24,0	23,5	20,0	16,9	14,4	19,1	25,1	22,9	22,5	25,4	25,4	25,4				
Conexão	4	11,6	17,6	20,1	17,6	17,8	20,1	18,6	23,0	16,1	21,5	22,1	21,9				
Conexão	5	19,8	20,2	20,2	14,1	17,8	20,1	14,1	16,0	17,8	21,8	18,8	19,9				
Dentoflex	1	16,6	15,5	16,6	18,2	12,9	13,6	16,2	16,2	15,2	11,0	9,4	16,7				
Dentoflex	4	14,1	15,9	15,2	13,5	13,7	14,5	15,1	13,8	13,5	17,4	15,2	14,4				
Dentoflex	5	15,9	18,5	19,1	15,1	16,4	16,4	18,8	16,3	19,4	17,8	17,2	24,2				
Dérig	3	14,9	15,3	13,8	17,3	14,2	14,4	11,1	12,3	13,9	13,5	14,8	16,0				
Dérig	4	8,6	8,2	8,0	9,8	10,4	9,4	10,7	10,7	9,6	10,8	11,3	9,9				
Dérig	5	12,6	13,2	13,6	9,8	10,7	8,3	11,0	12,2	12,6	11,4	11,4	11,6				
Sin	3	16,7	20,1	16,9	20,8	25,7	28,8	23,6	23,8	13,0	15,6	20,5	17,2				
Sin	4	9,5	10,1	8,6	25,6	21,4	17,7	10,5	9,9	11,3	8,5	11,0	11,9				
Sin	5	16,6	15,9	17,9	22,2	15,5	8,9	13,6	15,3	11,3	18,5	18,2	19,1				

Fabricante	Broca	Ciclo17	
		Furo49	Furo50
		Carga (N)	Carga (N)
Conexão	3	25,1	23,3
Conexão	4	19,2	19,8
Conexão	5	22,1	20,2
Dentoflex	1	9,2	14,0
Dentoflex	4	13,3	15,1
Dentoflex	5	24,2	24,7
Dérig	3	26,5	31,0
Dérig	4	12,6	12,6
Dérig	5	13,2	18,6
Sin	3	12,9	8,3
Sin	4	10,0	11,1
Sin	5	10,9	10,0

(*) Valores aquisitados pelo equipamento não estão em

(?) Planilhas não encontradas nos arquivos ou denominação trocada

APÊNDICE 2

Média dos valores de Temperatura 11,5 nas brocas ensaiadas por fabric, brocaa, ciclos e furos

Temperatura 1													
Fabricante	Broca	Ciclo1			Ciclo2			Ciclo3			Ciclo4		
		Furo1	Furo2	Furo3	Furo4	Furo5	Furo6	Furo7	Furo8	Furo9	Furo10	Furo11	Furo12
		Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)
Conexão	3	29,4	32,7	31,7	26,4	24,4	25,3	26,2	24,2	26,1	24,2	23,7	28,9
Conexão	4	31,0	33,9	29,2	25,5	23,1	26,4	26,1	25,6	27,4	25,7	26,9	23,6
Conexão	5	27,6	28,5	27,4	26,5	26,8	25,0	23,2	23,9	21,6	30,4	25,7	23,4
Dentoflex	1	32,2	27,8	28,0	28,0	27,3	26,7	23,5	22,7	25,8	26,1	29,0	28,6
Dentoflex	4	32,1	31,2	28,0	28,0	27,3	26,7	25,3	24,7	25,7	33,1	33,2	30,7
Dentoflex	5	30,9	25,0	25,8	26,4	26,9	26,6	26,2	26,3	24,4	30,1	33,6	27,9
Dérig	3	25,9	28,7	31,6	30,6	28,8	31,0	27,8	31,2	29,7	29,3	24,2	27,6
Dérig	4	27,6	28,4	26,1	30,6	28,8	31,0	28,2	26,1	26,7	27,3	26,4	25,7
Dérig	5	26,1	25,2	27,4	28,2	29,9	31,8	25,9	26,0	26,9	27,8	30,7	26,8
Sin	3	34,3	30,4	27,1	27,0	27,9	31,9	28,6	30,6	30,2	25,6	24,0	27,6
Sin	4	30,3	27,1	30,5	29,1	28,6	29,9	31,8	31,6	28,8	24,2	25,0	25,4
Sin	5	33,4	33,8	32,8	29,1	28,6	29,9	31,8	31,6	28,8	25,9	23,5	25,3

Fabricante	Broca	Ciclo5			Ciclo6			Ciclo7			Ciclo8		
		Furo13	Furo14	Furo15	Furo16	Furo17	Furo18	Furo19	Furo20	Furo21	Furo22	Furo23	Furo24
		Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)
Conexão	3	25,4	26,5	23,6	27,3	25,0	22,1	23,4	23,8	23,3	27,6	30,0	29,8
Conexão	4	26,1	25,0	27,7	25,6	25,2	21,5	26,0	26,0	23,6	27,5	26,2	27,8
Conexão	5	24,5	25,5	24,2	26,9	27,4	26,1	26,1	23,5	23,6	29,2	31,6	29,4
Dentoflex	1	23,7	25,4	22,4	24,5	29,0	24,6	23,6	26,2	26,2	28,3	26,3	27,1
Dentoflex	4	23,7	25,4	24,9	24,5	29,0	25,2	25,7	22,9	24,4	28,8	27,8	24,5
Dentoflex	5	23,7	23,0	23,4	26,9	28,5	25,8	23,6	24,3	26,5	26,4	26,5	26,8
Dérig	3	28,1	27,0	24,7	26,0	27,0	25,3	25,5	23,8	21,6	29,2	28,5	27,0
Dérig	4	27,0	27,0	24,7	24,9	19,6	23,0	27,3	23,1	25,8	28,9	25,2	28,3
Dérig	5	24,8	23,4	24,6	25,5	26,3	27,9	23,6	24,3	26,5	26,4	26,5	26,8
Sin	3	27,6	24,7	25,6	26,7	25,4	23,0	24,4	25,9	23,9	28,5	27,6	27,1
Sin	4	25,8	22,3	24,4	28,9	26,5	24,7	25,6	24,9	27,4	24,9	25,6	24,2
Sin	5	24,4	23,0	31,0	28,9	26,8	24,4	25,7	31,8	30,7	26,2	20,3	24,2

Fabricante	Broca	Ciclo9			Ciclo10			Ciclo11			Ciclo12		
		Furo25	Furo26	Furo27	Furo28	Furo29	Furo30	Furo31	Furo32	Furo33	Furo34	Furo35	Furo36
		Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)
Conexão	3	26,7	26,8	29,4	27,6	27,0	27,6	30,7	29,4	29,1	28,8	26,7	27,3
Conexão	4	26,5	27,5	29,1	27,3	29,5	29,6	32,4	29,9	30,8	33,2	29,0	28,0
Conexão	5	25,0	26,5	24,5	28,5	25,1	22,6	26,5	29,0	29,7	28,7	30,1	30,4
Dentoflex	1	27,7	28,6	26,0	29,0	25,7	26,5	29,8	29,4	26,3	30,2	30,2	30,9
Dentoflex	4	27,2	27,2	24,5	25,8	23,5	29,3	27,8	27,9	30,8	29,6	28,5	30,2
Dentoflex	5	30,1	29,3	29,3	29,2	28,2	29,6	27,2	29,0	27,9	31,6	32,0	27,4
Dérig	3	25,0	24,3	27,2	28,3	29,1	26,4	25,4	29,0	28,3	27,9	25,8	27,8
Dérig	4	25,6	24,0	24,2	27,3	25,6	25,9	27,4	29,7	30,0	29,7	29,3	32,8
Dérig	5	24,3	24,8	28,7	25,4	25,9	26,3	26,5	25,4	24,8	30,9	27,8	28,4
Sin	3	29,9	28,1	27,9	30,5	27,5	32,9	25,2	27,9	27,4	33,2	33,2	27,8
Sin	4	28,6	23,9	28,0	31,0	29,0	29,1	25,2	27,9	27,4	28,7	30,8	32,0
Sin	5	28,3	26,0	25,6	30,5	30,1	30,2	28,4	27,3	24,7	28,7	32,0	32,0

Fabricante	Broca	Ciclo13			Ciclo14			Ciclo15			Ciclo16		
		Furo37	Furo38	Furo39	Furo40	Furo41	Furo42	Furo43	Furo44	Furo45	Furo46	Furo47	Furo48
		Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)	Temp (°C)
Conexão	3	31,4	28,1	30,2	33,7	34,3	32,3	34,2	31,9	32,5	28,7	30,3	36,3
Conexão	4	27,0	29,5	26,6	31,8	31,0	32,3	33,4	35,7	30,4	36,3	37,4	35,4
Conexão	5	29,4	28,1	28,5	31,5	29,5	31,1	32,9	32,2	33,6	36,0	38,7	38,7
Dentoflex	1	29,8	31,8	29,2	30,0	30,9	28,2	35,4	33,5	31,8	38,9	38,5	37,2
Dentoflex	4	28,7	30,0	29,6	31,1	29,8	32,0	32,8	32,0	31,8	34,3	34,1	33,4
Dentoflex	5	30,2	28,4	32,1	32,5	33,6	32,2	32,7	30,2	31,9	35,3	35,1	32,4
Dérig	3	30,6	30,0	31,3	32,4	35,6	36,2	32,1	32,1	31,9	22,7	34,6	34,6
Dérig	4	33,1	31,9	31,8	32,7	28,2	29,2	30,9	29,8	30,7	33,4	33,4	34,4
Dérig	5	30,9	29,7	28,9	29,7	28,4	32,9	35,6	35,7	30,5	32,1	32,2	32,3
Sin	3	28,3	25,6	26,9	30,7	33,7	30,8	30,8	33,3	32,3	29,7	34,6	31,5
Sin	4	31,5	31,0	31,2	30,7	33,7	30,8	29,7	28,9	31,8	31,9	33,9	34,0
Sin	5	30,3	32,0	31,6	30,5	30,4	34,3	34,1	36,5	31,7	35,3	36,3	32,3

Fabricante	Broca	Ciclo17	
		Furo49	Furo50
		Temp (°C)	Temp (°C)
Conexão	3	33,6	35,9
Conexão	4	31,8	34,7
Conexão	5	31,5	30,3
Dentoflex	1	34,2	31,9
Dentoflex	4	32,6	32,3
Dentoflex	5	33,8	29,9
Dérig	3	32,8	32,6
Dérig	4	32,5	36,0
Dérig	5	38,3	33,7
Sin	3	30,3	27,3
Sin	4	33,6	29,9
Sin	5	30,8	30,4

APÊNDICE 3

Média dos valores de Temperatura 5 nas brocas ensaiadas por fabricante, broca, ciclos e furos

Temperatura 2													
Fabricante	Broca	Ciclo1			Ciclo2			Ciclo3			Ciclo4		
		Furo1 Temp (°C)	Furo2 Temp (°C)	Furo3 Temp (°C)	Furo4 Temp (°C)	Furo5 Temp (°C)	Furo6 Temp (°C)	Furo7 Temp (°C)	Furo8 Temp (°C)	Furo9 Temp (°C)	Furo10 Temp (°C)	Furo11 Temp (°C)	Furo12 Temp (°C)
Conexão	3	30,0	29,8	32,6	28,4	26,6	26,9	22,9	21,9	23,7	25,8	23,5	27,3
Conexão	4	30,2	30,7	26,8	30,7	25,4	28,0	23,7	21,0	25,1	31,2	30,6	27,7
Conexão	5	27,9	30,8	27,2	26,2	26,7	23,3	23,3	20,1	20,0	32,2	31,1	27,0
Dentoflex	1	31,5	32,4	29,8	26,7	27,2	27,1	21,5	22,2	25,5	26,3	27,7	29,4
Dentoflex	4	31,0	27,3	27,0	26,7	27,2	27,1	23,0	22,2	24,4	28,0	27,4	24,7
Dentoflex	5	28,1	25,3	26,7	24,2	25,5	25,6	25,1	24,9	22,7	25,5	29,8	25,1
Dérig	3	26,1	26,0	32,7	32,4	28,7	30,1	28,4	27,1	25,9	25,8	24,2	30,9
Dérig	4	34,0	30,7	32,2	32,4	28,7	30,1	26,3	26,1	26,1	25,7	25,0	24,2
Dérig	5	32,2	31,2	32,5	32,1	31,5	30,5	27,3	26,9	26,4	24,8	24,9	21,4
Sin	3	23,4	30,1	28,7	25,9	27,5	25,5	27,6	26,9	29,6	26,8	22,0	26,6
Sin	4	26,5	26,7	26,2	26,1	28,1	27,9	25,9	26,4	28,7	24,4	25,1	25,1
Sin	5	30,2	29,8	28,2	26,1	28,1	27,9	25,9	26,4	28,7	25,9	23,6	22,5

INTERNATIONAL STANDARD

ISO
7153-1

Second edition
1991-04-01

Surgical instruments — Metallic materials —

Part 1: Stainless steel

*Instruments chirurgicaux — Matériaux métalliques —
Partie 1: Acier inoxydable*



Reference number
ISO 7153-1:1991(E)

Foreword

ISO (the International Organization for Standardization) is a worldwide federation of national standards bodies (ISO member bodies). The work of preparing International Standards is normally carried out through ISO technical committees. Each member body interested in a subject for which a technical committee has been established has the right to be represented on that committee. International organizations, governmental and non-governmental, in liaison with ISO, also take part in the work. ISO collaborates closely with the International Electrotechnical Commission (IEC) on all matters of electrotechnical standardization.

Draft International Standards adopted by the technical committees are circulated to the member bodies for voting. Publication as an International Standard requires approval by at least 75 % of the member bodies casting a vote.

International Standard ISO 7153-1 was prepared by Technical Committee ISO/TC 170, *Surgical instruments*.

This second edition cancels and replaces the first edition (ISO 7153-1:1983): it has been extended to include dental instruments.

ISO 7153 consists of the following parts, under the general title *Surgical instruments — Metallic materials*:

— *Part 1: Stainless steel*

Future parts of ISO 7153 will cover other metallic materials.

© ISO 1991

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced or utilized in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying and microfilm, without permission in writing from the publisher.

International Organization for Standardization
Case Postale 56 • CH-1211 Genève 20 • Switzerland

Printed in Switzerland

Surgical instruments — Metallic materials —

Part 1: Stainless steel

1 Scope

This part of ISO 7153 contains a survey and a selection of stainless steels available for use in the manufacture of surgical, dental and specific instruments for orthopaedic surgery.

NOTE 1 When selecting the grade of steel and the shape, dimensions and delivery conditions of the raw material for manufacturing surgical instruments, it is necessary to take into account factors, such as the design of the instrument or the production facilities of the manufacturer, that are not covered by this part of ISO 7153. For this reason, it is not intended, nor is it possible, that the information given in this part of ISO 7153 should remove the decision-making responsibility from the instrument manufacturer for selecting an appropriate raw product with suitable properties; nor is it intended to preclude the use of other types of steel in the manufacture of instruments, such as the use of carbon steel for cutting instruments. International Standards for surgical instruments, when published, should be observed when making this decision as they may contain additional or new infor-

mation to be taken into account when selecting appropriate steel grades.

2 Normative references

The following standards contain provisions which, through reference in this text, constitute provisions of this part of ISO 7153. At the time of publication, the editions indicated were valid. All standards are subject to revision, and parties to agreements based on this part of ISO 7153 are encouraged to investigate the possibility of applying the most recent editions of the standards indicated below. Members of IEC and ISO maintain registers of currently valid International Standards.

ISO 683-13:1986, *Heat-treatable steels, alloy steels and free-cutting steels — Part 13: Wrought stainless steels*.

ISO 4957:1980, *Tool steels*.

Survey

Table 1 — Steel grades

Reference letter of steel grade (see table 2)	cutting instruments	Preferably used for non-cutting instruments	fitting parts and other assemblies
	Examples	Examples	Examples
A		tissue forceps, dressing forceps, retractors, probes, dental tweezers	rivets, solid handles, guide pins, screws, nuts
B	bone rongeurs, bone-cutting forceps, conchotomes, chisels and gouges, bone curettes, scissors with carbide inserts	forceps, forceps with bow handles, branch forceps, retractors, probes, dental extraction forceps, laboratory and orthodontic pliers, dental explorers, root elevators, filling instruments, dental tweezers	springs, solid handles, screws, nuts, rivets
C	bone rongeurs, scissors, scalars, dental curettes, dental chisels	laboratory and orthodontic pliers, dental explorers, dental tweezers, dental extraction forceps, root elevators, filling instruments	
D	scissors, bone rongeurs, bone-cutting forceps, conchotomes, scalpels, knives, chisels and gouges, bone curettes, wire-cutting pliers, scalars, dental curettes, dental chisels, drills, taps, countersink cutters	root elevators, dental explorers, filling instruments	
E	scalpels		
F	scalpels		
G	scalpels, chisels and gouges, shears		

Reference letter of steel grade (see table 2)	cutting instruments	Preferably used for non-cutting instruments	fitting parts and other assemblies
	Examples	Examples	Examples
H	scissors, bone rongeurs, conchotomes, chisels and gouges, bone curettes, wire-cutting pliers, drills, taps, countersink cutters		
I	scissors, bone rongeurs, bone-cutting forceps, conchotomes, scalpels, knives, chisels and gouges, bone curettes, wire-cutting pliers, drills, taps, countersink cutters		
K	chisels and gouges, bone curettes		
L			solid handles, guide pins, screws, nuts
M		retractors, impression trays	hollow handles, guide pins, rivets, screws
N	chisels and gouges, bone curettes	probes	solid handles, guide pins, screws, nuts, rivets
O		dental explorers	springs, screws, rivets
P			screws, rivets
R	scalars, chisels, dental curettes, drills, taps, countersink cutters	filling instruments, dental explorers, laboratory and orthodontic pliers	

Chemical composition

The chemical composition of the steels shall be in accordance with table 2.

The chemical composition of those steels specified in ISO 4957 and ISO 683-13, indicated by grade numbers, are given for information only.

Table 2 — Steel grades and specified chemical compositions (cast analysis)

Elements not quoted in table 2 shall not be intentionally added to the steel without the agreement of the purchaser, other than for the purpose of finishing the heat. All reasonable precautions shall be taken to prevent the addition, from scrap or other material used in manufacture, of such elements which affect hardenability, mechanical properties and applicability.

Reference letter ¹⁾	Steel grade Grade No. according to ²⁾		C	Si max.	Mn max.	P max.	Chemical compositions, %				Other elements
	ISO 4957	ISO 683-13					S	Cr	Mo	Ni	
Martensitic steels											
A	—	3	0,09 to 0,15	1	1	0,04	0,03 max.	11,5 to 13,5	—	1 max.	
B	27	4	0,16 to 0,25	1	1	0,04	0,03 max.	12 to 14	—	1 max.	
C	28	5	0,26 to 0,35	1	1	0,04	0,03 max.	12 to 14	—	1 max.	
D	—	—	0,42 to 0,50	1	1	0,04	0,03 max.	12,5 to 14,5	—	1 max.	
E	—	—	0,47 to 0,57	0,5	1	0,03	0,025 max.	13,7 to 15,2	—	0,5 max.	
F	—	—	0,6 to 0,7	0,5	1	0,03	0,025 max.	12 to 13,5	—	0,5 max.	
G	—	—	0,65 to 0,75	1	1	0,04	0,03 max.	12 to 14	0,5 max.	1 max.	
H	—	—	0,35 to 0,4	1	1	0,045	0,03 max.	14 to 15	0,4 to 0,6	—	V 0,1 to 0,15
I	—	—	0,42 to 0,55	1	1	0,045	0,03 max.	12 to 15	0,45 to 0,9	—	V 0,1 to 0,15
K	30	—	0,33 to 0,43	1	1	0,03	0,03 max.	15 to 17	1 to 1,5	1 max.	
R	—	—	0,85 to 0,95	1	1	0,045	0,03 max.	17 to 19	0,9 to 1,3	—	V 0,07 to 0,12
Ferritic steels											
L	—	8a	0,08 max.	1	1,5	0,06	0,15 to 0,35	16 to 18	0,6 max.	1 max.	
Austenitic steels											
M	—	11	0,07 max.	1	2	0,045	0,03 max.	17 to 19	—	8 to 11	
N	—	17	0,12 max.	1	2	0,06	0,15 to 0,35	17 to 19	— ³⁾	8 to 10	
O	—	14	0,15 max.	1	2	0,045	0,03 max.	16 to 18	—	6 to 8	
P	—	20	0,07 max.	1	2	0,045	0,03 max.	16,5 to 18,5	2 to 2,5	10,5 to 13,5	

- 1) The reference letters are used for the purpose of cross-referencing.
- 2) The grade numbers are provisional and will be subject to alteration when the relevant International Standards are published.
- 3) The manufacturer has the option of adding molybdenum up to 0,7 %.