

**MINISTÉRIO DA DEFESA  
EXÉRCITO BRASILEIRO  
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA  
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA  
CURSO DE MESTRADO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS**

**VIVIANE DE SOUZA LIMA DE VASCONCELLOS**

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE FRESAS CIRÚRGICAS PARA  
IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS**

**Rio de Janeiro**

**2012**

**INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA**

**VIVIANE DE SOUZA LIMA DE VASCONCELLOS**

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE FRESAS CIRÚRGICAS PARA  
IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências dos Materiais.

Orientador: Prof. Carlos Nelson Elias - D.Sc.

Rio de Janeiro

2012

c2012

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro – RJ CEP: 22.290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmear ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

620.11 Vasconcellos, Viviane de Souza Lima de  
V331a Avaliação do desempenho de fresas cirúrgicas para implantes osseointegráveis / Viviane de Souza Lima de Vasconcellos; orientado por Carlos Nelson Elias – Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2012.

108 p. : il.

Dissertação (mestrado). – Instituto Militar de Engenharia. – Rio de Janeiro, 2012.

1. Ciências dos Materiais. 2. Fresas cirúrgicas. 3. Aço inoxidável martensítico. 4. Tratamento térmico. I. Elias, Carlos Nelson. II. Título. III. Instituto Militar de Engenharia.

CDD 620.11

**INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA**

**VIVIANE DE SOUZA LIMA DE VASCONCELLOS**

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE FRESAS CIRÚRGICAS PARA  
IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências dos Materiais.

Orientador: Prof. Carlos Nelson Elias - D.Sc.

Aprovada em 12 de Dezembro de 2012 pela seguinte Banca Examinadora:

---

Prof. Carlos Nelson Elias - D.Sc. do IME - Presidente

---

Prof. Cláudio Rios Maria - D.Sc. do IME

---

Prof. Jayme Pereira de Gouvêa - D.Sc. da UFF

Rio de Janeiro

2012

Dedico este trabalho a Deus, que me concedeu a oportunidade única da vida e a sabedoria necessária para o meu crescimento moral e intelectual, à minha mãe, pelo incentivo aos estudos e formação do meu caráter, ao meu esposo Carlos Alexandre e aos meus filhos João Pedro e Luiz Henrique, que me apoiaram com todo amor e carinho em todos os momentos deste aprendizado em família.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, por tudo que sou e pelo meu aprendizado, por iluminar minha inteligência e me ensinar a ter coragem, renúncia e persistência para a conclusão deste trabalho.

A minha mãe Débora, por me ensinar a importância do “ser” acima do “ter” e a dedicação aos estudos, pelo carinho e compreensão.

Aos meus filhos, João Pedro e Luiz Henrique, que são os meus tesouros preciosos e a razão da minha vida, por me proporcionarem a alegria de ser mãe, com todo amor e carinho.

Ao meu marido Carlos Alexandre, por seu amor e dedicação em todas as fases da minha formação acadêmica, inclusive nos momentos mais difíceis.

Aos meus queridos amigos Maria, Maj Pio, Karyna e Maj Moniz de Aragão, pelas palavras de ânimo nos momentos de dificuldade, pela paciência e amizade.

Aos familiares e amigos, pelos conselhos e apoio com meus filhos ao longo desta caminhada de estudos.

À empresa Conexão Sistemas de Prótese Ltda pelo fornecimento do material empregado neste estudo.

À Dra. Annelise Zeeman, da empresa Tecmetal, e ao Dr. Cassio Barbosa, do Instituto Nacional de Tecnologia, que gentilmente me concederam informações sobre o meu trabalho.

Ao Cap Gilbert e Cap Maranhão, pelo apoio e colaboração nesta dissertação.

Ao TC Carneiro, pelo incentivo aos meus estudos, pelo carinho e amizade.

Ao Instituto Militar de Engenharia, pela sólida formação acadêmica.

Ao meu orientador, Professor Elias, por todas as suas ideias e sugestões, pelo apoio e atenção, esclarecimentos e comentários sempre pertinentes e fundamentais para o bom andamento e conclusão desta dissertação.

Aos membros desta banca pela gentileza em aceitar o convite para examinar a presente dissertação.

A todos os meus colegas de Mestrado pela amizade e troca de conhecimentos. Em especial, Heraldo, Leticia, Ana Lúcia, Cíntia, Daniel, Ângela, Daniel, Celso e Rafael.

Agradeço também a todos os demais professores, funcionários e alunos do Instituto Militar de Engenharia que contribuíram para a realização deste trabalho, especialmente ao Hector, Joel, Leonardo, Danilo, Paulo, Heloísa e Sandra.

*“Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo, qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim.”*

*CHICO XAVIER*

## SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....	09
LISTA DE TABELAS .....	13
<b>1</b> <b>INTRODUÇÃO</b> .....	16
1.1      Considerações iniciais .....	16
1.2      Objetivo .....	18
1.2.1    Objetivo geral .....	18
1.2.2    Objetivo específico .....	18
1.3      Justificativa e relevância .....	19
1.4      Estrutura da dissertação .....	20
<b>2</b> <b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	22
2.1      Tecido ósseo .....	22
2.2      Osseointegração de implantes .....	24
2.3      Fase cirúrgica do implante e necrose do tecido ósseo.....	26
2.4      Osteotomia e variação de temperatura no tecido ósseo .....	30
2.5      O aço inoxidável martensítico nas fresas cirúrgicas .....	38
2.5.1    Composição química dos instrumentos cirúrgicos .....	40
2.5.2    Elementos de liga nos aços inoxidáveis martensíticos de instrumentais cirúrgicos .....	41
2.5.3    Tratamento térmico dos aços inoxidáveis martensíticos .....	42
<b>3</b> <b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	46
3.1      Análise do desempenho das fresas cirúrgicas.....	46
3.1.1    Preparo das amostras de osso.....	46
3.1.2    Fresas utilizadas na furação.....	49
3.1.3    Ensaio de furação.....	50
3.1.3.1    Ensaio de furação realizados pelo mesmo operador .....	51
3.1.3.2    Ensaio de furação realizados sem a interferência do operador .....	53
3.1.4    Metodologia da análise dos resultados .....	55



3.2	Tratamento térmico e caracterização da matéria-prima.....	56
3.2.1	Preparo das amostras.....	56
3.2.2	Tratamento térmico.....	57
3.2.3	Análise microestrutural.....	58
3.2.4	Ensaio de dureza Vickers.....	60
3.3	Análise da fresa cirúrgica.....	60
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>61</b>
4.1	Análise do desempenho das fresas cirúrgicas.....	61
4.1.1	Ensaio de furação realizados pelo mesmo operador.....	62
4.1.1.1	Análise estatística.....	63
4.1.1.2	Análise da morfologia das fresas no MEV.....	72
4.1.2	Ensaio de furação realizados sem a interferência do operador.....	74
4.1.2.1	Análise estatística.....	77
4.1.2.2	Análise das curvas de resfriamento.....	83
4.1.2.3	Análise da morfologia das fresas no MEV.....	85
4.2	Tratamento térmico e caracterização da matéria-prima.....	86
4.2.1	Análise microestrutural.....	87
4.2.2	Microanálise com EDS.....	91
4.2.3	Ensaio de dureza.....	91
4.3	Análise da fresa cirúrgica.....	96
4.3.1	Análise microestrutural.....	96
4.3.2	Ensaio de dureza.....	96
4.3.3	Análise do ângulo de ponta.....	97
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>99</b>
<b>6</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>101</b>

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG. 2.1	Células do tecido ósseo (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 2008) .....	23
FIG. 2.2	Fases da formação óssea nas câmaras de cicatrização do implante (BERGLUNDH <i>et al.</i> , 2003).....	26
FIG. 3.1	Amostra de osso cortical bovino usada na furação.....	47
FIG. 3.2	À esquerda, gabarito metálico e à direita, furadeira de bancada com a amostra de osso cortical fixada no torno de mesa.....	48
FIG. 3.3	Amostra de osso cortical com os canais preparados para os ensaios de furação (a) e gabarito metálico (b).....	48
FIG. 3.4	Grupo de fresas helicoidais usadas em cirurgias para instalação de implantes dentais .....	49
FIG. 3.5	Montagem do dispositivo empregado nos ensaios de furação manual.....	52
FIG. 3.6	Ensaio de furação manual realizado pelo mesmo operador .....	52
FIG. 3.7	Dispositivo mecânico preparado na máquina universal de ensaios para o ensaio de furação sem a interferência do operador .....	54
FIG. 3.8	A amostra de osso cortical bovino fixada ao torquímetro para os ensaios de furação na EMIC.....	55
FIG. 3.9	Equipamento utilizado para o tratamento térmico das amostras de aço inoxidável.....	57
FIG. 4.1	Variação da temperatura com o tempo de furação do 1º ensaio do grupo 1 de fresas, com velocidade de rotação de 1210 rpm. ....	62
FIG. 4.2	Taxa média de variação de temperatura do osso para os três grupos de fresas .....	64
FIG. 4.3	Taxa média de variação de temperatura do osso em função da velocidade de rotação da fresa.....	64
FIG. 4.4	Taxa média de variação de temperatura do osso em função do diâmetro da fresa para cada profundidade dos termopares e velocidade de rotação das fresas.....	64
FIG. 4.5	Variação média de temperatura do osso para os três grupos de fresas.....	66

FIG. 4.6	Varição média de temperatura em função da velocidade de rotação da fresa.....	66
FIG. 4.7	Varição média de temperatura em função do diâmetro da fresa para cada profundidade dos termopares e velocidade de rotação das fresas.....	66
FIG. 4.8	Varição média do tempo de furação para cada grupo (a) e diâmetro de fresa (b).....	67
FIG. 4.9	Análise estatística da variação de temperatura com os diversos parâmetros de furação.....	71
FIG. 4.10	Fresas como recebidas. 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b); 3,2/3,6 mm (c) e 3,8/4,2 mm (d).....	72
FIG. 4.11	Fresas após 12 usos. 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b); 3,2/3,6 mm (c) e 3,8/4,2 mm (d).....	73
FIG. 4.12	Fresas após 24 usos. 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b); 3,2/3,6 mm (c) e 3,8/4,2 mm (d).....	73
FIG. 4.13	Fresas após 48 usos. 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b); 3,2/3,6 mm (c) e 3,8/4,2 mm (d).....	74
FIG. 4.14	Varição da temperatura do osso com o tempo durante o 7º ensaio das fresas do grupo 1 com velocidade de rotação de 810 rpm.....	75
FIG. 4.15	Varição da temperatura do osso com o tempo durante o 11º ensaio das fresas do grupo 1 com velocidade de rotação de 810 rpm.....	76
FIG. 4.16	Varição da força e do avanço de furação em função do tempo para o 7º ensaio com a fresa de 3,8/4,2 mm do grupo 1, com velocidade de rotação 810 rpm.....	77
FIG. 4.17	Varição da força e do avanço de furação em função do tempo para o 11º ensaio com a fresa de 3,8/4,2mm do grupo 1, com velocidade de rotação 810 rpm.....	77
FIG. 4.18	Resultados dos ensaios de furação realizados com controle de avanço feito pela EMIC usando os grupos 1 e 2 de fresas.....	78
FIG. 4.19	Análise dos ensaios 7 a 10 dos grupos 1 e 2 de fresas em relação aos diâmetros.....	79
FIG. 4.20	Análise dos ensaios 11 e 12 dos grupos 1 e 2 de fresas em relação aos diâmetros.....	79

FIG. 4.21	Análise da média dos torques máximos (a), das forças máximas (b), das variações de temperatura em 7,0 e 10,0 mm de profundidade (c, d) e das taxas de variação de temperatura em relação aos ensaios dos grupos 1 e 2 de fresas (e, f).	80
FIG. 4.22	Curvas de resfriamento: temperatura em função do tempo de todos os ensaios de furação mecanizados .....	83
FIG. 4.23	Histograma de todos os ensaios de furação sem a interferência do operador.....	84
FIG. 4.24	Morfologia das fresas do Grupo 1 após 48 usos: 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b) e 3,2/3,6 mm (c). Fresa 3,8/4,2 mm após 40 usos (d).....	85
FIG. 4.25	Morfologia das fresas do Grupo 2 após 48 usos: 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b) e 3,2/3,6 mm (c). Fresa 3,8/4,2 mm após 40 usos (d).....	86
FIG. 4.26	Morfologia da superfície da fresa 3,8/4,2 mm, afiada para redução do ângulo da ponta, após os ensaios 11 e 12.....	86
FIG. 4.27	Seção longitudinal da amostra em estado recozido: análise em microscopia óptica (a) e análise no MEV (b).....	87
FIG. 4.28	Morfologias das superfícies das amostras temperadas em 1030°C. Como temperada (a, b); revenido a 160°C (c, d); revenido a 180°C (e, f) e revenido a 200°C (g, h). Coluna da esquerda: morfologia da seção transversal. Coluna da direita: morfologia da seção longitudinal.....	88
FIG. 4.29	Morfologia das amostras austenitizadas em 1030°C (seção longitudinal). Como temperada (a); revenido a 160°C (b); e revenido a 200°C (c). MEV.....	89
FIG. 4.30	Diagrama pseudo-binário do sistema Fe-C-Cr (BUNGARDT, 1958).....	90
FIG. 4.31	Dureza Vickers (HV) em função da temperatura de austenitização (°C). R1, R2 e R3 correspondem, respectivamente, às temperaturas de revenido de 160°C, 180°C e 200°C.....	92
FIG. 4.32	Dureza Vickers (HV) em função da temperatura de revenido (°C). T1, T2 e T3 correspondem, respectivamente, às temperaturas de austenitização de 1000°C, 1020°C e 1030°C.....	94
FIG. 4.33	Curva de revenimento do aço AISI 420 (PINEDO, 2004).....	95
FIG. 4.34	Microestrutura da fresa cirúrgica: matriz martensítica.....	96

FIG. 4.35	Ilustração representativa da análise do ângulo de ponta das fresas cirúrgicas.....	97
FIG. 4.36	Análise dos ângulos de ponta das fresas para implantes de 3,8/4,2 mm. Fresa original com ângulo de 140°(a) e fresa modificada com ângulo de 130°(b).....	98

## LISTA DE TABELAS

TAB. 2.1	Composição química do aço inoxidável em fresas cirúrgicas. (Norma ASTM F899, 2009).....	40
TAB. 3.1	Ensaio de furação realizados com os três grupos de fresas.....	50
TAB. 3.2	Composição química em % do aço inoxidável ASTM F899 UNS S42010 fornecido pela empresa Conexão Sistemas de Prótese.....	56
TAB. 3.3	Divisão dos grupos de amostras de aço inoxidável para o tratamento térmico.....	58
TAB. 4.1	Distância entre os termopares nos ensaios de furação em cada grupo de fresas.....	61
TAB. 4.2	Valores máximos detectados nas variações de temperatura do osso durante o emprego das fresas nas profundidades de 7,0 e 10,0 mm (°C).....	68
TAB. 4.3	Variação de temperatura ( $\Delta T$ ) entre $T_{máx}$ da última fresa e $T_0$ do ensaio (°C) nas profundidades de 7,0 e 10,0 mm por ensaio.....	69
TAB. 4.4	Variáveis aleatórias para a análise de variância para os ensaios manuais.....	70
TAB. 4.5	Análise de variância realizada no programa MINITAB para os ensaios manuais.....	70
TAB. 4.6	Variáveis aleatórias para a análise de variância para os ensaios na EMIC.....	81
TAB. 4.7	Análise de variância realizada no programa MINITAB para os ensaios realizados na EMIC.....	82
TAB. 4.8	Composição química semi-quantitativa da matriz das amostras após têmpera ( $T_1R_0$ ) e após o revenido em 160°C ( $T_1R_1$ ) e do precipitado das amostras após o revenido em 160°C ( $T_1R_1$ ). Percentual em peso.....	91

## RESUMO

A osteotomia ou processo de furação utiliza fresas cirúrgicas para a instalação dos implantes dentários que induzem ao aquecimento do tecido ósseo circundante. Este procedimento pode resultar em necrose térmica, reabsorção óssea e prejudicar a osseointegração. A observação de parâmetros de furação e uma maior eficiência das fresas utilizadas nas cirurgias podem reduzir as variações de temperaturas durante as furações. O aprimoramento da matéria-prima usada na fabricação das fresas pode ser realizado através de tratamentos térmicos de têmpera e revenido da liga de aço inoxidável martensítico, que proporcionam uma maior dureza com propriedades mecânicas satisfatórias ao material. Nesse contexto, o objetivo do presente trabalho é avaliar o desempenho das fresas cirúrgicas para implantes dentais através de ensaios manuais e mecanizados e analisar o efeito do tratamento térmico na microestrutura e na dureza da matéria-prima das fresas. Foram realizados ensaios de furação *in vitro*, em amostras de osso cortical bovino, utilizando três grupos de fresas da empresa Conexão Sistemas de Prótese, com a finalidade de determinar a variação de temperatura do tecido ósseo em relação aos seguintes parâmetros de furação: diâmetro da fresa, velocidade de rotação, força aplicada, torque, profundidade, tempo, número de usos e esterilizações. Além disso, a matéria-prima das fresas foi analisada antes e após o tratamento térmico de têmpera em três temperaturas de austenitização e três temperaturas de revenido, em relação à microestrutura e dureza. Os resultados obtidos com o tratamento térmico da matéria-prima foram comparados com as fresas utilizadas nos ensaios. As maiores variações de temperatura foram observadas na maior velocidade de rotação (1210 rpm) e na maior profundidade do termopar (10,0 mm). A fresa de 3,8/4,2 mm com menor ângulo de ponta (130°) produziu uma queda nas variações de temperatura, torque e forças máximas aplicadas. Após o tratamento térmico, a maior dureza foi obtida com a austenitização em 1030°C e revenido a 160°C, cujo resultado foi superior à dureza da fresa comercial. Finalmente, pode-se concluir que as variações de temperatura não atingiram níveis considerados críticos para o tecido ósseo e que as fresas não apresentaram sinais de desgaste e de corrosão nos ensaios manuais com refrigeração seguidos de ciclos de esterilização.

## ABSTRACT

Osteotomy or bone drilling uses surgical drills for the dental implants installation that induces the surrounding bone heating. This procedure can result in thermal necrosis, bone resorption and impair osseointegration. The observation of drilling parameters and greater efficiency of surgical drills can reduce the temperature variations during drilling. The improvement of raw material used in the manufacture of drills can be accomplished by heat treatment of quenching and tempering of the martensitic stainless steel alloy that provides a higher hardness with satisfactory mechanical properties. In this context, the aim of this work is to evaluate the performance of surgical drills for dental implants by manual and mechanized trials and analyze the effect of heat treatment on microstructure and hardness of the raw material of the drills. Drilling tests were performed *in vitro* with samples of bovine cortical bone using three sets of drills of Conexão Sistemas de Prótese Co., in order to determine the temperature variation of the bone tissue in relation to the following drilling parameters: drill diameter, drill speed, drill applied forces, torque, drilling depth, drilling time, number of uses and sterilizations. Moreover, the raw material of the drills has been analyzed before and after heat treatment of quenching at three temperatures of austenitizing and three temperatures of tempering, considering its microstructure and hardness. The results obtained by heat treating were compared to drills used in the assays. The highest temperature changes were observed in higher rotation speed (1210 rpm) and greater thermocouple depth (10.0 mm). The drill of 3.8/4.2 mm with smaller point angle (130°) has produced a fall in temperature changes, torque and drills applied forces. After the heat treatment, the higher hardness was obtained by austenitizing at 1030°C and tempering at 160°C, whose results were greater than the hardness of the commercial drills. Finally, one can conclude that the temperature variations haven't reached the levels considered critical for bone tissue and the drills haven't shown signs of wear and corrosion in manual tests with cooling followed by sterilization cycles.



# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Os implantes de titânio osseointegráveis surgiram como uma opção de tratamento para a substituição de elementos dentários ausentes em pacientes edêntulos totais ou parciais. Com o aperfeiçoamento das tecnologias de fabricação dos implantes, desenvolvimento do conhecimento dos mecanismos envolvidos na osseointegração e aperfeiçoamento das técnicas cirúrgicas, os índices de sucesso deste tratamento aumentaram significativamente em relação aos primeiros tratamentos, proporcionando maior conforto e segurança aos pacientes (ELIAS *et al.*, 2011). Além disso, com o atendimento às expectativas, exigências estéticas e funcionais dos pacientes há uma tendência ao crescimento contínuo do mercado mundial de implantes.

A instalação dos implantes dentários é realizada através de procedimentos cirúrgicos. Estes podem ser realizados em dois estágios, em que há necessidade de um tempo de espera para a osseointegração e instalação da prótese definitiva, ou em único estágio, conhecido como carga ou função imediata (BARBOSA, 2009). As necessidades atuais de redução no tempo de espera após a cirurgia para submeter os implantes às cargas funcionais devem levar em consideração a estabilidade primária e o tempo mínimo para que ocorra a osseointegração (ELIAS *et al.*, 2011).

A osseointegração pode ser definida como a justaposição de tecido ósseo sobre a superfície do implante, observada em microscopia óptica. A osseointegração é caracterizada quando não há interposição de tecido conjuntivo ou fibroso na interface entre o osso e o implante (ESPOSITO *et al.*, 1998; BRANEMARK *et al.*, 1969). Segundo ALBREKTSSON *et al.* (1981), os parâmetros mais importantes para o estabelecimento da osseointegração do implante são: o material do implante, a forma do implante, o acabamento da superfície, o estado do tecido ósseo, as condições de carregamento e a técnica cirúrgica. Com o intuito de promover a osseointegração, as estratégias mais recentes consistem em alterar as propriedades da superfície dos implantes de titânio, selecionar o formato de implante mais apropriado para cada tratamento e promover modificações nas técnicas cirúrgicas (ELIAS *et al.*, 2011).

Um fator muito importante para o sucesso no tratamento com implantes é a confecção do alvéolo cirúrgico (técnica cirúrgica) com o mínimo de trauma possível aos tecidos. Durante este procedimento, ocorre o aumento de temperatura da fresa e, conseqüentemente, o aquecimento do tecido ósseo circundante. Essa geração de calor no osso pode provocar a necrose térmica óssea, comprometendo todo o alvéolo cirúrgico (BARBOSA, 2009). A deterioração da porção orgânica e das células do tecido ósseo caracteriza a necrose óssea térmica. O calor gerado por atrito, além de provocar a morte celular, pode desencadear um processo de reabsorção óssea (ERIKSSON *et al.*, 1982).

ERIKSSON & ALBREKTSSON (1983) verificaram, em um estudo realizado em tíbias de coelhos, que durante a cirurgia, a elevação da temperatura acima de 47°C durante 1 minuto pode induzir lesões irreversíveis aos tecidos ósseos. Eles concluíram que a alta velocidade das fresas no preparo do local do implante pode causar danos fisiológicos ao osso. Por outro lado, IYER *et al.* (1997a) encontraram uma diferença de 4,3°C na geração de calor entre as velocidades de alta e baixa rotação das fresas utilizadas nas osteotomias, onde as maiores temperaturas foram produzidas durante a menor velocidade. Em outra parte de seu estudo, IYER *et al.* (1997b) verificaram que a taxa de cicatrização e a qualidade de osso formado foram maiores após osteotomias realizadas em alta velocidade, quando comparadas ao emprego das média e baixa velocidades.

Existem diversos fatores inerentes à técnica cirúrgica que podem influenciar nas variações das temperaturas ocorridas no tecido ósseo durante o preparo do local dos implantes dentais. São eles: a velocidade da rotação das fresas, a força compressiva aplicada na fresa, o diâmetro e forma das fresas, o desgaste das fresas, o efeito da irrigação realizada durante a osteotomia e o emprego de guias cirúrgicas (ABOUZGIA & SYMINGTON, 1996; BRISMAN, 1996; IYER *et al.*, 1997a, IYER *et al.*, 1997b; ERCOLI *et al.*, 2004; SENER *et al.*, 2004; CHACON *et al.*, 2006; MISIR *et al.*, 2009).

Segundo TEHEMAR (1999), o calor gerado durante a perfuração do tecido ósseo é determinado por fatores relacionados ao operador, ao material usado na fabricação das fresas, ao local do implante e às condições do paciente. Dentre os fatores relacionados ao operador são citados: a pressão aplicada na fresa, emprego de um sistema de fresas graduadas ou não, perfuração intermitente ou contínua, velocidade de rotação das fresas e tempo de furação.

Os parâmetros relacionados às fresas e à furação podem causar aumento na temperatura óssea e, por conseguinte, necrose óssea térmica. De acordo com AUGUSTIN *et al.* (2012), a velocidade de perfuração, a taxa de avanço das fresas, o resfriamento durante a perfuração, o

material e a geometria das fresas, a profundidade de furação, o desgaste das fresas e a espessura da cortical óssea são os parâmetros mais importantes no aumento desta temperatura.

Com relação ao material empregado na confecção das fresas cirúrgicas, os aços inoxidáveis martensíticos são os mais utilizados devido à resistência à corrosão e dureza satisfatórias, quando comparados aos aços ferríticos e austeníticos. Os aços inoxidáveis são frequentemente objeto de estudos para aplicação em instrumentais cirúrgicos cortantes. Desta forma, GOLIN (2005) sugere que deve ser realizada uma análise mais profunda da matéria-prima antes da manufatura de novas ferramentas de corte, devido à ampla variedade das propriedades dos materiais.

## 1.2 OBJETIVO

### 1.2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo do presente trabalho é avaliar o desempenho das fresas cirúrgicas para implantes dentais em ensaios *in vitro* realizados manualmente e em ensaios realizados sem a interferência do operador na máquina universal de ensaios. Além disso, com a finalidade de complementar a avaliação de desempenho, este estudo pretende analisar o efeito do tratamento térmico de têmpera e revenido na microestrutura e na dureza da matéria-prima das fresas.

### 1.2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Na presente dissertação foram realizados ensaios *in vitro* de protótipos de fresas usadas em cirurgias para a instalação de implantes dentais osseointegráveis com o objetivo de determinar a variação de temperatura do tecido ósseo em relação aos seguintes parâmetros de furação:

- a) diâmetro da fresa;

- b) velocidade de rotação;
- c) força aplicada;
- d) torque de furação;
- e) profundidade de furação;
- f) tempo de furação;
- g) número de usos das fresas; e
- h) esterilizações.

Para complementar o estudo fez-se a análise da matéria-prima utilizada na fabricação das fresas em relação à:

- a) composição química;
- b) tratamento térmico de têmpera após austenitização em três temperaturas;
- c) tratamento de revenido em três temperaturas;
- d) microestrutura; e
- e) dureza antes e após os tratamentos térmicos.

Por fim, fez-se a análise das fresas utilizadas nos ensaios, em relação à microestrutura, dureza e influência do ângulo de ponta.

### 1.3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA

O emprego inadequado dos parâmetros de furação para instalação dos implantes dentais produz variações das temperaturas no tecido ósseo, que podem induzir a necrose térmica e a reabsorção do osso. Desta forma, o emprego da técnica incorreta é um fator prejudicial à osseointegração dos implantes dentários com consequências desastrosas para o insucesso do tratamento.

Com a finalidade de evitar procedimentos cirúrgicos incorretos, é necessário estudar a influência real de um maior número possível de variáveis sobre o aumento de temperatura no tecido ósseo durante as furações. A análise da associação ocorrida entre estes fatores, assim como de cada fator isoladamente, constitui um ponto importante para nortear o implantodontista durante as furações com emprego das fresas cirúrgicas.

Por outro lado, também é necessária uma maior eficiência das fresas utilizadas nas cirurgias para reduzir as variações de temperaturas durante as furações. O aprimoramento da

matéria-prima usada na fabricação das fresas pode ser realizado através de tratamentos térmicos de têmpera e revenido da liga de aço inoxidável martensítico, que proporcionam uma maior dureza com propriedades mecânicas satisfatórias ao material.

A observação criteriosa, realizada pelo implantodontista, dos parâmetros que podem influenciar na variação de temperatura do tecido ósseo durante as furações, permite atribuir uma eventual falha da osseointegração ao implante e não ao emprego inadequado da técnica cirúrgica. Dentro desse contexto, a presente dissertação se justifica e será de grande relevância na área dos biomateriais empregados na Implantodontia.

#### 1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A estrutura da presente dissertação foi realizada da seguinte forma:

Capítulo 1 – Introdução: Neste Capítulo são apresentadas as considerações iniciais sobre o tema proposto, o objetivo, a justificativa e a relevância, e a composição da dissertação.

Capítulo 2 – Revisão de literatura: Neste Capítulo são apresentadas as definições e considerações pertinentes ao que se referem ao tecido ósseo, à osseointegração dos implantes, à fase cirúrgica da instalação do implante dental, à necrose óssea e à variação da temperatura no tecido ósseo durante a osteotomia. Em relação ao material empregado na confecção das fresas cirúrgicas para implantes, foram considerados a composição do aço inoxidável martensítico utilizado em instrumentos cirúrgicos e os efeitos do tratamento térmico de têmpera e revenido sobre a liga.

Capítulo 3 – Materiais e métodos: Neste Capítulo são apresentados os materiais e a metodologia utilizada nos ensaios experimentais de furação para análise do desempenho das fresas, no tratamento térmico realizado na matéria-prima empregada na confecção das fresas e na análise da fresa para implantes. A metodologia da análise dos resultados também é apresentada nesta seção.

Capítulo 4 – Resultados e discussões: Neste Capítulo são apresentados os resultados dos ensaios *in vitro* realizados com as fresas usadas na preparação do local de inserção dos implantes e discutida a influência dos diversos parâmetros na variação da temperatura do tecido ósseo durante a furação. São também apresentados os resultados referentes ao tratamento térmico realizado na matéria-prima das fresas e discutidos em relação à análise

microestrutural e aos ensaios de dureza. Adicionalmente, a análise microestrutural e a determinação dos valores de dureza e dos ângulos de ponta das fresas para implantes são apresentados para fins de análise comparativa com os resultados obtidos no desempenho das fresas e no tratamento térmico da matéria-prima.

Capítulo 5 – Conclusões: Neste último Capítulo são apresentadas as conclusões e sugestões para a elaboração de trabalhos futuros.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 TECIDO ÓSSEO

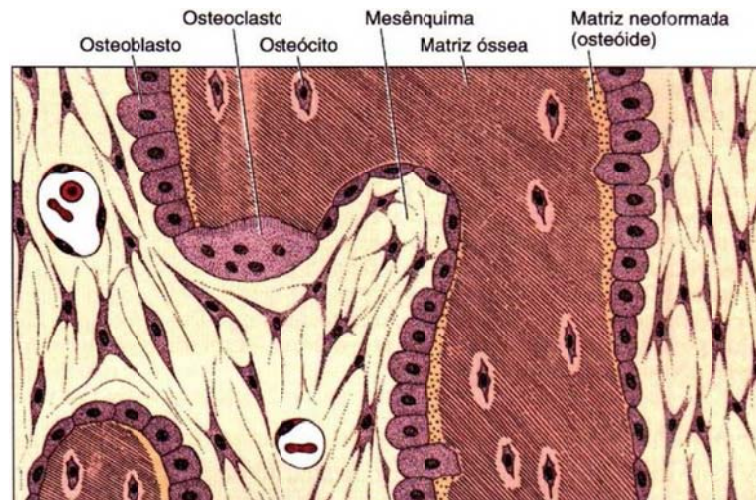
O osso é um tecido vivo, vascularizado e dinâmico, que sofre mudanças ao longo de toda a vida do indivíduo. O tecido ósseo é formado por células envoltas em abundante matriz extracelular, assim como os outros tecidos conjuntivos. Porém, a sua matriz é mineralizada. Como o maior elemento estrutural do esqueleto, o osso fornece suporte para locomoção e proteção, além de servir como um reservatório dinâmico de proteínas e de minerais. O processo contínuo de remodelação proporciona um mecanismo de cura sem cicatrizes e de regeneração do tecido ósseo danificado, desempenhando também um papel importante no equilíbrio de íons cálcio e fosfatos no organismo através de controle hormonal (DAVIES, 2007).

A matriz óssea é sintetizada por osteoblastos, que são células polarizadas cuja direção da atividade secretória é para o lado oposto de seus núcleos (FIG. 2.1). Quando ocorre o processo de mineralização, os processos celulares dos osteoblastos se tornam cercados por uma matriz mineralizada, em que canaliculos representam meios de comunicação entre osteoblastos da superfície e aqueles que se tornam totalmente envoltos por essa matriz, então denominados osteócitos (DAVIES, 2003).

A função desempenhada pelos osteócitos no metabolismo e na remodelação óssea é objeto de diversos estudos. A rede de osteócitos fornece uma estrutura celular que permite ao osso detectar as necessidades de aumento ou redução desse tecido, em resposta aos estímulos mecânicos. As cargas mecânicas afetam a remodelação óssea, na qual os osteócitos parecem atuar como mecanossensores no osso adulto. Como eles ficam confinados na própria matriz mineralizada, o seu papel fica limitado à liberação de moléculas sinalizadoras e à comunicação direta entre as células, orquestrando as atividades de osteoblastos e osteoclastos no processo de remodelação óssea (KLEIN-NULEND *et al.*, 2005).

A remodelação óssea é realizada através do processo de reabsorção dos osteoclastos e da atividade sintetizadora de osteoblastos. A reabsorção do osso pode ser dividida em duas fases: dissolução da matriz inorgânica e degradação enzimática dos componentes orgânicos. O

resultado é a criação de uma matriz óssea desmineralizada que se torna uma superfície receptora para a nova formação de osso. Desta forma, durante a remodelação óssea, a nova matriz óssea é depositada na superfície reabsorvida do osso antigo, formando um mecanismo de ancoragem do osso novo ao osso antigo (DAVIES, 2007).



**FIG. 2.1** - Células do tecido ósseo (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 2008).

Histologicamente, o primeiro tecido ósseo formado é do tipo primário ou imaturo (não lamelar), que é substituído gradativamente por tecido ósseo lamelar ou secundário, geralmente encontrado no adulto. Ele é caracterizado por apresentar fibras colágenas dispostas em lamelas ou camadas concêntricas em torno de canais com vasos e nervos, formando o Sistema de Havers ou osteons. As lacunas que contêm os osteócitos estão situadas geralmente entre tais lamelas ósseas. Os canais de Havers se comunicam entre si, com a cavidade medular e com a superfície externa do osso através de canais transversais ou oblíquos denominados canais de Volkmann (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 2008).

O osso pode ser classificado quanto a sua topografia em medular ou cortical. Quanto à morfologia, pode ser classificado como esponjoso ou compacto. O osso cortical é encontrado na camada externa compacta e o medular na porção interna esponjosa. Tanto o osso cortical como o medular possuem partes orgânicas e inorgânicas em diferentes proporções. A parte inorgânica é constituída principalmente por íons fosfato e cálcio que fornecem a dureza e resistência do osso. A parte orgânica é formada por fibras colágenas e água que garantem a elasticidade. Tecido conjuntivo e células osteogênicas recobrem as superfícies externas e internas do osso, que constituem respectivamente o perióstio e o endóstio, responsáveis pela



nutrição e fornecimento de novos osteoblastos para o crescimento e recuperação do osso (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 2008).

Na Implantodontia, estas diferenças macroestruturais são empregadas para classificar os tipos de osso. A classificação é baseada na proporção relativa entre a quantidade de osso cortical e medular (DAVIES, 2003). Na classificação proposta por LECKHOLM & ZARB (1985), enquanto o osso classe I é predominantemente cortical, exemplificado pelo osso da porção ântero-inferior da mandíbula, o osso classe IV é quase que totalmente trabecular e pode ser encontrado na região posterior da maxila.

MISCH (1988) também estabelece uma classificação clínica para maxila e mandíbula de acordo com as densidades ósseas: D1 (osso quase totalmente compacto e denso); D2 (combinação de osso cortical compacto poroso a denso e osso trabecular “grosseiro”); D3 (osso cortical mais fino e poroso e um “bom” trabeculado ósseo); e D4 (composto por um “bom” trabeculado ósseo com baixa densidade e pouca ou ausente cortical óssea).

Os parâmetros de classificação do tipo de osso permitem analisar e determinar o comprimento e largura dos implantes, o modelo e suas propriedades biomecânicas, assim como o prognóstico do caso. A qualidade e quantidade de tecido ósseo, assim como a técnica cirúrgica empregada, podem influenciar positiva ou negativamente a osseointegração dos implantes dentais (BARROS *et al.*, 2009).

## 2.2 OSSEOINTEGRAÇÃO DE IMPLANTES

A osseointegração foi definida por ALBREKTSSON *et al.* (1981) como o contato direto entre osso e implante observado a nível de microscopia óptica. Para garantir a osseointegração, preconizaram que os implantes de titânio fossem inseridos empregando uma técnica cirúrgica mais suave e que fosse aguardado um tempo de cicatrização sem carregamento por, pelo menos, um período de 3 a 4 meses.

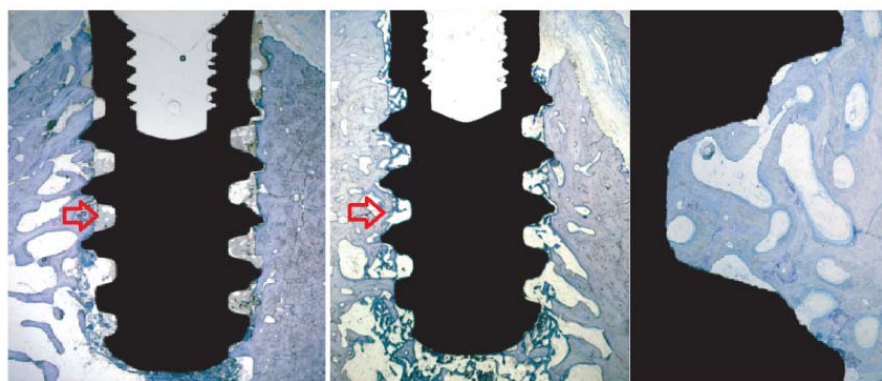
Outra definição, mais clínica, para osseointegração foi descrita por ZARB & ALBREKTSSON (1991), como um “processo pelo qual uma fixação rígida e assintomática de um material aloplástico é alcançada e mantida em contato ósseo durante as cargas funcionais”.

Recentemente, o Glossário de Termos AAID definiu osseointegração como um contato entre o osso normal e remodelado e a superfície do implante, no qual não deve ocorrer a interposição de tecido conjuntivo ou de tecido não ósseo. No entanto, uma interface de 100% osso-implante nunca pode ser alcançada, o que ocorre é de 25 a 75% de osseointegração em média, com o restante de tecidos não-mineralizados, segundo JAMES *et al.* (2000).

Como o contato osso-implante não é uniforme, a qualidade da osseointegração depende do contato direto osso-implante. Assim, a definição de osseointegração pode ser fundamentada basicamente na estabilidade do implante e na análise radiográfica. A estabilidade primária é em grande parte conferida às áreas de osso cortical e pode também ser atribuída a um trabeculado ósseo de boa proporção. Uma evidência clínica de osseointegração é a presença de anquilose, ou seja, a ausência de mobilidade do implante dental (DONATH *et al.*, 2003).

BERGLUNDH *et al.* (2003) desenvolveram um modelo para analisar as diferentes fases da osseointegração de implantes dentais. Após o procedimento cirúrgico para a inserção do implante, observaram a formação de um coágulo e de um tecido de granulação. Verificaram que a formação óssea começou durante a primeira semana e que o osso primário, constituído por trabéculas de osso imaturo, foi substituído por osso lamelar. Após 1 a 2 semanas, o tecido ósseo formado nas regiões de contato com o implante foi reabsorvido e substituído por osso maduro. Concluíram que a osseointegração é um processo dinâmico tanto na fase de estabelecimento, quanto na fase de manutenção. Na fase de estabelecimento, há uma interação entre reabsorção óssea em regiões de contato e formação de osso nas áreas livres de contato com o implante. Durante a fase de manutenção, a osseointegração é garantida pela contínua remodelação e adaptação à função (FIG. 2.2).

Na FIG. 2.2, observa-se na imagem à esquerda a formação do coágulo dentro das câmaras de cicatrização indicada pela seta vermelha e o osso em contato com as roscas do implante, após duas horas da sua instalação. Na imagem central, ocorre o primeiro sinal de formação óssea após uma semana, evidenciado pela presença de osso imaturo (seta vermelha) na superfície do implante. Por fim, a imagem à direita, em maior ampliação, mostra a câmara de cicatrização ocupada por osso maduro e áreas de medula óssea em contato com o implante após oito semanas (BERGLUNDH *et al.*, 2003).



**FIG. 2.2** – Fases da formação óssea nas câmaras de cicatrização do implante (BERGLUNDH *et al.*, 2003).

Segundo HOBKIRK *et al.* (2003), existem diversos fatores locais que podem influenciar a osseointegração dos implantes dentais, como o material, a composição e estrutura da superfície do implante, a estabilidade primária, a qualidade do osso, a migração apical do epitélio juncional, o carregamento imediato ou tardio, a contaminação do local e o calor produzido pelas fresas durante o preparo do local do implante. O sítio de inserção do implante pode ser contaminado por tecido necrótico, bactérias, reagentes químicos e debris provenientes das fresas que prejudicam a osseointegração. Outro fator de influência importante é a produção de calor excessivo pelas fresas durante o procedimento cirúrgico que pode resultar em morte celular e desnaturação de proteínas. Como consequência, a osseointegração pode não ocorrer e o implante pode se tornar envolvido por uma cápsula fibrosa, com redução das forças de cisalhamento da interface do implante com o osso.

### 2.3 FASE CIRÚRGICA DO IMPLANTE E NECROSE DO TECIDO ÓSSEO

Os implantes dentários são indicados como uma modalidade de tratamento para a reposição de elementos dentários ausentes. Este procedimento é realizado pela inserção de um biomaterial nos tecidos moles e duros dos maxilares, com o objetivo de fornecer suporte e retenção para as próteses dentárias. A instalação do implante osseointegrável deve ser realizada com bastante cuidado em relação à técnica cirúrgica, para que a viabilidade celular e o suprimento sanguíneo do osso não sejam prejudicados. O tecido ósseo é considerado como

a fundação básica para os sistemas de implantes dentários. Além disso, é um tecido biologicamente ativo, sujeito a períodos de reabsorção e remodelagem em resposta a vários estímulos. O osso precisa responder ao corte de forma positiva para que haja uma cicatrização adequada. Para tanto, deve haver uma elevação mínima da temperatura durante o preparo do sítio cirúrgico, também denominado osteotomia (JAMES *et al.*, 2000).

A formação do coágulo inicial e a resposta inflamatória ocorrem logo após o preparo do sítio cirúrgico e a instalação do implante osseointegrável. Isto se deve à proliferação e diferenciação de células mesenquimais indiferenciadas e fagócitos do periósteo adjacente e da parede óssea onde foi realizada a osteotomia. Este processo depende da presença de um leito vascular satisfatório. No entanto, quando não há um bom suprimento sanguíneo, ocorre a proliferação de tecidos fibrosos ao invés de osso mineralizado. Normalmente ocorre a necrose de uma fina camada (cerca de 0,5 a 1,0 mm) de osso periimplantar devido ao trauma produzido pelo preparo do sítio cirúrgico. Este tecido necrótico é substituído por osso à medida que ocorre a osseointegração do implante. A capacidade do organismo em responder a esse procedimento traumático influenciará o grau de osseointegração. Assim, a realização de uma osteotomia com uma mínima geração de calor e a manipulação cuidadosa dos tecidos moles fornecerá um resultado previsível a longo prazo (STANFORD, 2005).

Para LINDHE *et al.* (2010), a regra básica para a instalação do implante é um procedimento cirúrgico menos traumático com lesões menos prejudiciais aos tecidos. Desta forma pode-se obter uma formação e deposição mais rápida de tecido ósseo neoformado na superfície do implante. Segundo WORTHINGTON (2005), certos pontos do protocolo cirúrgico devem ser seguidos para aumentar as chances de sucesso na osseointegração, como minimizar o trauma aos tecidos, evitar contaminação da superfície do implante e reduzir os riscos de infecção através de esterilização adequada. Com a finalidade de minimizar a injúria aos tecidos, são indicados: uma técnica cirúrgica suave; o uso de fresas descartáveis e afiadas de tamanhos crescentes; pressão leve e intermitente de perfuração; velocidades de rotação e torque controlados; irrigação copiosa para refrigeração.

O estado da superfície do implante, o tipo de material e forma, a qualidade óssea, a terapêutica cirúrgica e o tempo de cicatrização são fatores que influenciam a porcentagem de contato osso-implante. A primeira etapa de cicatrização ocorre logo após a instalação do implante osseointegrável, representada pela substituição do tecido ósseo periimplantar necrosado por osso imaturo, pouco resistente às forças de mastigação. Os osteoclastos são as células responsáveis pela reabsorção deste osso necrosado. A segunda de etapa de cicatrização

é caracterizada pela remodelação do osso durante meses, onde os espaços entre as trabéculas de osso imaturo são recobertos por osso maduro, persistindo ainda áreas de interface sem osso em contato com o implante. O osso formado é bastante resistente para suportar as forças oclusais. Este processo contínuo de remodelação do osso da interface e do osso adjacente é necessário para a manutenção da osseointegração (DONATH *et al.*, 2003).

Desta forma, é inevitável a formação de uma zona de necrose ao longo do defeito ósseo com o preparo do local de inserção do implante, não importando a técnica cirúrgica empregada. A espessura da zona necrótica depende principalmente do calor friccional produzido durante a osteotomia. Esse calor gera necrose das células diferenciadas e indiferenciadas do tecido ósseo circundante, o que representa um risco significativo para a osseointegração dos implantes (ALBREKTSSON, 1985).

A necrose óssea é uma desordem precipitada por diversos fatores que conduzem à perda de suprimento sanguíneo e à morte das células ósseas. Pode ser classificada como local ou sistêmica ou, devido à causa, como: infecciosa, por drogas ou toxinas, vascular, inflamatória, congênita, auto-imune, metabólica ou endócrina e traumática. Um subtipo de necrose traumática é conhecido como necrose térmica do osso ou osteonecrose térmica. Neste caso, o calor provoca desnaturação de proteínas enzimáticas e de membranas celulares, desidratação e ressecamento do tecido, redução da atividade de osteoblastos e osteoclastos e, finalmente, a morte celular (AUGUSTIN *et al.*, 2012).

A necrose óssea térmica, como resultado de altas temperaturas, tem sido objeto de diversos estudos. ERIKSSON *et al.* (1982) avaliaram a injúria térmica ao tecido ósseo através da inserção de um implante de titânio com uma câmara térmica em tíbias de coelhos. As reações teciduais ocorridas durante o aquecimento do osso foram observadas microscopicamente. Ao ser aplicada uma temperatura de 53°C por 1 minuto, foi inicialmente observado o aumento da velocidade do fluxo sanguíneo no tecido ósseo. Quando a temperatura de 53°C foi atingida, o fluxo sanguíneo foi interrompido em alguns vasos e ficou mais lento em outros. Dois dias após o aquecimento, cessou o fluxo nos vasos pré-existentes, os quais foram gradualmente substituídos por nova vascularização. As células de gordura observadas antes do aquecimento foram reabsorvidas e a remodelação óssea começou cerca de 3 a 5 semanas após a injúria térmica. Foi concluído que a temperatura de 53°C provocou uma injúria irreversível no osso e, em seguida, ocorreu a cicatrização dos tecidos circundantes.

Em outro estudo, ERIKSSON & ALBREKTSSON (1983) introduziram implantes de titânio confeccionados com uma câmara térmica em tíbias de coelhos. Os implantes foram aquecidos dez semanas após a inserção das câmaras. As temperaturas foram medidas por termopares e as alterações observadas pelo então denominado microscópio vital. Quinze animais foram divididos em 3 grupos: as câmaras térmicas do grupo A foram sujeitas a uma temperatura de 50°C por 1 minuto, o grupo B foi aquecido a 47°C por 5 minutos e o grupo C, 47°C por 1 minuto. Observou-se que o tecido ósseo aquecido a 50°C por 1 minuto ou a 47°C por 5 minutos, não permaneceu funcional, sendo reabsorvido e substituído por células de gordura. O aquecimento a 47°C por 1 minuto danificou as células de gordura, sem provocar uma injúria consistente no tecido ósseo. Foi concluído que a temperatura limite é de 47°C para a ocorrência evidente de danos aos tecidos ósseos. Segundo os autores, uma cirurgia traumática pode levar à formação de tecido conjuntivo ao redor dos implantes, não ocorrendo ancoragem do tecido ósseo. Assim, o controle do trauma cirúrgico constitui um importante fator que determina o sucesso da osseointegração de implantes.

ERIKSSON & ALBREKTSSON (1984) prosseguiram com a mesma metodologia do trabalho anterior para avaliar os efeitos do calor durante o aquecimento ósseo. Implantes com a câmara térmica óssea foram instalados bilateralmente nas tíbias de coelhos. Foram utilizados 30 animais para esse estudo, sendo divididos em 3 grupos: o grupo A sofreu um aquecimento ósseo a 50°C por 1 minuto, o grupo B, 47°C por 1 minuto e o grupo C, 44°C por 1 minuto, com a presença de animais controle em cada grupo. Após um período de 4 semanas, foram analisadas a remoção dos implantes e a resposta do tecido ósseo em microscópio vital. O grupo A não apresentou resistência para a remoção dos implantes e nem material neoformado dentro da câmara óssea. Nos grupos B e C, observou-se resistência significativa para a remoção dos implantes, ao serem comparados ao grupo controle e a presença de material neoformado nas câmaras ósseas. Em análise microscópica, foi observada a presença de osteoclastos indicando reabsorção óssea, osso com característica esponjosa e mínima formação vascular no aquecimento ósseo a 50°C. Nos aquecimentos a 44°C e 47°C, não houve diferença microscópica entre os grupos e os animais controle. Foi concluído que o tecido ósseo é sensível ao calor, que as temperaturas limite para o comprometimento da regeneração óssea figuram entre 44 e 47°C durante 1 minuto, e que as técnicas convencionais de preparo do local para receber os implantes podem gerar um distúrbio na capacidade regenerativa do tecido ósseo vital.

## 2.4 OSTEOTOMIA E VARIAÇÃO DE TEMPERATURA NO TECIDO ÓSSEO

A osteotomia ou perfuração óssea é um procedimento comum em cirurgias reconstrutoras e tratamentos cirúrgicos de fraturas. No entanto, pode gerar temperaturas bastante elevadas no tecido ósseo e causar a necrose óssea térmica. Esta, por sua vez, contribui para a ocorrência de falhas em implantes e nas osteossínteses (AUGUSTIN *et al.*, 2012). Existem diversos trabalhos clínicos e experimentais, com várias metodologias, que ainda necessitam de mais estudos a fim de estabelecer um protocolo cirúrgico para a minimização da osteonecrose térmica.

ABOUZGIA & SYMINGTON (1996) realizaram perfurações em amostras de osso cortical bovino e registraram as temperaturas com termopares tipo K localizados a uma distância de 0,75 mm, 1,25 mm e 2,25 mm do furo central, com 5,0 mm de profundidade. Um dispositivo foi confeccionado para montar a fresa cirúrgica para ortopedia e a velocidade de rotação durante a perfuração foi monitorada. Foram aplicadas forças constantes de 1,5 a 9,0 N através de pesos colocados sobre a plataforma de perfuração, com velocidades variando entre 20.000 e 100.000 rpm. Os resultados demonstraram que a elevação da temperatura assim como a sua duração diminuíram com o aumento da velocidade e da força, sugerindo o emprego da furação em alta velocidade e com maiores cargas.

BENINGTON *et al.*(1996) avaliaram as mudanças ocorridas na temperatura do osso durante o emprego de fresas no preparo do local do implante, através da termografia de infravermelho. O ensaio foi realizado por um mesmo operador em placas de osso cortical de mandíbulas bovinas, sem a utilização de irrigação e seguidas as especificações do fabricante para o preparo. Três tipos de fresas foram examinados quanto às mudanças de temperatura ocorridas durante a perfuração óssea: fresa esférica, que determina o local da fixação; fresa espiral de 2,0 mm, que estabiliza a direção do implante; e a fresa piloto de 3,0 mm, que aumenta progressivamente o diâmetro do sítio para o implante. As mudanças nas temperaturas foram de 45,7°C, 79°C e 78,9°C, para as fresas esférica, espiral e piloto, respectivamente. Na mesma seqüência de fresas, as áreas envolvidas no aquecimento foram de 49,0 mm<sup>2</sup>, 140,1 mm<sup>2</sup> e 273 mm<sup>2</sup>, respectivamente. Concluíram que a termografia de infravermelho pode ser uma técnica viável para pesquisas de implantodontia, com resultados similares aos observados com termopares.

BRISMAN (1996) analisou os efeitos da velocidade, pressão e tempo na temperatura do osso durante a perfuração de sítios para implantes dentais. Foram medidas a temperatura e o tempo durante as osteotomias em osso cortical bovino, nas velocidades de 1.800 e 2.400 rpm, com cargas de 1,2 e 2,4 kg. Os termopares estavam inseridos a uma distância de 0,5 mm do orifício gerado por fresas de 2,0 mm, 2,5 mm e 3,25 mm de diâmetro, a uma profundidade de 7,0 mm e irrigação externa constante. As perfurações realizadas em 1.800 rpm com carregamento mínimo de 1,2 kg produziram o mesmo calor que na velocidade de 2.400 rpm e força de 2,4 kg. O aumento da velocidade ou da carga separadamente levou a um aumento da temperatura do osso. Porém, ao serem aumentadas a velocidade e a carga ao mesmo tempo, foi observada maior eficiência no corte sem elevações significativas de temperatura.

REINGEWIRTZ *et al.* (1997) estudaram a influência de diversos parâmetros no aquecimento ósseo e no tempo de furação para os implantes dentais em modelos *in vitro* produzidos a partir de osso cortical de fêmur bovino. Foram testados três tipos de motores (cirúrgico, padrão e laboratorial), que não apresentaram diferenças quanto à elevação de temperatura e tempo de furação. No entanto, aumentando o poder de redução do contra-ângulo, houve um acréscimo no tempo de furação e diminuição na produção de calor. Para medir a influência do operador, foram utilizados três diferentes carregamentos: 0,8 kg, 1,3 kg e 2,0 kg. Ao aumentar o carregamento nas velocidades de 400 rpm e 800 rpm houve um pequeno efeito na elevação da temperatura. O tempo de furação reduziu drasticamente, sendo inversamente proporcional ao quadrado do carregamento. Já nas velocidades de 400 rpm a 10.000 rpm, houve uma correlação positiva entre a elevação da temperatura e velocidade de furação. O tempo de furação foi reduzido proporcionalmente com o aumento na velocidade de rotação das fresas. Em velocidades acima de 24.000 rpm, a utilização de um spray criogênico permitiu a redução da elevação de temperatura. O trabalho recomendou a observação dos parâmetros acima relacionados para proteger o preparo da elevação de temperatura.

ABOUZGIA & JAMES (1997) mediram as temperaturas durante a perfuração por fresas em amostras de osso cortical bovino, através de termopares inseridos em várias distâncias do local de preparo. A velocidade utilizada foi de 49.000 rpm, com forças de 1,5 a 9,0 N. A distribuição da máxima elevação de temperatura local foi modelada pela função  $\Delta T = aR^{-b}$ , onde R representa a distância do centro do orifício, sendo *a* e *b* constantes encontradas por regressão. Os resultados indicaram que a temperatura aumentou com a força aplicada de até 4,0 N, e então diminuiu em forças maiores devido à redução do tempo de furação. Além disso, os testes revelaram que as temperaturas foram maiores na direção longitudinal do que



na direção circunferencial, o que pode ser explicado através das propriedades térmicas anisotrópicas do osso.

IYER *et al.* (1997a) realizaram osteotomias em tíbias de coelhos e mediram a produção de calor no osso através de termopares acoplados a 1,0 mm do local da perfuração. Utilizou-se irrigação com água destilada para refrigerar o preparo durante todo o procedimento, que foi conduzido por somente um operador, para eliminar possíveis variações entre diferentes operadores. Foram empregadas velocidades baixa (máximo de 2.000 rpm), média (máximo de 30.000 rpm) e alta (máximo de 400.000 rpm) na execução das osteotomias, encontrando-se uma relação inversa entre a produção de calor e as referidas velocidades. Além disso, os resultados deste estudo indicaram que para a configuração e o material das fresas empregadas, as maiores taxas de velocidade minimizaram os efeitos da produção de calor.

CORDIOLI & MAJZOUB (1997) mediram as mudanças de temperaturas ocorridas nos procedimentos de perfuração para inserção de implantes em blocos de osso cortical bovino. Termopares foram inseridos a uma distância constante do local da perfuração em profundidades de 4,0 e 8,0 mm. As osteotomias foram realizadas por fresas espirais de 2,0 e 3,0 mm de diâmetro e fresas tripla-hélice de 3,3 e 4,0 mm de diâmetro, com irrigação externa e velocidade de 1.500 rpm. As maiores elevações de temperatura foram observadas nas fresas espirais de 2,0 mm, em ambas as profundidades. As temperaturas foram significativamente maiores na profundidade de 8,0 mm, quando comparadas à profundidade de 4,0 mm, para as fresas espirais. Porém, essa diferença de temperatura não ocorreu durante a utilização das fresas tripla-hélice nas duas profundidades. O intervalo de tempo necessário para as temperaturas máximas retornarem aos valores iniciais foi duas vezes maior para as fresas espirais de 2,0 mm que para as fresas tripla-hélice de 3,3 mm, em ambas as profundidades. Não houve diferença significativa entre as máximas temperaturas alcançadas durante a perfuração com ou sem irrigação nas profundidades de 4,0 e 8,0 mm. Foi concluído que a geometria das fresas tripla-hélice combina eficiência de corte com maior habilidade de dissipação de calor que as fresas espirais nas profundidades empregadas nesse estudo.

Segundo BACHUS *et al.* (2000), as diferentes forças aplicadas durante a osteotomia afetam a temperatura do osso cortical próximo ao local da perfuração. Os resultados quantificados com termopares inseridos no osso cortical fresco indicaram que o aumento da força aplicada reduziu as temperaturas corticais máximas e a duração das temperaturas acima de 50°C. Foi concluído que a aplicação de cargas maiores nas fresas pode reduzir o potencial para a necrose térmica no osso cortical subjacente.

SHARAWY *et al.*(2002) buscaram relacionar o efeito da velocidade do motor com a geração de calor produzida nas osteotomias para implantes dentais. Para tanto, utilizaram três velocidades (1.225 rpm, 1.667 rpm e 2.500 rpm) em quatro sistemas diferentes de fresas para implantes, sendo dois sistemas com irrigação interna e dois com irrigação externa. O estudo foi realizado *in vitro* em ossos maxilares de porcos e o calor medido por quatro tipos diferentes de termopares localizados em cada quadrante do local da osteotomia, com a distância de 1,0 mm do mesmo. Os resultados demonstraram que quanto maior a velocidade da osteotomia, menor a produção de calor no osso. Verificou-se também que o tempo de perfuração foi inversamente proporcional à velocidade da fresa. Assim, velocidades mais baixas requerem maior tempo de furação, que produz maior calor por fricção. Em todos os sistemas empregados, a velocidade de 2.500 rpm resultou em menor produção de calor, bem como menor tempo de preparo da osteotomia e de retorno da temperatura normal do osso, reduzindo os riscos de danos ao tecido ósseo.

BENINGTON *et al.* (2002) compararam as temperaturas geradas com os sistemas de irrigação interna e externa durante o preparo do osso para implantes dentais. Uma carga constante de 1,7 kg e velocidade de 2.500 rpm foram utilizadas durante todo o procedimento de osteotomia em modelos de osso bovino. Em fresas esféricas de 2,0 mm de diâmetro, observou-se uma máxima variação de temperatura de apenas 3°C e 3,1°C para os sistemas de irrigação interna e externa, respectivamente. Para as fresas de 3,25 mm de diâmetro, as mudanças na temperatura foram de 1,34°C e 1,62°C para os sistemas de irrigação interna e externa, respectivamente. Estatisticamente, não foi observado nenhum benefício entre um ou outro sistema de irrigação, sendo injustificável o uso do sistema de irrigação interna devido ao seu maior custo.

ABAGGE (2002) realizou uma análise multifatorial de variáveis relacionadas à necrose óssea térmica após perfurações ósseas com fresas metálicas. Foram estudadas as seguintes variáveis: desgaste da fresa, velocidade de rotação das fresas, emprego de líquidos para o resfriamento, força de perfuração e perfuração óssea prévia. O trabalho foi realizado *in vivo* com 30 ovelhas. Para as perfurações utilizou-se fresas novas e fresas desgastadas após 100 usos, velocidades de rotação de 520 rpm e 2600 rpm, irrigação com solução salina nas velocidades de 0, 100 e 300 ml/h e forças de 2,0 e 4,0 kg aplicadas nas fresas. Os resultados mostraram que houve menor extensão da necrose óssea térmica com o emprego de fresas novas, utilização de irrigação e nos locais em que foi realizada a perfuração óssea prévia. Não

foram observadas diferenças estatísticas significativas entre as velocidades de rotação, forças de perfuração e velocidades de irrigação a 100 e 300 ml/h.

ERCOLI *et al.* (2004) avaliaram a eficiência de corte, durabilidade, produção de calor e desgaste de fresas para implantes dentais. As osteotomias foram realizadas em amostras de costelas bovinas, por um equipamento montado para esta simulação. Foram testadas sete marcas comerciais de fresas para implantes (Nobel Biocare, 3i/ Implant Innovations, Steri-Oss, Paragon, Implamed, Lifecore e ITI), sendo que fresas do tipo lança, espirais, tripla-hélice e recobertas por TiN foram avaliadas durante 100 sucessivas osteotomias. As fresas espirais de 2,0 mm da Nobel Biocare e 3i/ Implant Innovations conseguiram taxas de remoção significativamente maiores que as outras. As fresas espirais de 2,0 mm com menor dureza (Implamed) apresentaram deformação plástica, perda da eficiência de corte e fratura. Já as fresas recobertas por TiN (Steri-Oss e Paragon) demonstraram maior desgaste e taxas de remoção mais baixas que as não recobertas. Os aumentos de temperatura não foram significativamente diferentes entre os tipos de fresas nas profundidades de 5 e 15 mm, e nem entre as fresas de 2,0 e 3,0 mm. As temperaturas prejudiciais foram detectadas somente na profundidade de 15,0 mm durante cinco osteotomias e coincidiram com um decréscimo na taxa de avanço da fresa. Foi concluído que o desenho da fresa, o material e as propriedades mecânicas afetam significativamente a eficiência de corte e a durabilidade das fresas. Além disso, as fresas para implantes podem ser utilizadas diversas vezes sem causar temperaturas prejudiciais ao osso. No entanto, as perfurações contínuas realizadas em maiores profundidades podem produzir temperaturas que danificam o tecido ósseo.

No estudo realizado por FARIA *et al.* (2005), comparou-se a temperatura gerada durante a osteotomia por fresas de três sistemas de implantes: Conexão, Nobel e 3i. Para as perfurações realizadas em osso cortical de fêmur bovino, foram utilizadas fresas de 2,0 e 3,0 mm de diâmetro, na profundidade máxima de 13,0 mm, velocidade de 1.500 rpm, pressão intermitente de 2,0 kg e irrigação constante de soro fisiológico. Durante as perfurações, as amostras foram mantidas em água a  $36 \pm 1^\circ\text{C}$ . Termopares foram inseridos no osso a 1,0 mm do local da perfuração, nas profundidades de 5,0 e 13,0 mm. A melhor condição experimental foi obtida para a fresa Conexão de 2,0 mm de diâmetro na profundidade de 5,0 mm ( $36,10 \pm 0,52^\circ\text{C}$ ); a condição menos favorável ocorreu para a fresa Nobel de 2,0 mm de diâmetro na profundidade de 13,0 mm ( $38,84 \pm 1,15^\circ\text{C}$ ). Na profundidade de 13,0 mm foram obtidos as maiores temperaturas, independentemente do tipo de fresa. Com o aumento do diâmetro da fresa, houve redução das temperaturas para as fresas 3i e Nobel e aumento das

temperaturas para as fresas Conexão. As fresas dos três sistemas de implantes utilizados no estudo realizaram as perfurações ósseas sem ultrapassar o valor crítico de temperatura para o processo adequado de osseointegração.

CHACON *et al.* (2006) quantificaram as temperaturas geradas no osso por três diferentes sistemas de fresas para implantes após repetidos processos de perfuração e esterilização. As temperaturas foram medidas com termopares inseridos em modelos de osso cortical de fêmur bovino, durante a perfuração intermitente com carga constante de 2,4 kg, velocidade de 2.500 rpm e irrigação externa com solução salina. Os termopares foram acoplados a uma distância de 0,5 mm do local da osteotomia, em uma profundidade de 15,0 mm e as medições realizadas até 25 usos das fresas. Os resultados demonstraram que ocorre aumento da temperatura quando as fresas são utilizadas múltiplas vezes. Os sistemas A e C, nos quais as fresas apresentavam ângulo de saída, alcançaram temperaturas abaixo de 47°C, mesmo após 25 usos. Porém, no sistema B com fresas sem ângulo de saída, as temperaturas excederam os 47°C. Foi concluído que a geometria das fresas desempenhou um papel importante na produção de calor e pôde explicar as temperaturas medidas no sistema B. As fresas do sistema B, além de não apresentarem o ângulo de saída, tinham o menor ângulo de alívio e o menor número de fresas na sequência de perfuração dentre os três sistemas. O sistema B apresentou as maiores temperaturas com pequenos sinais de desgaste.

O efeito de repetidas perfurações para implantes na viabilidade imediata de células ósseas e o desgaste das fresas foram avaliados por QUEIROZ *et al.* (2008). As fresas foram divididas em 5 grupos, compostos por fresas novas e fresas usadas 10, 20, 30 e 40 vezes. Foram realizadas *in vivo* 10 osteotomias sequenciais em cada tíbia de coelho, num total de 10 coelhos. Os animais foram sacrificados imediatamente após as osteotomias e as amostras de osso sofreram um processamento imunohistoquímico para análise qualitativa de proteínas da matriz óssea. Observou-se que essas proteínas foram expressas pelos osteócitos no osso cortical durante as 40 perfurações. Foi concluído que a viabilidade das células ósseas pode ser preservada se for adotado um protocolo cirúrgico menos traumático, incluindo irrigação, velocidade das fresas e movimentos intermitentes durante as osteotomias. Análises realizadas em microscopia eletrônica de varredura revelaram que as maiores deformações plásticas e desgaste ocorreram nas fresas com 30 e 40 vezes de uso. O uso repetido de fresas altera o equilíbrio de proteínas a partir da trigésima perfuração.

SENER *et al.* (2009) investigaram a efetividade da irrigação com solução salina para controlar o calor produzido durante as perfurações para implantes. Termopares foram

inseridos a uma distância de 0,5 mm do furo produzido pela osteotomia em segmentos de mandíbula bovina, com diferentes profundidades. As máximas temperaturas alcançadas sem irrigação foram de 50,9°C, 47,4°C e 38,1°C, nas profundidades de 3,0, 7,0 e 12,0 mm, respectivamente. Na profundidade de 12,0 mm, as temperaturas máximas geradas com irrigação de solução salina a 25°C e 10°C, foram de 37,4°C e 36,3°C, respectivamente. Todas as outras medições de temperaturas com irrigação de solução salina em 25°C e 10°C ficaram abaixo da temperatura corpórea. Esse estudo *in vitro* demonstrou que ocorre maior produção de calor na superfície da cavidade perfurada no osso do que na parte inferior. A irrigação externa na temperatura ambiente pode fornecer o resfriamento necessário durante a osteotomia e a irrigação do local deve ser realizada continuamente durante as perfurações.

MISIR *et al.* (2009) avaliaram *in vitro* o calor gerado no osso por dois sistemas de fresas para implantes, com o emprego ou não de guias de fresas cirúrgicas. O estudo foi realizado em osso cortical de fêmur bovino, onde foram aplicadas forças constantes de 2,0 kg e velocidade de 1.500 rpm durante o procedimento de perfuração por fresas. As temperaturas foram medidas por termopares tipo K localizados a 1,0 mm de distância do local da osteotomia, em profundidades de 3,0, 6,0 e 9,0 mm, após a última fresa da sequência para a perfuração. As temperaturas máximas médias obtidas foram de 34,2°C, 39,7°C e 39,8°C nas profundidades de 3,0, 6,0 e 9,0 mm respectivamente, utilizando guias de fresas cirúrgicas. Porém, tais valores foram respectivamente de 28,8°C, 30,7°C e 31,1°C, quando não foram empregadas tais guias. Do ponto de vista de geração de calor no osso, o preparo do local do implante com o uso de guias de fresas cirúrgicas produz mais calor do que a técnica tradicional, independentemente do tipo de irrigação.

A influência das características das fresas de implantes na geração de calor em locais de osteotomias foi avaliado por OH *et al* (2011). Fresas convencionais tripla-hélice de 3,6 mm foram modificadas para minimizar o efeito de sua área de superfície na indução de calor por fricção, sendo reduzidas as dimensões periféricas das fresas em 0,15 mm, 0,35 mm e 0,5 mm (parâmetro A). Também foi definida a superfície cortante lateral da fresa em 0,1 mm, 2,0 mm e 7,5 mm, para estimar o calor induzido pela sua função direta (parâmetro B). Uma fresa não modificada serviu de controle, enquanto nove fresas com diferentes combinações dos parâmetros A e B foram testadas em osso artificial, por até vinte vezes. As mudanças de temperatura em todas as fresas modificadas foram menores que para o controle, sugerindo que a redução da área de contato entre a fresa e o osso reduz a indução de calor, sendo necessários mais estudos.

MISIC *et al.* (2011) estudaram as mudanças de temperatura ocorridas *in vitro* em osso tipo IV durante as técnicas cirúrgicas de condensação óssea e perfuração de osso para a inserção de implantes dentais. Para tanto, utilizaram costelas de porco com espessura de cortical uniforme de 2,0 mm. Ambas as técnicas foram realizadas e divididas em dois grupos: controle (perfuração óssea por fresas) e experimental (condensação óssea). As temperaturas foram medidas por 3 termopares localizados a uma distância de 0,5 mm, situados ao redor do orifício da osteotomia em configuração tripoidal, com profundidades de 1,0, 5,0 e 10,0 mm. Os resultados indicaram que as maiores elevações de temperaturas foram detectadas a 5,0 mm de profundidade na técnica de perfuração por fresas quando comparadas à técnica de condensação óssea, enquanto que nas profundidades de 1,0 e 10,0 mm não houve diferenças significativas entre as duas técnicas cirúrgicas. Na técnica de condensação óssea, a elevação de temperatura decresceu continuamente com o aumento da profundidade. Já na técnica de perfuração por fresas ocorreu aumento contínuo de temperatura até a profundidade de 5,0 mm, onde ocorreu um pico e depois decresceu com o aumento da profundidade da osteotomia. Foi concluído que a técnica de condensação óssea para osso tipo IV é mais vantajosa por gerar menor calor no tecido ósseo.

A produção de calor durante osteotomias convencionais e ultrassônicas para implantes dentários foi estudada por RASHAD *et al.* (2011). Os preparos dos locais dos implantes foram realizados por dois dispositivos ultrassônicos e um tradicional, com cargas aplicadas de 5, 8, 15 e 20 N e volumes de irrigação de 20, 50 e 80 ml/min. As temperaturas foram medidas por termopares localizados a 1,5 mm do sítio de perfuração em amostras de costelas bovinas. Os resultados mostraram que o tempo de perfuração e o calor produzido pelos dispositivos ultrassônicos foram maiores que aqueles apresentados pelos dispositivos convencionais. As cargas maiores não influenciaram a produção de calor. Foi concluído que o preparo do local do implante por ultrassom exige maior tempo e produz temperaturas mais altas no osso que nas osteotomias convencionais. Porém, as osteotomias ultrassônicas podem ser realizadas com a mesma segurança que as convencionais, se forem empregados volumes adequados de irrigação.

OLIVEIRA *et al.* (2012) avaliaram as mudanças térmicas e o desgaste de fresas durante o preparo do local do implante em amostras de costelas bovinas, comparando o uso de fresas de aço inoxidável e de cerâmica. As variações de temperatura do osso e a força aplicada na perfuração foram registradas nas profundidades de 8,0 e 10,0 mm, com irrigação constante de 50 ml/min e velocidade de rotação de 800 rpm. O aumento médio da temperatura para ambos

os tipos de fresas foi de 0,9°C na profundidade de 8,0 mm e de 2°C na profundidade de 10,0 mm. Elevações maiores de temperaturas do osso foram obtidas nas perfurações por fresas de aço inoxidável (1,6°C), ao serem comparadas às fresas de cerâmica (1,3°C). Correlacionou-se também o aumento de temperatura com o alto número de perfurações e força aplicada. Não houve sinais de desgaste significativos após 50 usos para as fresas analisadas em microscópio eletrônico de varredura. Foi concluído que o material e desenho das fresas, o número de uso, profundidade e carga aplicada parecem influenciar nas variações de temperatura ocorridas durante a osteotomia para inserção dos implantes. Ambas as fresas podem ser utilizadas por até 50 vezes, por não haver sinais severos de desgaste e deformação e nem produzirem temperaturas prejudiciais ao osso.

FARIA *et al.* (2012) avaliaram o efeito da velocidade de rotação da fresa no aumento de temperatura ocorrido durante o preparo do tecido ósseo. Foi desenvolvido um aparato para os ensaios e utilizada amostras de cortical óssea do fêmur bovino. Fresas de 2,0 mm foram utilizadas nas perfurações, com velocidades de 1200, 1800 e 2300 rpm, pressão intermitente de 2 kg e constante irrigação com soro fisiológico. Os blocos de osso foram imersos em água a 36°C para as perfurações e as temperaturas foram medidas com termopares inseridos no osso a 1,0 mm da perfuração, em uma profundidade de 10,0 mm. Concluíram que os maiores valores de temperatura foram gerados com o aumento da velocidade de rotação das fresas.

## 2.5 O AÇO INOXIDÁVEL MARTENSÍTICO NAS FRESAS CIRÚRGICAS

O aço inoxidável consiste basicamente em uma liga de ferro e carbono com adições de cromo em teores acima de 12%, responsáveis pela alta resistência à oxidação e à corrosão. Esta grande resistência à corrosão das ligas à base de ferro-cromo está associada ao fenômeno de passivação, que ocorre devido à formação de uma camada de óxidos mistos na superfície do aço, como óxidos de cromo, de ferro e de outros elementos de liga, e à dissolução destes óxidos em meio corrosivo. Fatores como a formação desta camada, sua impermeabilidade e taxa de dissolução no meio corrosivo determinam a resistência à corrosão do material. A prevenção dos fenômenos de corrosão generalizada ou localizada é muito importante para o desempenho satisfatório dos aços inoxidáveis. Além disso, novas composições de aços inoxidáveis são desenvolvidas através da adição de diversos elementos de liga e residuais, tais

como carbono, nitrogênio, molibdênio etc. Estes elementos de liga apresentam influência sobre a microestrutura dos aços e, conseqüentemente, em suas propriedades (COSTA E SILVA & MEI, 2010).

Como a microestrutura apresenta efeito dominante sobre as propriedades dos aços inoxidáveis, estes podem ser classificados de acordo com a sua microestrutura à temperatura ambiente. A microestrutura depende diretamente da composição química e do tratamento térmico realizado. Os aços inoxidáveis são geralmente agrupados em cinco categorias: martensíticos, ferríticos, austeníticos, ferrítico-austeníticos (dúplex) e endurecíveis por precipitação (COLPAERT, 2008).

Os aços inoxidáveis martensíticos são empregados em instrumentos cirúrgicos e odontológicos e outras aplicações que exijam alta dureza e resistência ao desgaste. Eles são ferromagnéticos, podem ser facilmente trabalhados a quente ou a frio (principalmente ligas com baixos teores de carbono) e apresentam boa resistência à corrosão devido à presença de cromo (CHIAVERINI, 1988).

As microestruturas das ligas ferro-carbono dependem tanto do teor de carbono quanto do tratamento térmico realizado e estão intimamente associadas às propriedades mecânicas destas ligas. Ligas ferro-carbono austenitizadas e resfriadas rapidamente (temperadas) formam o microconstituente ou fase chamado de martensita. A martensita resulta de uma transformação não-difusional da austenita. A austenita, com estrutura cristalina CFC, sofre uma transformação polimórfica para TCC (tetragonal de corpo centrado), que pode ser representada por uma estrutura CCC que foi alongada em uma de suas dimensões. A martensita é uma estrutura monofásica que não se encontra em equilíbrio e, portanto, não aparece no diagrama de fases. A taxa de resfriamento é rápida o suficiente para prevenir a difusão do carbono e, por conseguinte, a formação de cementita ou ferrita (CALLISTER JR., 2008).

A transformação martensítica é independente de tempo, depende exclusivamente da temperatura para qual a liga é resfriada rapidamente, sendo denominada transformação atérmica. Seus grãos aparecem como placas ou agulhas, podendo haver uma austenita residual que não se transformou no resfriamento rápido. Assim, a martensita pode coexistir com outros microconstituintes, como a perlita. Em relação ao comportamento mecânico, a martensita é a mais dura e resistente dentre as várias microestruturas das ligas de aço, porém é a mais frágil e apresenta uma ductilidade desprezível. A sua dureza pode ser atribuída à eficiência dos átomos de carbono em restringir o movimento de discordâncias e ao menor



número de sistemas de escorregamento na estrutura TCC, por onde as discordâncias se movimentam (CALLISTER JR., 2008).

O teor de carbono afeta a morfologia da martensita. Os aços que possuem no máximo cerca de 0,6% de carbono, apresentam martensita em forma de ripas, enquanto que aços com valores maiores de carbono, apresentam martensita em forma de placas (COLPAERT, 2008)

## 2.5.1 COMPOSIÇÃO QUÍMICA DOS INSTRUMENTOS CIRÚRGICOS

De acordo com a norma ASTM F899-09, os instrumentos cirúrgicos de aço inoxidável podem pertencer a uma das seguintes classes: austeníticos, martensíticos, ferríticos e endurecíveis por precipitação. Os aços martensíticos AISI 420 e 440 são os mais indicados para a fabricação de fresas cirúrgicas. Para garantir a consistência dos materiais empregados na fabricação de instrumentos cirúrgicos, foram estabelecidos limites de certos elementos na composição química, conforme apresentado na TAB. 2.1 para aços inoxidáveis martensíticos.

**TAB. 2.1** - Composição química do aço inoxidável em fresas cirúrgicas (ASTM F899, 2009).

UNS	TIPO	C (%)	Mn (% máx.)	P (% máx.)	S (%)	Silício (% máx.)	Cr	OUTROS
S41000	410	0,09-0,15	1,00	0,04	0,030 (máx.)	1,00	11,50-13,50	Ni 1,00 (máx)
S41000	410X	0,16-0,21	1,00	0,04	0,030 (máx.)	1,00	11,50-13,50	Ni 1,00 (máx)
S41600	416	0,09-0,15	1,25	0,06	0,15-0,27	1,00	12,00-14,00	-
S41600	416 Mod	0,09-0,15	1,25	0,06	0,28-0,41	1,00	12,00-14,00	-
S42000	420A	0,16-0,25	1,00	0,04	0,030 (máx.)	1,00	12,00-14,00	Ni 1,00 (máx)
S42000	420B	0,26-0,35	1,00	0,04	0,030 (máx.)	1,00	12,00-14,00	Ni 1,00 (máx)
S42000	420 Mod	0,37-0,45	0,60	0,02	0,005 (máx.)	0,60	15,00-16,50	Mo 1,50-1,90; V 0,20-0,40; N 0,16-0,25
S42000	420X	0,36-0,41	1,00	0,04	0,030 (máx.)	1,00	12,00-14,50	Ni 1,00 (máx)
S42000	420C	0,42-0,50	1,00	0,04	0,030 (máx.)	1,00	12,50-14,50	Ni 1,00 (máx)
S42020	420F	0,30-0,40	1,25	0,06	0,20-0,34	1,00	12,50-14,00	Cu 0,60 (máx); Ni 0,50 (máx)
S42020	420F Mod	0,20-0,26	2,00	0,04	0,15-0,27	1,00	12,50-14,00	Mo 1,10-1,50; Ni 0,75-1,50
S42026	-	0,33-0,43	1,00	0,03	0,030 (máx)	1,00	12,50-14,50	Ni 1,00 (máx); Mo 0,8-1,2
S43100	431	0,20 (máx.)	1,00	0,04	0,030 (máx)	1,00	15,00-17,00	Ni 1,25-2,50
S44002	440A	0,60-0,75	1,00	0,04	0,030 (máx)	1,00	16,00-18,00	Mo 0,75 (máx)
S44003	440B	0,75-0,95	1,00	0,04	0,030 (máx)	1,00	16,00-18,00	Mo 0,75 (máx)
S4404	440C	0,96-1,20	1,00	0,04	0,030 (máx)	1,00	16,00-18,00	Mo 0,75 (máx)
S44020	440F	0,95-1,20	1,25	0,06	0,15-0,27	1,00	16,00-18,00	Cu 0,60 (máx); Ni 0,50 (máx)
S42010		0,15-0,30	1,00	0,04	0,03	1,00	13,50-15,00	Ni 0,35-0,85; Mo 0,40-0,85

## 2.5.2 ELEMENTOS DE LIGA NOS AÇOS INOXIDÁVEIS MARTENSÍTICOS DE INSTRUMENTAIS CIRÚRGICOS

A presença dos elementos de liga nos aços podem causar tanto alterações nas fases ou constituintes em equilíbrio, quanto na maneira e velocidade em que essas fases se formam. Pode, inclusive, modificar as características próprias das fases presentes. Nos aços temperados, os elementos de liga podem influenciar nas suas propriedades de três maneiras: produzindo alterações nas temperaturas de início ( $M_I$ ) e fim ( $M_F$ ) da transformação martensítica; aumentando a dureza da martensita; modificando a sua temperabilidade (COSTA E SILVA & MEI, 2010).

Segundo o ASM Metals Handbook (1990), os elementos de liga apresentam efeito sinérgico com o tratamento térmico realizado, produzindo diversas microestruturas e propriedades. Os efeitos de um único elemento são modificados pela influência de outros elementos. Tais inter-relações devem ser consideradas em mudanças realizadas na composição química dos aços. Separadamente, cada elemento de liga presente nos aços inoxidáveis martensíticos para instrumentos cirúrgicos apresenta as seguintes propriedades:

- a) Carbono: principal elemento de endurecimento dos aços, reduz a ductilidade e soldabilidade;
- b) Manganês: contribui com a resistência e dureza, reduz ductilidade e soldabilidade, melhora a qualidade de superfície;
- c) Fósforo: aumenta resistência e dureza, contribui com a usinabilidade;
- d) Enxofre: reduz a ductilidade transversal e a soldabilidade; somente limites máximos são especificados, pois prejudica a qualidade de superfície; promove a usinabilidade;
- e) Silício: um dos principais desoxidantes, porém prejudica a qualidade de superfície;
- f) Cromo: aumenta a resistência à corrosão e oxidação, a temperabilidade, a resistência em altas temperaturas, pode ser utilizado como elemento endurecedor;
- g) Níquel: reduz a taxa de resfriamento crítica, o que facilita o tratamento térmico; em combinação com o cromo, produz ligas com alta temperabilidade, grande resistência ao impacto e à fadiga;
- h) Molibdênio: induz o endurecimento secundário durante o revenido de aços temperados, reduz a suscetibilidade à fragilização por revenido;
- i) Cobre: aumenta a resistência à corrosão atmosférica; e

j) Vanádio: efetivo inibidor do crescimento de grão, porém possui efeitos adversos sobre a temperabilidade devido a seus carbonetos serem muito estáveis e difíceis de se dissolverem na austenita antes da têmpera.

### 2.5.3 TRATAMENTO TÉRMICO DOS AÇOS INOXIDÁVEIS MARTENSÍTICOS

Tratamentos térmicos podem ser definidos como operações de aquecimento e resfriamento controlados que visam modificar as características de aços e ligas especiais. Quando conjugados às etapas de conformação mecânica são chamados termomecânicos. Os tratamentos termoquímicos são aqueles que promovem a adição de elementos químicos por difusão na superfície do aço para aumentar a dureza e resistência ao desgaste da superfície. Os principais tratamentos térmicos são: recozimento, normalização, têmpera e revenimento, em que os três primeiros envolvem transformações de fase a partir da austenita, aplicando-se somente em aços transformáveis. O tratamento de revenimento é basicamente associado a aços temperados (COSTA E SILVA & MEI, 2010).

Vários parâmetros devem ser considerados para entender o tratamento térmico dos aços, como os efeitos dos teores de carbono, das adições de liga e das condições de têmpera. A dureza é uma propriedade mecânica fortemente relacionada ao teor de carbono e à microestrutura presente no aço. Diferentes tratamentos térmicos podem levar a diversos valores de dureza. A temperabilidade é uma propriedade do material dependente da composição química e constitui uma medida da profundidade na qual uma completa dureza pode ser obtida por ciclos de têmpera. Está relacionada à quantidade e tipos de elementos de liga. Os meios de têmpera são selecionados para fornecer taxas de resfriamento adequadas à produção de microestruturas e propriedades desejadas em aços tratados termicamente de formas e tamanhos diferentes. Variam de acordo com a sua efetividade. A água é um meio de têmpera bastante efetivo, porém há problemas relacionados à natureza oxidante e à tendência de produzir distorções excessivas e fratura do material. A salmoura produz um resfriamento mais rápido, porém tende a acelerar problemas de corrosão. Caso seja necessária uma taxa mais lenta de resfriamento, o óleo é o mais indicado, que gera menor distorção e menor probabilidade de fraturas. No entanto produz vapores, apresenta riscos de incêndio e é mais caro. Há também polímeros solúveis em água sendo desenvolvidos, que produzem resultados

uniformes e reproduzíveis, com taxas de resfriamento intermediárias entre a água e o óleo. Taxas menores de resfriamento podem ser obtidas com banhos de sais fundidos, com ar, areia, dentre outros (BLACK & KOHSER, 2008).

Para a obtenção do aço inoxidável martensítico é realizado o tratamento térmico de austenitização seguido por um resfriamento brusco (têmpera), para produzir uma estrutura cristalina tetragonal de corpo centrado conhecida como martensita. Esta estrutura cristalina fornece alta resistência ao material, como também uma baixa ductilidade (SHACKELFORD, 2008). Devido à alta dureza e fragilidade, dificilmente a martensita é utilizada apenas como temperada. O tratamento térmico de revenimento, que consiste em aquecer e manter por um tempo determinado o material numa temperatura abaixo daquela de austenitização, deve ser realizado logo após a têmpera com o objetivo de atingir valores adequados de resistência mecânica e tenacidade (COSTA E SILVA & MEI, 2010).

Na têmpera, durante a transformação de fases da austenita em martensita, ocorre um aumento de volume da liga e, por isso, as peças podem trincar devido ao desenvolvimento de tensões internas. Com o objetivo de melhorar a ductilidade e tenacidade da martensita no estado temperado, assim como aliviar tensões internas, é realizado um tratamento térmico de revenido que permite a formação da martensita revenida por processos de difusão. A microestrutura formada consiste de partículas extremamente pequenas de cementita dispersas numa matriz de ferrita. A martensita revenida é tão dura e resistente quanto a martensita, porém com ductilidade e tenacidade melhoradas pela fase contínua de ferrita. O tamanho das partículas de cementita é determinado pelo tratamento térmico de revenido; o aumento de temperatura acelera o processo de difusão do carbono e a taxa de crescimento das partículas de cementita. Este aumento do tamanho das partículas reduz a área de fronteiras entre cementita e ferrita, reduzindo a resistência do material (CALLISTER JR., 2008).

Os aços inoxidáveis martensíticos apresentam elevadíssima temperabilidade, alta resistência ao amolecimento no revenimento e boa resistência à corrosão/oxidação devido ao seu alto teor de cromo. A austenitização em temperaturas relativamente elevadas, entre 925 e 1070°C, é realizada para dissolver completamente os carbonetos e obter uma austenita uniforme. No entanto, em aços com alto teor de carbono, como o AISI 440, não é viável a completa solubilização de carbonetos durante a austenitização. Maiores teores de carbono aumentam a dureza e prejudicam a tenacidade e a soldabilidade. Adição de níquel como elemento de liga aumenta a tenacidade dos aços martensíticos, porém ao estabilizar a

austenita, não permite que ocorra a austenitização completa da liga (COSTA E SILVA & MEI, 2010).

A martensita é considerada uma microestrutura metaestável de fase única, formada por uma solução sólida supersaturada de carbono em ferrita  $\alpha$ . No revenido, força e dureza são sacrificadas para aumentar ductilidade e tenacidade. O excesso de átomos de carbono é rejeitado da solução quando a martensita é aquecida em temperaturas entre 100°C e 700°C, e a estrutura se modifica em direção a uma mistura de fases estáveis de ferrita e cementita. Essa decomposição da martensita em ferrita e cementita é dependente do tempo e temperatura, constituindo um fenômeno de difusão controlado com uma faixa contínua de estruturas intermediárias e transitórias. Assim, o reaquecimento do material permite a difusão, ocorrendo movimento em direção a uma microestrutura estável constituída por duas fases. Uma queda na temperatura pode cessar outra vez a difusão e bloquear as propriedades. Assim, uma diversidade de microestruturas e propriedades correspondentes pode ser produzida através dos tratamentos térmicos de têmpera e revenido em várias temperaturas. O produto dos processos de têmpera e revenido é conhecido como martensita revenida (BLACK & KOHSER, 2008).

CANDELARIA & PINEDO (2003) estudaram a influência dos tratamentos térmicos de têmpera e revenido na resistência à corrosão do aço inoxidável martensítico AISI420. Com esse objetivo, utilizaram a têmpera em óleo para as temperaturas de austenitização compreendidas entre 900°C e 1000°C por 1 hora. Tratamentos de revenido também foram utilizados para estudar a influência da precipitação de carbonetos. Observaram que a dureza aumentou conforme ocorreu o aumento das temperaturas de austenitização até 1050°C, e reduziu com o aumento das temperaturas entre 1050 e 1100°C. A resistência à corrosão foi influenciada pela temperatura de austenitização e, conseqüentemente, pela fração volumétrica de carbonetos. Concluíram que a taxa de cromo dissolvida na austenita é tão importante para a resistência à corrosão quanto as tensões internas desenvolvidas durante a transformação martensítica. O revenido é eficaz para reduzir as tensões e controlar a taxa de corrosão, selecionando tempo e temperatura apropriados. O tratamento térmico deve associar a dissolução de carbonetos secundários, nível de tensões internas e precipitação de carbonetos no revenido.

ISFAHANY *et al.* (2011) analisaram os efeitos da temperatura de austenitização e do revenido nas propriedades mecânicas e na resistência à corrosão eletroquímica baseados na mudanças da microestrutura. Foi realizado tratamento térmico em amostras de aço inoxidável

AISI420, utilizando as temperaturas de austenitização de 980°C, 1015°C e 1050°C por 30, 60 e 120 minutos, seguidas pelo revenido a 200°C por 1 hora. A maior dureza foi obtida na amostra austenitizada a 1050°C. Observaram que o total de carbonetos diminuiu com o aumento da temperatura de austenitização de 980 a 1050°C e que o tempo produziu pequeno efeito na microestrutura. A resistência à corrosão variou de acordo com a temperatura de austenitização, o que pode ser atribuída ao efeito de elementos dissolvidos tais como cromo e carbono. A melhor combinação de propriedades mecânicas foi obtida pela austenitização em 1050°C e revenido em 200°C por 60 minutos.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

A parte experimental do presente trabalho foi dividida em três partes, a saber:

- a) análise do desempenho das fresas utilizadas na preparação do sítio de inserção dos implantes;
- b) tratamento térmico e caracterização da matéria-prima; e
- c) análise das fresas cirúrgicas.

#### 3.1 ANÁLISE DO DESEMPENHO DAS FRESAS CIRÚRGICAS

O objetivo deste trabalho foi avaliar o desempenho das fresas para implantes em relação ao aquecimento do tecido ósseo durante as furações. Foram realizados dois tipos de ensaios *in vitro*: manualmente pelo mesmo operador e na máquina universal de ensaios sem a interferência do operador. Nestes ensaios determinou-se a influência da variação dos parâmetros de furação sobre a temperatura do osso circundante ao local do furo.

##### 3.1.1 PREPARO DAS AMOSTRAS DE OSSO

Nos ensaios de furação foi empregado fêmur bovino adquirido em abatedouro. O osso foi seccionado transversalmente em amostras com 20,0 mm de largura e suas epífises foram descartadas. A medula óssea e o perióstio foram removidos manualmente por raspagem (FIG. 3.1). Após o corte do fêmur, as amostras foram congeladas, em recipientes com água, na temperatura de -20°C para não ocorrer a sua deterioração.



**FIG. 3.1** - Amostra de osso cortical bovino usada na furação.

A escolha do fêmur bovino deveu-se à maior espessura de cortical óssea para possibilitar a simulação das condições mais críticas, que permitissem um maior aumento na temperatura. Trabalhos anteriores também utilizaram o fêmur bovino nos ensaios de furação (ABOUZGIA & SYMINGTON, 1996; BRISMAN, 1996; ABOUZGIA & SYMINGTON, 1997; REINGEWIRTZ *et al.*, 1997; CORDIOLI & MAJZOUN, 1997; FARIA *et al.*, 2005; CHACON *et al.*, 2006; MISIR *et al.*, 2009; FARIA *et al.*, 2012).

Foram confeccionados três canais na superfície externa do osso, recoberta anteriormente pelo perióstio. Esta localização foi adotada por levar em consideração a anisotropia do tecido ósseo em relação às suas propriedades térmicas (ABOUZGIA & JAMES, 1997). Somente amostras com cortical óssea de espessura superior a 10,0 mm foram utilizadas neste trabalho.

Para minimizar a variação das distâncias entre o canal central e os canais laterais correspondentes, foi empregado um gabarito em metal com dimensões de 20,0 x 10,0 x 2,0 mm. Neste gabarito foram produzidos três furos em linha reta usando-se a furadeira de bancada B13, marca Somar Máquinas e Equipamentos (Anápolis, Goiás).

Antes dos ensaios de furação, as amostras de osso cortical foram descongeladas na temperatura ambiente por duas horas. Em seguida, a amostra foi fixada a um torno de bancada, posicionado na furadeira manual, como mostra a FIG.3.2. Na amostra de osso cortical foram confeccionados três canais paralelos com o auxílio do gabarito metálico (FIG. 3.3b).

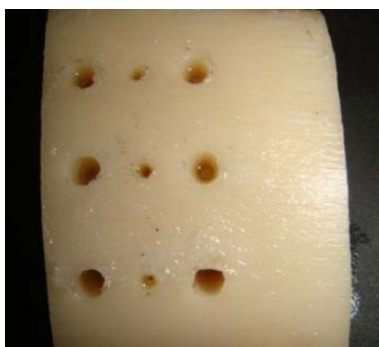




**FIG. 3.2** –Furadeira de bancada com a amostra de osso cortical fixada no torno de mesa.

O canal central foi preparado com uma fresa cilíndrica de 1,5 mm e os canais laterais, com a fresa cilíndrica de 2,5 mm, todos na mesma profundidade de 10,0 mm. O canal central foi confeccionado para substituir a furação inicial realizada com a fresa tipo lança na cirurgia. Os canais laterais foram usados para inserir os termopares.

Mostra-se na FIG. 3.3a uma das amostras contendo os orifícios dos canais. As distâncias entre cada grupo de 3 (três) canais foram mantidas em 10,0 mm. Estas amostras foram utilizadas nos ensaios manuais. Para os ensaios mecanizados, as amostras de osso cortical foram seccionadas com um arco de serra em blocos retangulares (30,0 mm x 20,0 mm x 10,0 mm), para serem fixadas ao torquímetro.



(a)



(b)

**FIG. 3.3** - Amostra de osso cortical com os canais preparados para os ensaios de furação (a) e gabarito metálico (b).

### 3.1.2 FRESAS UTILIZADAS NA FURAÇÃO

Os ensaios de furação foram realizados com protótipos de fresas de aço inoxidável usadas em cirurgias para a preparação do sítio de inserção de implantes dentais. As fresas foram produzidas pela empresa Conexão Sistemas de Prótese (Arujá, São Paulo).

As fresas foram separadas em 3 grupos, cada um contendo:

- a) 1 (uma) fresa helicoidal de 2,0 mm, 7-18: código 93920398; Lote 124161;
- b) 1 (uma) fresa helicoidal escalonada de 2,4/2,8 mm, 7-18: código 93928298; Lote 124227;
- c) 1 (uma) fresa helicoidal escalonada de 3,2/3,6 mm, 7-18: código 93936298; Lote 124423; e
- d) 1 (uma) fresa helicoidal escalonada de 3,8/4,2 mm, 7-18: código 93942298; Lote 123846.

Na FIG. 3.4 é apresentado o grupo de fresas helicoidais com diâmetros crescentes.



**FIG. 3.4** - Grupo de fresas helicoidais usadas em cirurgias para instalação de implantes dentais.

Antes dos ensaios, as fresas foram lavadas com acetona P.A. na lavadora ultrassônica Maxiclean 1400 UniqueGroup (Indaiatuba, São Paulo) para serem analisadas no microscópio eletrônico de varredura JSM 5800 LV JEOL (Tóquio, Japão). Foram observadas a geometria e a presença de possíveis defeitos no seu acabamento superficial.

### 3.1.3 ENSAIOS DE FURAÇÃO

Para os ensaios de furação foram utilizados 3 (três) grupos de fresas variando-se a velocidade de rotação e as condições de execução conforme mostrado na TAB. 3.1. Foram realizados dois tipos de ensaios de furação:

- a) manuais com controle de avanço realizado por um mesmo operador, e
- b) mecanizados com controle de avanço sem a interferência do operador.

Na TAB. 3.1, os 6 (seis) primeiros ensaios de furação dos grupos 1 e 2 e todos os ensaios do grupo 3 foram manuais. As demais furações foram mecanizadas. Os ensaios manuais ímpares dos três grupos de fresas foram realizados na velocidade de rotação de 1210 rpm e os ensaios manuais pares em 810 rpm.

**TAB. 3.1-** Ensaios de furação realizados com os três grupos de fresas.

Ensaio	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
1	1210 rpm	1210 rpm	1210 rpm
2	810 rpm	810 rpm	810 rpm
3	1210 rpm	1210 rpm	1210 rpm
4	810 rpm	810 rpm	810 rpm
5	1210 rpm	1210 rpm	1210 rpm
6	810 rpm	810 rpm	810 rpm
7	810 rpm	810 rpm	1210 rpm
8	810 rpm	810 rpm	810 rpm
9	1210 rpm	1210 rpm	1210 rpm
10	1210 rpm	1210 rpm	810 rpm
11	810 rpm	810 rpm	1210 rpm
12	1210 rpm	1210 rpm	810 rpm

Para avaliar a influência do número de usos das fresas na variação da temperatura no tecido ósseo, foram realizados manualmente 3 (três) ensaios com o grupo 1, 6 (seis) ensaios com o grupo 2 e 12 (doze) ensaios com o grupo 3. Estes ensaios estão destacados na TAB. 3.1. Foi suposto que a força de compressão e avanço de furação foram constantes nos ensaios manuais.

As furações foram realizadas em 10,0 mm de profundidade na cortical óssea bovina. Considerando que a espessura da cortical óssea dos maxilares humanos seja cerca de 2,5 mm,

cada furação foi considerada equivalente a quatro usos clínicos das fresas. Desta forma, os 3 (três) ensaios de furação realizados com controle manual com o grupo 1 foram equivalentes a 12 usos da mesma fresa; os 6 (seis) ensaios realizados com o grupo 2 de fresas foram equivalentes a 24 usos; e os 12 (doze) ensaios realizados com o grupo 3 de fresas foram equivalentes a 48 usos.

Novos 3 (três) ensaios manuais foram realizados com o grupo 1 somente com o objetivo de obter as mesmas condições de desgaste do grupo 2 e realizar os ensaios mecanizados com estes dois grupos de fresas.

Nas furações mecanizadas sem a interferência do operador, os ensaios 7 e 8 dos grupos 1 e 2 de fresas foram realizados com a velocidade de rotação de 810 rpm; os ensaios 9 e 10, em 1210 rpm. Em seguida, a última fresa foi substituída por uma fresa escalonada de mesmo diâmetro (3,8/4,2 mm), porém com menor ângulo de ponta para os ensaios 11 e 12. O ensaio 11 foi realizado na velocidade de 810 rpm e o ensaio 12, em 1210 rpm.

Em todos os ensaios, manuais e mecanizados, os termopares foram inseridos em duas profundidades diferentes nas amostras de osso cortical bovino (7,0 e 10,0 mm) para observar o efeito da profundidade de furação sobre a variação de temperatura.

### 3.1.3.1 ENSAIOS DE FURAÇÃO REALIZADOS PELO MESMO OPERADOR

Mostra-se na FIG. 3.5 o dispositivo usado nas furações manuais. A amostra de osso cortical foi fixada no torno de mesa, posicionado em uma bandeja de aço inoxidável, para coletar resíduos provenientes da furação.

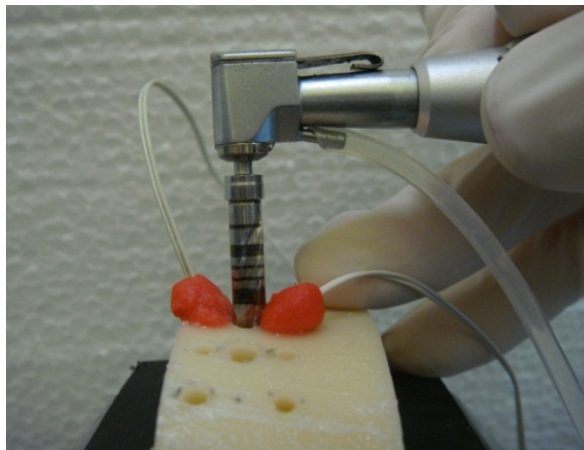
As variações da temperatura nas amostras de osso cortical durante a furação foram medidas em função do tempo com dois termopares conectados ao aparelho Xplorer GLX PS 2002 PASCO Scientific (California, EUA). Antes de cada ensaio mediu-se a distância entre as bordas internas dos canais laterais. Um termopar foi inserido na profundidade de 7,0 mm no canal lateral à esquerda do canal central e o outro inserido na profundidade de 10,0 mm no canal lateral à direita. Os termopares foram isolados no interior dos canais com cera Utility<sup>®</sup>, para que a irrigação não alterasse as medições.



**FIG.3.5** - Montagem do dispositivo empregado nos ensaios de furação manual.

Nas furações foi utilizado o motor cirúrgico Ômega MC101 Dentscler (Ribeirão Preto, São Paulo) e o contra-ângulo Anthogyr Instruments (Saclanches, França) com redução de 1:20, torque de 50 N.cm, irrigação com água destilada e controle de fluxo de 20 %.

Iniciou-se o ensaio de furação com a fresa helicoidal de 2,0 mm no canal central da amostra de osso cortical, com movimentos intermitentes até atingir a profundidade de 10,0 mm. Em seguida, utilizaram-se as fresas helicoidais escalonadas de 2,4/2,8 mm, 3,2/3,6 mm, 3,8/4,2 mm (FIG. 3.6).



**FIG.3.6** – Ensaio de furação manual realizado pelo mesmo operador.

O intervalo de tempo utilizado para a troca das fresas foi o mínimo necessário para evitar quedas bruscas nas temperaturas durante o ensaio. Ao longo de todo o ensaio, os tempos inicial e final de cada fresa foram registrados por um operador auxiliar.

Após cada ensaio de furação, as fresas foram escovadas e lavadas durante 15 minutos numa solução com partes iguais de detergente e água, na lavadora ultrassônica Maxiclean 1400 Unique Group (Indaiatuba, São Paulo). A seguir, as fresas foram esterilizadas na autoclave Instrument Care 12 litros Brasodonto Equipamentos Médicos e Odontológicos (Paulínia, São Paulo).

Foram realizados 4 (quatro) ciclos de esterilização uma vez que a profundidade de furação de 10,0 mm foi considerada equivalente a quatro usos clínicos. As esterilizações também foram incluídas nesta análise para simular as condições reais de uso das fresas para implantes.

Os dados obtidos pelo aparelho Xplorer GLX<sup>®</sup> foram transferidos para o computador e analisados graficamente utilizando o programa Data Studio<sup>®</sup>. Foram produzidas tabelas e gráficos com os dados gerados. Após os ensaios de furação de cada grupo, as fresas foram limpas em acetona P.A. na lavadora ultrassônica para posterior análise no MEV (microscópio eletrônico de varredura) em relação a sinais de desgaste e de corrosão.

### 3.1.3.2 ENSAIOS DE FURAÇÃO REALIZADOS SEM A INTERFERÊNCIA DO OPERADOR

Os ensaios de furação sem a interferência do operador foram realizados na máquina universal de ensaios EMIC DL 10000 (São José dos Pinhais, Paraná). O contra-ângulo Anthogyr Instruments (Saclanches, França) foi fixado na EMIC e acoplado ao motor cirúrgico Ômega MC101 Dentscler (Ribeirão Preto, São Paulo), com redução de 1:20 e torque de 50 N.cm.

Para medir o torque máximo durante a furação, a amostra de cortical óssea foi fixada ao torquímetro digital portátil TQ-8800 Lutron (Taipei, Taiwan) que, por sua vez, foi estabilizado em um torno de mesa (FIG. 3.7).

Foi verificada a influência do torque e da força aplicada na furação sobre a variação de temperatura no tecido ósseo, além de outros parâmetros como a velocidade de rotação, a profundidade da furação e o diâmetro das fresas.

Antes de cada ensaio foi medida a distância entre as bordas internas dos canais laterais. Em seguida, um termopar foi inserido na profundidade de 7,0 mm no canal lateral à esquerda

do canal central, e o outro foi inserido na profundidade de 10,0 mm no canal lateral à direita. Os termopares foram conectados ao aparelho Xplorer GLX<sup>®</sup> para as medições de temperaturas.



**FIG. 3.7** - Dispositivo mecânico preparado na máquina universal de ensaios para o ensaio de furação sem a interferência do operador.

Os ensaios de furação foram realizados no canal central até a profundidade de 10,0 mm e velocidade de avanço de 10 mm/min (FIG. 3.8). Em cada 3,0 mm de avanço da fresa, realizou-se um recuo de 1,0 mm para prosseguir com novo avanço.

Utilizou-se a mesma sequência de fresas empregada nos ensaios de furação manuais. Nestes ensaios não houve irrigação e nem a esterilização das fresas. Durante o ensaio, os tempos inicial e final de cada fresa foram anotados por um operador auxiliar, assim como o torque máximo fornecido pelo torquímetro.

A máquina universal de ensaios gerou dados referentes ao avanço da fresa e a força de compressão aplicada nas fresas. O aparelho Xplorer GLX<sup>®</sup> produziu gráficos temperatura/tempo para as duas profundidades dos termopares. Os dados foram transferidos e analisados no computador. O mesmo procedimento de limpeza das fresas após todos os

ensaios realizados pelo mesmo operador foi utilizado após os ensaios realizados sem a interferência do operador, para posterior análise no MEV.



**FIG. 3.8** - A amostra de osso cortical bovino fixada ao torquímetro para os ensaios de furação na EMIC.

### 3.1.4 METODOLOGIA DA ANÁLISE DOS RESULTADOS

Para fins de análise dos resultados dos ensaios de furação foi realizada uma inferência estatística utilizando o programa MINITAB, com base em modelos de planejamento de experimentos. Segundo MONTGOMERY & RUNGER (2003), esses modelos fundamentam-se na análise de variância. Assim foi possível identificar o grau de relacionamento entre a variável dependente, isto é, variação de temperatura, e os diversos fatores que constituem as variáveis independentes.

No caso dos ensaios manuais realizados pelo mesmo operador, a velocidade de rotação, o diâmetro das fresas, a profundidade dos termopares e o número de usos foram os fatores; e no caso dos ensaios realizados sem a interferência do operador, as variáveis independentes foram: o torque máximo, a força máxima, a velocidade de rotação, o diâmetro das fresas e a profundidade dos termopares.

Além disso, todos os resultados foram analisados utilizando interpretações com o uso de histogramas, ou seja, a variação média de temperatura e taxa média de variação de temperatura em relação aos parâmetros supracitados.



Nos ensaios realizados na máquina universal de ensaios (EMIC), foi realizado um ajustamento da curva temperatura em função do tempo para obter melhor modelagem matemática para a curva de resfriamento obtida após cada ensaio de furação.

### 3.2 TRATAMENTO TÉRMICO E CARACTERIZAÇÃO DA MATÉRIA-PRIMA

Para complementar a análise do desempenho das fresas, amostras da matéria-prima usada na fabricação das fresas foram submetidas a tratamentos térmicos de têmpera e revenido para a análise da influência na sua microestrutura e dureza.

#### 3.2.1 PREPARO DAS AMOSTRAS

Amostras de aço inoxidável martensítico ASTM F899 UNS S42010 fornecidas pela empresa Conexão Sistemas de Prótese (Arujá, São Paulo) foram utilizadas para esse estudo. O lote de número C110045 (código 0003489) foi recebido na forma de barras de 4,76 mm de diâmetro e 15,0 a 20,0 mm de comprimento.

A composição química das amostras foi analisada pela empresa BiorTechnologies do Brasil Ltda (Sorocaba, São Paulo), que forneceu os certificados de qualidade de número 668/11 e de origem número 713854 (TAB. 3.2). De acordo com o Laudo, as amostras estavam recozidas com dureza de 89 HRB.

**TAB. 3.2** - Composição química em % do aço inoxidável ASTM F899 UNS S42010 fornecido pela empresa Conexão Sistemas de Prótese.

C	Cu	P	Mo	Ni	Cr	Mn	Si	S
0,23	0,07	0,02	0,55	0,61	14,3	0,37	0,35	0,001

Foram utilizadas treze barras redondas de aço inoxidável martensítico para o tratamento térmico. Cada barra de aço inoxidável foi seccionada em duas partes iguais com um arco de serra, que resultou num total de vinte e seis amostras.

### 3.2.2 TRATAMENTO TÉRMICO

Antes do tratamento térmico, duas amostras de aço inoxidável foram separadas para serem analisadas como recebidas quanto à microestrutura e dureza, sendo denominadas  $T_0$ . As amostras restantes foram divididas em três grupos de oito amostras:

- $T_1$  : austenitização a  $1000^{\circ}\text{C}$ ;
- $T_2$ : austenitização a  $1020^{\circ}\text{C}$ ; e
- $T_3$ : austenitização de  $1030^{\circ}\text{C}$ .

Os tratamentos térmicos de têmpera e revenido foram realizados no forno F-3000 3P-S, EDG Equipamentos e Controles Ltda (São Carlos, São Paulo), regulado a uma taxa de aquecimento de  $15^{\circ}\text{C}/\text{minuto}$ . Para a aferição mais rigorosa da temperatura, um termopar tipo K de Chromel-Alumel foi inserido no forno na região próxima à amostra e conectado externamente a um milivoltímetro (ECB), conforme mostrado na FIG. 3.9.



**FIG. 3.9** - Equipamento utilizado para o tratamento térmico das amostras de aço inoxidável.

Após a homogeneização da atmosfera do forno em 1000°C, as amostras de aço inoxidável do grupo T<sub>1</sub> foram colocadas no forno sobre um cadinho de cerâmica. Após o fechamento do forno, aguardou-se o retorno à temperatura de austenitização programada, na qual as amostras permaneceram durante 30 minutos. Em seguida, as amostras foram retiradas do forno e resfriadas durante 3 minutos com um jato de ar frio proveniente de um secador convencional. O mesmo procedimento foi realizado para as amostras dos grupos T<sub>2</sub> e T<sub>3</sub>, austenitizadas em 1020°C e 1030°C, respectivamente.

Conforme mostrado na TAB. 3.3, cada grupo de austenitização foi dividido em quatro subgrupos com duas amostras para o tratamento térmico de revenido: sem revenido (R<sub>0</sub>), revenido a 160°C (R<sub>1</sub>), revenido a 180°C (R<sub>2</sub>) e revenido a 200°C (R<sub>3</sub>). Após o aquecimento na temperatura de revenido por um período de duas horas, as amostras foram resfriadas lentamente ao ar livre.

**TAB. 3.3** - Divisão dos grupos de amostras de aço inoxidável para o tratamento térmico.

Temperaturas de austenitização	Sem Revenido (R <sub>0</sub> )	Revenido a 160°C (R <sub>1</sub> )	Revenido a 180°C (R <sub>2</sub> )	Revenido a 200°C (R <sub>3</sub> )
T <sub>1</sub> = 1000°C	T <sub>1</sub> R <sub>0</sub>	T <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	T <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	T <sub>1</sub> R <sub>3</sub>
T <sub>2</sub> = 1020°C	T <sub>2</sub> R <sub>0</sub>	T <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	T <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	T <sub>2</sub> R <sub>3</sub>
T <sub>3</sub> = 1030°C	T <sub>3</sub> R <sub>0</sub>	T <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	T <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	T <sub>3</sub> R <sub>3</sub>

### 3.2.3 ANÁLISE MICROESTRUTURAL

A metalografia foi utilizada para a análise da microestrutura em microscopia óptica e eletrônica das amostras de aço inoxidável no estado como recebida (recozida) e das amostras que sofreram tratamento térmico. Para tanto, as amostras foram embutidas em resina acrílica autopolimerizante da marca Jet, para serem submetidas posteriormente ao lixamento e polimento.

Fez-se a análise das seções transversal e longitudinal das amostras.

O preparo das amostras para a metalografia foi realizado conforme previsto na norma ASTM E3-11. O lixamento inicial com a lixa de número 120, seguido pelas lixas 220, 400, 600 e 1200. Na troca de lixas foi realizada a limpeza das amostras com detergente e água para não haver contaminação com os grânulos da lixa anterior.

Após o lixamento com a lixa de número 1200, foi realizada uma limpeza com detergente e água e lavagem com álcool absoluto para posterior secagem das amostras com ar quente. O ar quente não incidiu diretamente sobre as amostras de aço inoxidável, mas sim numa direção quase paralela à superfície das mesmas, para evitar danos ao material. Para o armazenamento das amostras e evitar a oxidação, utilizou-se um dissecador com vácuo.

O polimento foi realizado com as pastas diamantadas nas granulções de 15, 6, 3 e 1  $\mu\text{m}$ , nesta ordem. Para cada granulometria foi utilizado um pano de polimento específico da marca Arotec<sup>®</sup> (Cotia, São Paulo). Os panos de polimento foram lubrificados somente com álcool, sem a presença de água. Na substituição para a pasta diamantada de granulometria imediatamente inferior, as amostras foram giradas em 90°C. Após o polimento em cada pasta diamantada foi realizada a limpeza com detergente e água, lavagem com álcool absoluto e secagem com ar quente de um soprador térmico. Os discos de polimento utilizados em cada pasta diamantada foram armazenados em caixas separadas para evitar possíveis contaminações entre eles.

Logo após o polimento com a pasta diamantada de 1  $\mu\text{m}$ , a limpeza dos resíduos com detergente e água, lavagem com álcool absoluto e secagem com ar quente, realizou-se o ataque químico por imersão. O ataque químico foi realizado conforme a norma ASTM E407-97.

O ataque químico escolhido para a metalografia deste aço foi a solução de Kalling (60 ml de etanol P.A., 40 ml de ácido clorídrico e 2,0 g de cloreto cúprico). A sequência de adição dos componentes químicos mostrou ser um fator muito importante para a revelação da microestrutura. Inicialmente o etanol foi misturado com o ácido clorídrico em um becker de vidro. Em seguida, acrescentou-se o cloreto cúprico e foi homogeneizada a solução. A solução permaneceu ativa por um período máximo de uma semana em frasco de vidro âmbar com tampa de plástico.

Durante a imersão nesta solução, realizou-se o agitação da amostra durante um período de tempo de cerca de 40 segundos, até a perda do polimento da superfície. Houve o cuidado para que a amostra não tocasse no fundo do recipiente. Após este procedimento, a amostra foi lavada com bastante água corrente e detergente para remoção do ataque químico. Depois foi umedecida com álcool absoluto para a secagem com ar quente de um soprador térmico.

As amostras foram analisadas no microscópio óptico Axiovert 40 MAT Carl Zeiss S.A. (Jena, Alemanha), acoplado a câmera fotográfica Powershot A640 Canon (Tóquio, Japão), para aquisição das imagens. O arquivamento e processamento das imagens foram realizados

através do programa denominado Axiovision<sup>®</sup> instalado no computador. Em seguida, foram realizadas as análises das imagens e microanálise com EDS no microscópio eletrônico de varredura JSM 5800 LV JEOL (Tóquio, Japão).

#### 3.2.4 ENSAIO DE DUREZA VICKERS

As durezas dos corpos-de-prova com as superfícies polidas e paralelas entre si foram determinadas no microdurômetro Micromet 2003 (Buehler, Illinois, EUA). O equipamento fornece valores de dureza Vickers (HV) e Rockwell C (HRC). Este ensaio é preconizado pela Norma ASTM E92:2003 e foi realizado com uma carga de 200 gramas-força aplicada durante 15 segundos.

Os resultados apresentados foram referentes à média de cinco determinações para cada seção, transversal e longitudinal, num total de dez determinações por cada corpo-de-prova. Estes resultados foram analisados em gráficos, em que a dureza foi relacionada com as temperaturas de austenitização e de revenido das amostras.

### 3.3 ANÁLISE DA FRESA CIRÚRGICA

Após todos os ensaios de furação, fez-se a análise da microestrutura e determinou-se a dureza da fresa helicoidal escalonada de 3,8/4,2 mm do grupo 3. O objetivo foi comparar as durezas das amostras da matéria-prima submetidas a diferentes tratamentos térmicos com a dureza da fresa.

A microestrutura foi analisada no microscópio óptico e os resultados dos ensaios de dureza apresentados foram referentes à média de dez determinações para o corpo-de-prova. Além disso, determinou-se o ângulo de ponta das fresas para verificar a sua influência sobre na variação da temperatura durante a furação.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1 ANÁLISE DO DESEMPENHO DAS FRESAS CIRÚRGICAS

O desempenho das fresas foi avaliado em ensaios de furação de osso bovino realizados pelo mesmo operador e em ensaios de furação sem a interferência do operador. Nestes ensaios determinou-se a variação da temperatura do osso, da força de avanço e do torque. Os resultados estão apresentados nesta seção.

As distâncias entre os termopares inseridos a 7,0 e a 10,0 mm de profundidade são mostradas na TAB. 4.1.

**TAB. 4.1** – Distância entre os termopares nos ensaios de furação em cada grupo de fresas.

Ensaio	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
	Distância (mm)		
1	7,12	7,14	7,23
2	7,18	7,21	7,23
3	7,39	7,28	7,35
4	7,46	7,40	7,52
5	7,06	7,03	7,27
6	7,13	7,12	7,44
7	7,43	7,34	7,44
8	7,52	7,49	7,06
9	7,67	7,77	7,22
10	7,55	7,36	7,08
11	7,77	7,37	7,27
12	7,71	7,63	7,18
Média	7,42	7,35	7,27
Desvio padrão	0,24	0,21	0,14

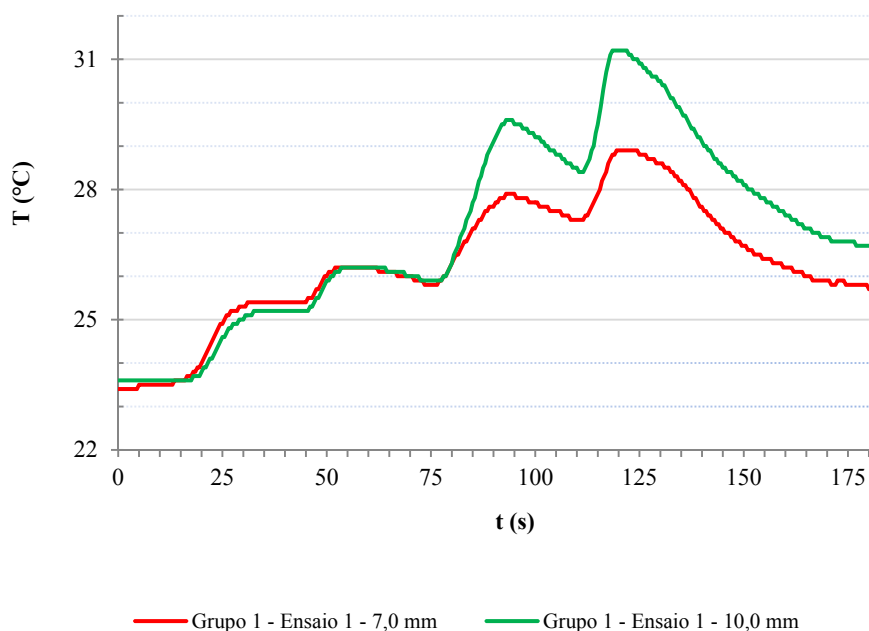
Pode-se observar que houve uma pequena variação na distância entre os termopares, mesmo com o emprego do gabarito para a confecção dos canais. A média de todas as distâncias entre os termopares foi de 7,35 mm e do desvio padrão foi de 0,20 mm.

Para verificar a distância entre os termopares e o local da furação após o ensaio com a última fresa, subtraiu-se do valor médio o maior diâmetro da última fresa usada na furação (4,2 mm). Assim, verificou-se que os termopares foram inseridos, a uma distância média de 1,5 mm do furo central produzido após o ensaio. Esta mesma distância entre os termopares e o local da furação foi também adotada por RASHAD *et al.* (2011).

#### 4.1.1 ENSAIOS DE FURAÇÃO REALIZADOS PELO MESMO OPERADOR

Nos ensaios manuais realizados pelo mesmo operador, as fresas usadas para preparar o leito cirúrgico para a inserção dos implantes foram avaliadas quanto ao seu desempenho variando-se a velocidade de rotação, diâmetro das fresas, profundidade de inserção dos termopares e número de usos.

Ao término de cada ensaio de furação, obteve-se um gráfico temperatura (°C) versus tempo (s) de furação, o qual foi gerado pelo aparelho Xplorer GLX<sup>®</sup> e convertido para o programa Excel, como pode ser visto na FIG. 4.1.



**FIG. 4.1** – Variação da temperatura com o tempo de furação do 1º ensaio do grupo 1 de fresas, com velocidade de rotação de 1210 rpm.

Este gráfico corresponde ao 1º ensaio realizado com as fresas do grupo 1, na velocidade de rotação de 1210 rpm. Pode-se observar as variações de temperatura ocorridas a 7,0 e a 10 mm de profundidade de inserção dos termopares.

A temperatura máxima ocorreu durante a furação ou logo após o ensaio. Desta forma, o 1º pico corresponde à fresa de 2,0 mm; o 2º pico à fresa de 2,4/2,8mm; o 3º pico à fresa de 3,2/3,6 mm e o 4º pico à fresa de 3,8/4,2 mm. Pode ser verificado que as maiores variações de temperatura ocorreram na profundidade de 10,0 mm.

A seguir, os resultados destes ensaios de furação serão analisados através de análise estatística e análise no MEV.

#### 4.1.1.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos com os ensaios de furação são mostrados nos histogramas das FIG. 4.2 a 4.7. Além das variações de temperaturas no osso ( $\Delta T = \text{temperatura final} - \text{temperatura inicial}$ ), foram calculadas as taxas de aquecimento, isto é, a variação da temperatura em função do tempo de furação ( $\Delta T / \Delta t$ ).

Nas FIG. 4.2 a 4.4 podem-se observar as taxas médias das variações das temperaturas em função dos grupos, velocidades de rotação, diâmetros das fresas e profundidade dos termopares. Com base nos resultados das taxas pode ser analisada a influência do tempo do ensaio sobre a variação de temperatura.

Observa-se na FIG. 4.2 que a taxa média de variação de temperatura é maior na profundidade de 10,0 mm, em todos os três grupos de fresas. Em relação aos grupos de fresas, de acordo com a metodologia descrita no Capítulo 3, o grupo 1 corresponde a 12 usos, o grupo 2, a 24 usos e o grupo 3, a 48 usos.

A maior taxa média de variação de temperatura ocorreu no grupo 3, principalmente na profundidade de 10,0 mm, com um valor acima de 0,09 °C/s. Entre os grupos 1 e 2 não foi observado uma diferença significativa em suas taxas, embora o grupo 2 tenha apresentado uma taxa ligeiramente menor que o grupo 1, em ambas profundidades.



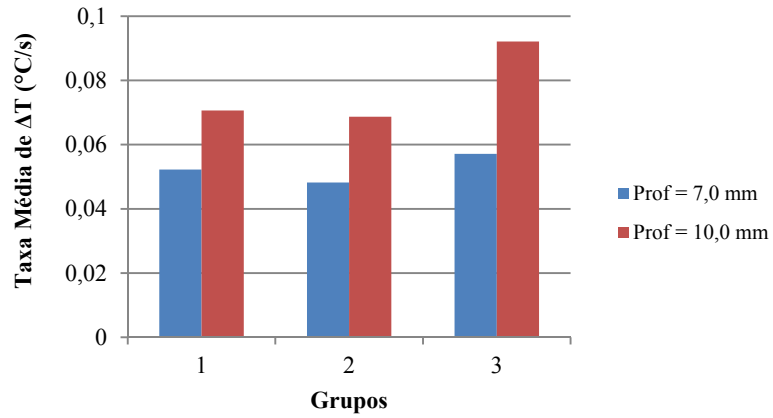


FIG. 4.2 – Taxa média de variação de temperatura do osso para os três grupos de fresas.

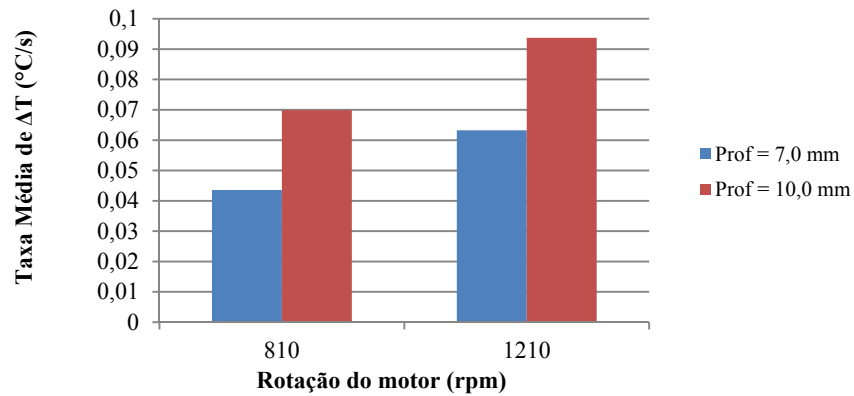


FIG. 4.3 – Taxa média de variação de temperatura do osso em função da velocidade de rotação da fresa.

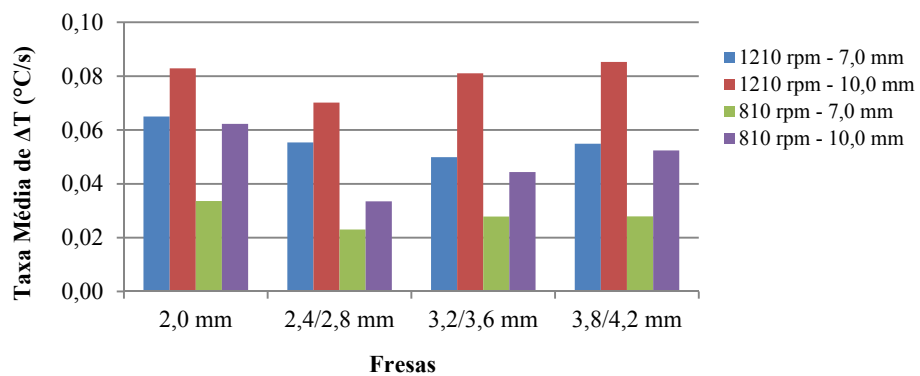


FIG. 4.4 – Taxa média de variação de temperatura do osso em função do diâmetro da fresa para cada profundidade dos termopares e velocidade de rotação das fresas.

De forma análoga à FIG. 4.2, também foi observado na FIG. 4.3 que a taxa média de variação de temperatura é maior na profundidade de 10,0 mm do que em 7,0 mm, nas duas velocidades de rotação das fresas de 1210 e 810 rpm. É importante notar neste gráfico que a maior taxa média de variação de temperatura ocorre na velocidade de rotação de 1210 rpm, nas duas profundidades.

Pode-se observar na FIG. 4.4 a relação entre a taxa média de variação de temperatura do osso e o diâmetro da fresa, para cada profundidade de inserção dos termopares e velocidade de rotação das fresas. Verifica-se que as maiores taxas médias de variação de temperatura ocorreram na velocidade de rotação 1210 rpm, profundidade de 10,0 mm e fresas de 3,8/4,2 mm, seguida com pouca diferença no emprego das fresas de 2,0 mm, 2,4/2,8 mm e 3,2/3,6 mm.

Mostra-se nas FIG. 4.5 a 4.7 as variações médias das temperaturas para os 3 grupos, velocidades de rotação, diâmetros das fresas e profundidade dos termopares, sem a influência do tempo dos ensaios.

Ao estabelecer uma comparação entre os resultados dos gráficos de taxa média de variação de temperatura e de variação média de temperatura, pode-se observar que ocorreu um comportamento similar entre as FIG. 4.3 e 4.6. Tanto as taxas de aquecimento quanto as variações médias de temperatura são maiores na velocidade de rotação de 1210 rpm e na profundidade dos termopares de 10,0 mm.

O maior aquecimento do osso ocorrido com as maiores velocidades de rotação das fresas utilizadas em ensaios de furação também foi verificado por BRISMAN (1996) e REINGEWIRTZ *et al.* (1997). Semelhantemente, as temperaturas máximas observadas nas maiores profundidades de inserção dos termopares foram também constatadas por CORDIOLI & MAJZOUB (1997), MISIR *et al.*(2009) e SUMER *et al.*(2011).

Os resultados obtidos no presente trabalho, em relação à variação de temperatura, estão coerentes com os existentes na literatura. Por exemplo, no ensaio com refrigeração e velocidade de rotação de 1210 rpm, o aumento médio da temperatura na profundidade de 10,0 mm foi de 1,51°C. FARIA *et al.* (2012) encontraram aumento de temperatura de 1,46°C com a velocidade de rotação de 1200 rpm. Igualmente estes pesquisadores observaram que o aumento da velocidade de rotação provocou o aumento do aquecimento.

Comparando-se os resultados mostrados nas FIG. 4.5 e 4.7 com os das FIG. 4.2 e 4.4, pode-se observar um comportamento diferente em relação às taxas médias de variações de temperaturas em função dos grupos e diâmetros das fresas.

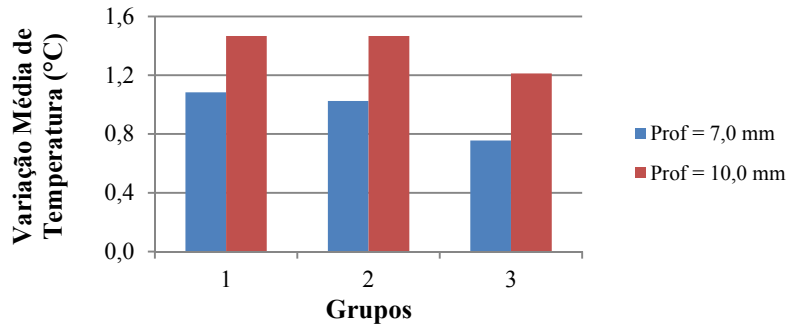


FIG. 4.5 – Variação média de temperatura do osso para os três grupos de fresas.

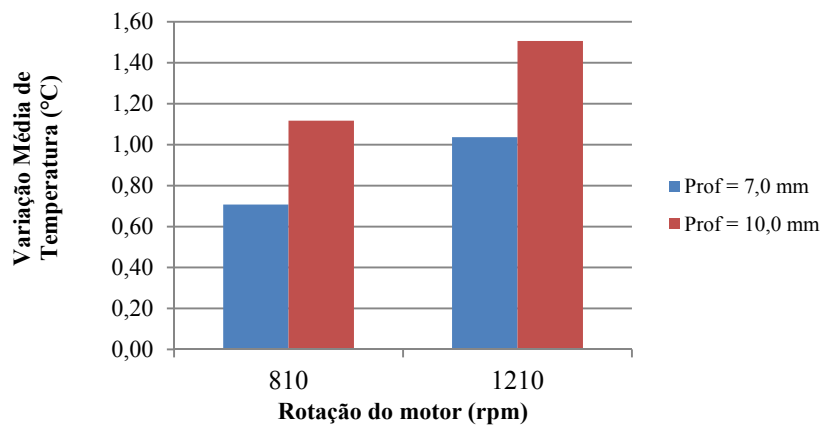


FIG. 4.6 – Variação média de temperatura em função da velocidade de rotação da fresa.

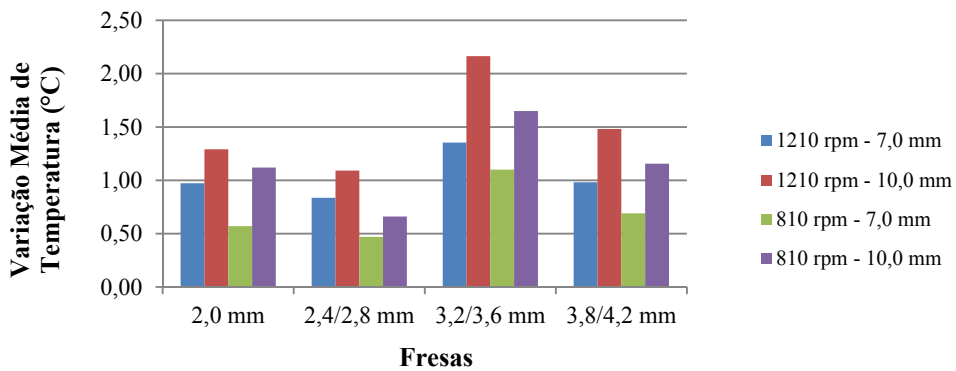
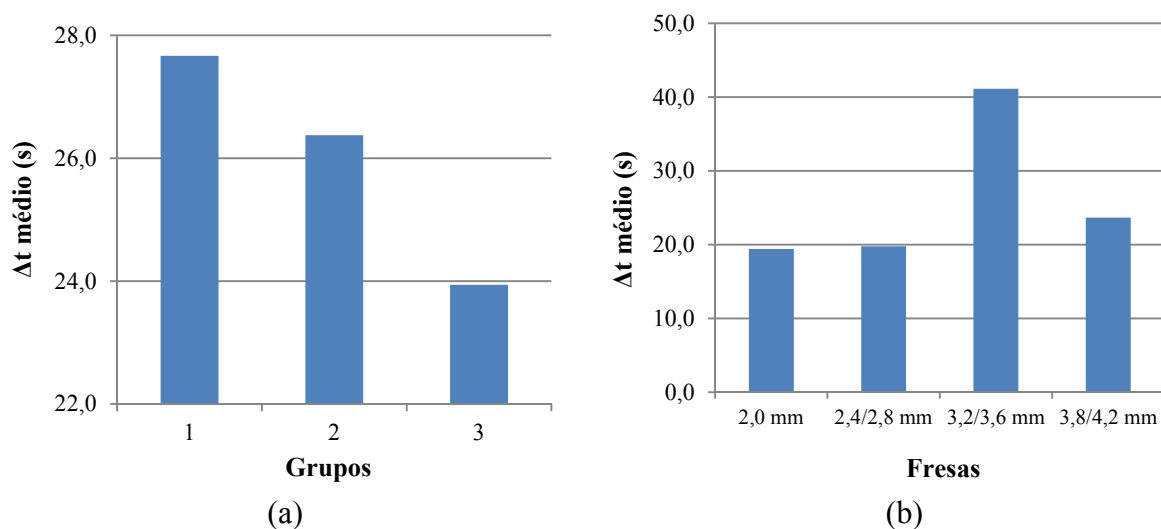


FIG. 4.7 – Variação média de temperatura em função do diâmetro da fresa para cada profundidade dos termopares e velocidade de rotação das fresas.

Mostra-se no gráfico da FIG. 4.5 a variação média de temperatura por grupo de fresas, ou seja, por número de usos. Neste gráfico, as maiores variações de temperatura ocorreram nos grupos 1 e 2. Já o grupo 3 apresentou as menores variações, apesar do maior número de usos.

Era esperado que o aumento do número de usos e de ciclos de esterilização das fresas aumentassem a temperatura do osso na região circunvizinha ao local do furo. No entanto, este comportamento não foi observado. Possivelmente, as menores variações de temperaturas do grupo 3 são justificadas pelo maior número de ensaios de furação, o qual proporcionou um maior treinamento ao operador. Quando estas variações de temperaturas são divididas pelos tempos dos ensaios, que apresentaram os menores valores entre os grupos (FIG. 4.8a), obtêm-se as maiores taxas médias de variação de temperatura, observadas na FIG. 4.2.

Mostra-se na FIG. 4.7 a variação média de temperatura em função do diâmetro das fresas. A furação com a fresa 3,2/3,6 mm induziu os maiores índices de aquecimento nas duas velocidades de rotação e profundidades dos termopares. Este mesmo resultado não foi verificado em relação à taxa de aquecimento (FIG. 4.4). Isto ocorre devido ao fato de que a fresa 3,2/3,6 mm apresentou não somente a maior variação média de temperatura, como também o maior tempo médio de ensaio, conforme mostra a FIG. 4.8b. Desta forma, ocorre aproximação dos valores médios de taxa desta fresa com as demais fresas analisadas.



**FIG. 4.8** – Variação média do tempo de furação para cada grupo (a) e diâmetro de fresa (b).

A análise dos valores máximos de variação de temperatura durante os ensaios de furação mostram que a maior variação de temperatura foi detectada com a fresa de 3,2/3,6 mm com o termopar inserido a 10,0 mm de profundidade (TAB. 4.2). Apesar da maior variação de

temperatura ter sido de 4,3°C, quando acrescida à temperatura interna do corpo humano (37°C), a temperatura final não ultrapassa 47°C durante 1 minuto, a partir da qual podem ocorrer lesões irreversíveis ao tecido ósseo (ERIKSSON & ALBREKTSSON, 1983).

Note que a temperatura de 47°C somente seria ultrapassada em uma situação hipotética em que, num mesmo ensaio de furação, ocorressem todas as variações máximas de temperatura por fresa e não houvesse tempo suficiente para resfriamento durante a substituição das fresas. Os patamares de variação de temperatura da FIG. 4.1 seriam sempre crescentes. Nesta situação hipotética, a soma dos valores máximos de aquecimento na preparação de um único furo, na profundidade de 10,0 mm, poderia aumentar a temperatura em 12,3°C. A temperatura final atingiria 49,3°C, considerada prejudicial às células do tecido ósseo. Porém, isto não ocorre na prática durante uma cirurgia para instalação de implantes osseointegráveis.

Na TAB. 4.2, foi observado que nenhuma variação máxima de temperatura obtida na preparação de qualquer um dos furos, acrescida à temperatura de 37°C, pode alcançar a temperatura nociva de 47°C, nestes ensaios de furação realizados pelo mesmo operador e com emprego de refrigeração.

**TAB. 4.2** – Valores máximos detectados nas variações de temperatura do osso durante o emprego das fresas nas profundidades de 7,0 e 10,0 mm (°C).

Fresas/ Prof.	2,0 mm	2,4/2,8 mm	3,2/3,6 mm	3,8/4,2 mm	Total
7,0 mm	2,0	1,9	3,2	2,8	9,9
10,0 mm	2,7	1,9	4,3	3,4	12,3

Em outra análise realizada por ensaio, a variação de temperatura ocorrida entre a temperatura máxima da última fresa e a temperatura inicial do ensaio, nas profundidades de 7,0 e 10,0 mm dos termopares, pode ser vista na TAB. 4.3.

Pode-se observar que a maior variação da temperatura ocorreu durante o primeiro ensaio usando o grupo 2 de fresas. As variações de temperatura máximas nas profundidades de 7,0 e 10,0 mm foram de 7,4 e 8,4°C, respectivamente. Estes valores, se acrescidos à temperatura de 37°C do corpo humano, resultariam nas respectivas temperaturas de 44,4 e 45,4°C, que não atingiriam também a temperatura de 47°C danosa às células ósseas.

**TAB. 4.3** – Variação de temperatura ( $\Delta T$ ) entre  $T_{m\acute{a}x}$  da última fresa e  $T_0$  do ensaio ( $^{\circ}C$ ) nas profundidades de 7,0 e 10,0 mm por ensaio.

Grupo	Ensaio	7,0 mm	10,0 mm
1	1	5,5	7,8
	2	1,1	1,9
	3	2,9	4,0
2	1	7,4	8,4
	2	2,7	3,2
	3	1,8	2,3
	4	1,1	2,2
	5	2,7	3,5
	6	3,0	5,8
3	1	3,8	5,3
	2	0,7	1,1
	3	1,1	2,5
	4	0,3	1,3
	5	2,2	4,4
	6	2,3	3,4
	7	2,8	5,3
	8	1,9	3,8
	9	4,1	4,7
	10	2,8	4,1
	11	2,8	3,6
	12	2,5	3,6

Com os resultados de variação de temperatura dos ensaios de furação manuais, realizados com a influência do operador, foi realizada uma análise inferencial estatística com o programa MINITAB. Assim, foi possível identificar o grau de relacionamento linear entre a variável dependente, isto é, variação de temperatura, e os diversos fatores que constituem as variáveis independentes, que são: a velocidade de rotação, o diâmetro das fresas, a profundidade dos termopares e o número de usos.

Com esta finalidade, definiram-se as seguintes variáveis aleatórias:

- a) Grupo: número de usos;
- b) Ensaio: velocidades de rotação;
- c) Fresa: diâmetro das fresas; e
- d) Profundidade: profundidade de inserção dos termopares.

As variáveis aleatórias definidas estão apresentadas na TAB. 4.4.

**TAB. 4.4** – Variáveis aleatórias para a análise de variância para os ensaios manuais.

Fator	Tipo	Níveis	Valores	Unidade
Grupo	fixa	3	12, 24 ou 48	usos
Ensaio	fixa	2	810 ou 1210	rpm
Fresa	fixa	4	2,0; 2,4/2,8; 3,2/3,6 ou 3,8/4,2	mm
Profundidade	fixa	2	7,0 ou 10,0	mm
Temperatura			variável	°C

Em seguida, foi realizada a análise estatística obtendo-se os resultados que estão mostrados na TAB. 4.5, onde DF significa grau de liberdade, Seq SS é a soma dos quadrados, Adj SS é a soma dos quadrados ajustada, Adj MS é a média da soma dos quadrados ajustada, F é a função Snedecor e P é o valor da significância.

Observe que na TAB. 4.5 foram analisadas as influências das quatro variáveis aleatórias tomadas uma a uma, duas a duas, três a três e quatro a quatro. Esta análise visa obter a relação e a dependência estatística de cada uma das variáveis e associações.

**TAB. 4.5** – Análise de variância realizada no programa MINITAB para os ensaios manuais.

Fonte	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Grupo	2	3,442	4,1885	2,0943	5,74	0,004
Ensaio	1	5,6266	4,8039	4,8039	13,18	0,000
Fresa	3	14,4479	13,5815	4,5272	12,42	0,000
Profundidade	1	8,7771	5,4652	5,4652	14,99	0,000
Grupo*Ensaio	2	0,3036	0,3036	0,1518	0,42	0,660
Grupo*Fresa	6	9,1072	8,0045	1,3341	3,66	0,002
Grupo*Profundidade	2	0,0507	0,0509	0,0254	0,07	0,933
Ensaio*Fresa	3	0,5895	0,5752	0,1917	0,53	0,665
Ensaio*Profundidade	1	0,0121	0	0	0	0,998
Fresa*Profundidade	3	1,1405	0,7971	0,2657	0,73	0,537
Grupo*Ensaio*Fresa	6	6,484	6,484	1,0807	2,96	0,010
Grupo*Ensaio*Profundidade	2	0,1158	0,1158	0,0579	0,16	0,853
Grupo*Fresa*Profundidade	6	0,3738	0,4375	0,0729	0,2	0,976
Ensaio*Fresa*Profundidade	3	0,5429	1,0273	0,3424	0,94	0,424
Grupo*Ensaio*Fresa*Profundidade	6	1,0463	1,0463	0,1744	0,48	0,823
Erro	120	43,7483	43,7483	0,3646		
Total	167	95,8083				

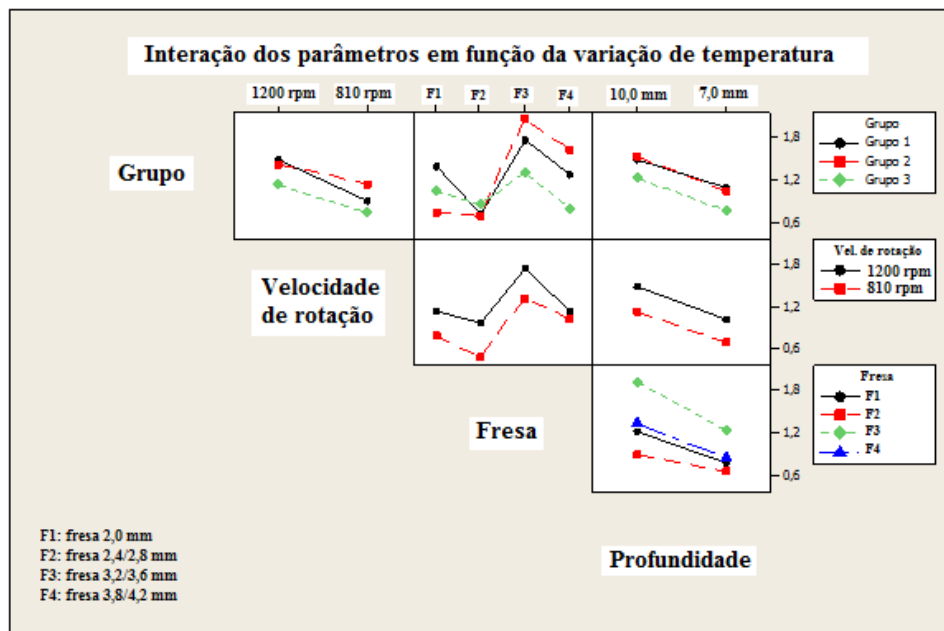
Admitindo um erro estatístico de 5,0 %, ou seja,  $P \leq 0,05$ , pode-se concluir que todos os fatores tomados individualmente foram significantes. Além disso, o teste de hipótese Grupo\*Fresa obteve um valor de P igual a 0,002 (0,2 %), sendo a única combinação de dois

fatores que possui dependência estatística. Do mesmo modo, o teste de hipótese Grupo\*Ensaio\*Fresa obteve um valor de P igual a 0,01 (1,0 %), sendo a única combinação de três fatores que possui dependência estatística.

Analisando os valores da 3ª coluna da TAB. 4.5 (SeqSS) é possível observar que o número de usos das fresas (fator Grupo) apresenta a menor dispersão na variação da temperatura (SeqSS = 3,442). Isto indica que o número de usos das fresas apresentou pouca influência no aquecimento. Por outro lado, o diâmetro da fresa (inferência Fresa) induziu uma maior variação da temperatura (SeqSS = 14,4479).

Os resultados da análise estatística inferida dos valores de variação de temperatura obtidos com os ensaios de furação são apresentados na FIG. 4.9. Nesta Figura é apresentada a análise da interação entre os parâmetros de furação e a variação média de temperatura. Portanto, considerando que a fonte Grupo\*Fresa possuem a melhor significância entre as quatro variáveis avaliadas duas a duas, pode-se notar que dos gráficos mostrados na FIG. 4.9 o mais significativo apresenta a maior variação média de temperatura. Isso ocorre na Fresa 3 (3,2/3,6 mm) e no Grupo 2 (48 usos).

Desta forma, com base nos resultados da análise estatística pode-se inferir que, tomando-se os devidos cuidados durante o preparo do alvéolo cirúrgico, é possível obter um pequeno aquecimento do tecido ósseo durante as furações.

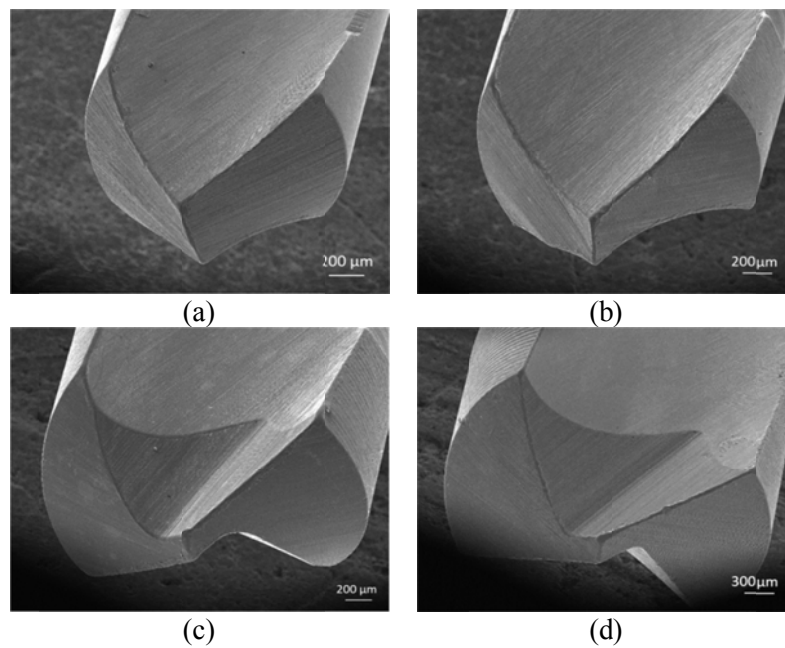


**FIG. 4.9** – Análise estatística da variação de temperatura com os diversos parâmetros de furação para os ensaios manuais.



#### 4.1.1.2 ANÁLISE DA MORFOLOGIA DAS FRESAS NO MEV

As fresas foram analisadas, quanto ao acabamento superficial antes e após os ensaios de furação com a influência do operador, conforme mostrado nas FIG. 4.10 a 4.13. Esta análise teve como objetivo verificar os possíveis desgastes das arestas de corte devido ao uso e a ocorrência de indícios de corrosão devido às esterilizações.

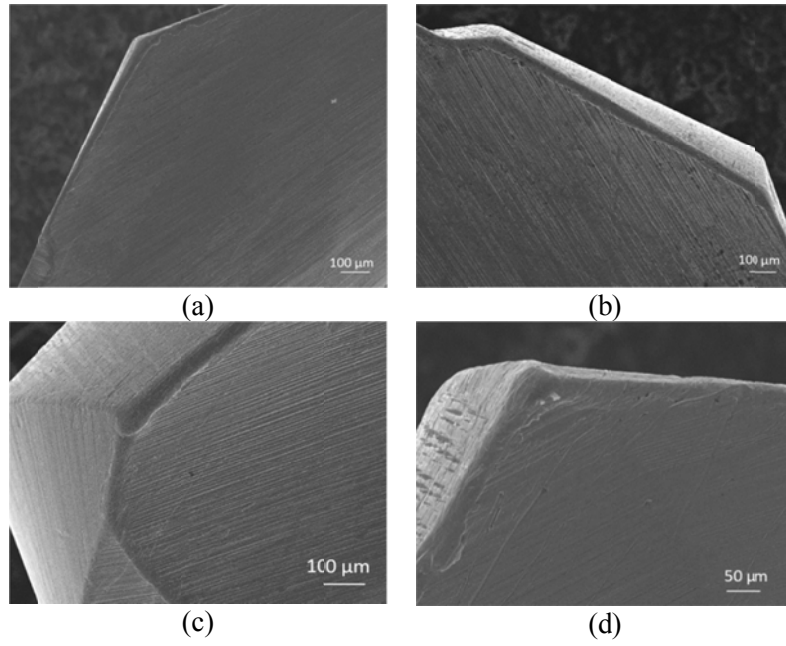


**FIG. 4.10** - Fresas no estado como recebidas: 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b); 3,2/3,6 mm (c) e 3,8/4,2 mm (d).

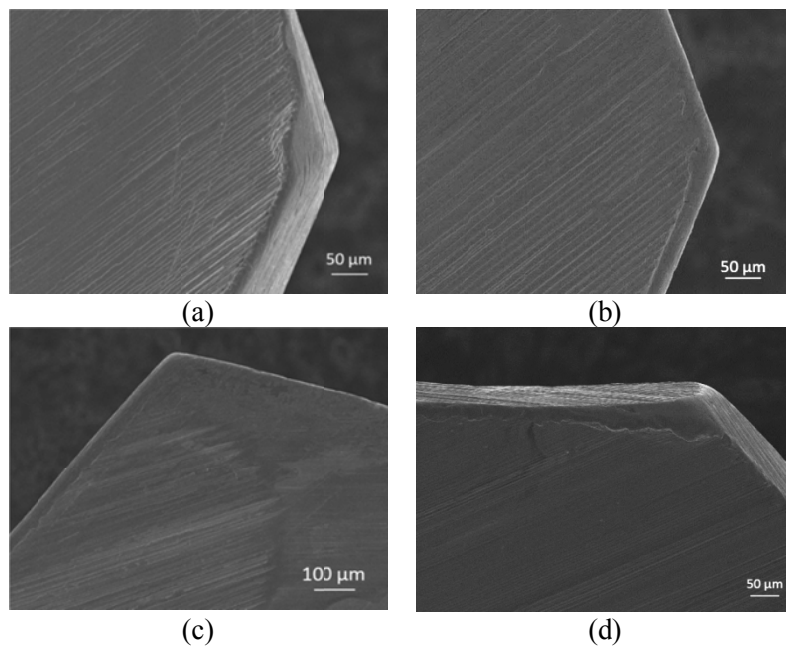
Como pode ser observado nas FIG. 4.11, 4.12 e 4.13, não houve sinais significativos de desgaste ou de corrosão em todas as fresas, mesmo após 12, 24 e 48 usos simulando o emprego clínico e os ciclos de esterilização.

Foram observados indícios de desgaste na fresa 3,8/4,2 mm após 24 usos clínicos e na fresa 3,2/3,6 mm após 48 usos clínicos, como mostrados nas FIG. 4.12(d) e 4.13(c), respectivamente.

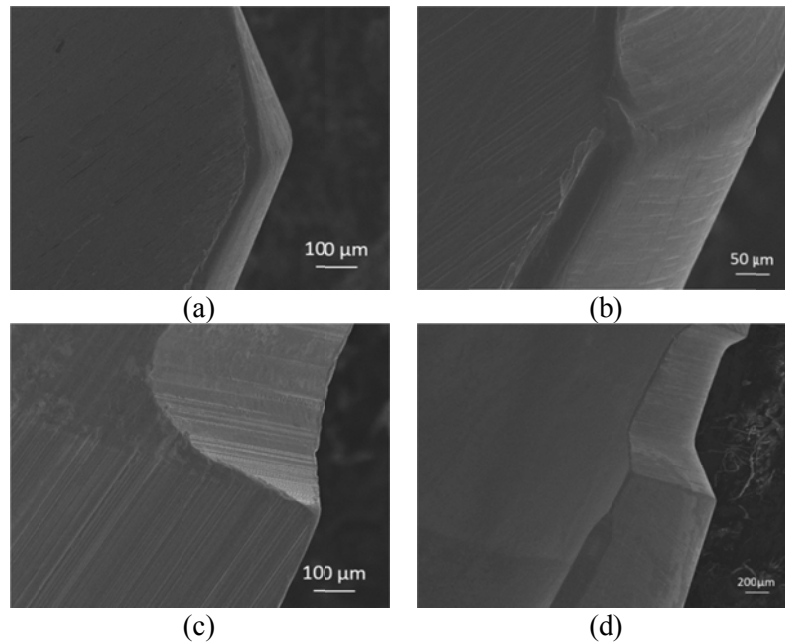
Os resultados obtidos em todos os ensaios de furação mostraram que as variações de temperaturas ocorridas não foram prejudiciais ao tecido ósseo. Estes resultados podem ser justificados pelo baixo desgaste das fresas, mantendo sua capacidade de corte.



**FIG. 4.11** - Fresas após 12 usos. 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b); 3,2/3,6 mm (c) e 3,8/4,2 mm(d).



**FIG. 4.12** - Fresas após 24 usos. 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b); 3,2/3,6 mm (c) e 3,8/4,2 mm(d).



**FIG. 4.13** - Fresas após 48 usos. 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b); 3,2/3,6 mm (c) e 3,8/4,2 mm(d).

#### 4.1.2 ENSAIOS DE FURAÇÃO REALIZADOS SEM A INTERFERÊNCIA DO OPERADOR

Nos ensaios realizados sem a interferência do operador em que o deslocamento da fresa foi realizado pela máquina de ensaio universal EMIC, o desempenho das fresas foi analisado em relação aos seguintes parâmetros:

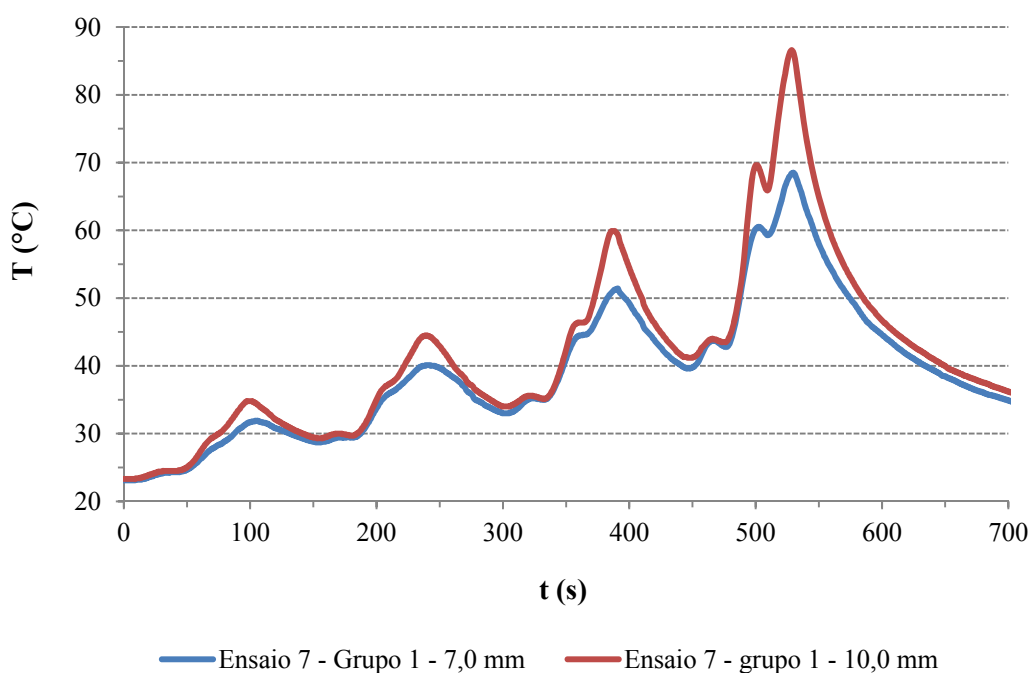
- a) torque máximo;
- b) força máxima no avanço;
- c) velocidade de rotação;
- d) diâmetro das fresas; e,
- e) profundidade dos termopares.

As velocidades de avanço das fresas foram mantidas constantes em 10mm/min. Os ensaios foram realizados sem refrigeração. Para fins de exemplificação, mostra-se na FIG. 4.14 a variação da temperatura (°C) com o tempo (s) para o 7º ensaio do grupo 1 de fresas, o mesmo comportamento foi observado até o 10º ensaio. Pode-se observar que os picos da temperatura relativos a cada fresa estão bem definidos e com temperaturas máximas

crescentes. O 1º pico corresponde à fresa de 2,0 mm; o 2º pico à fresa de 2,4/2,8 mm; o 3º pico à fresa de 3,2/3,6 mm; e o 4º pico à fresa de 3,8/4,2 mm.

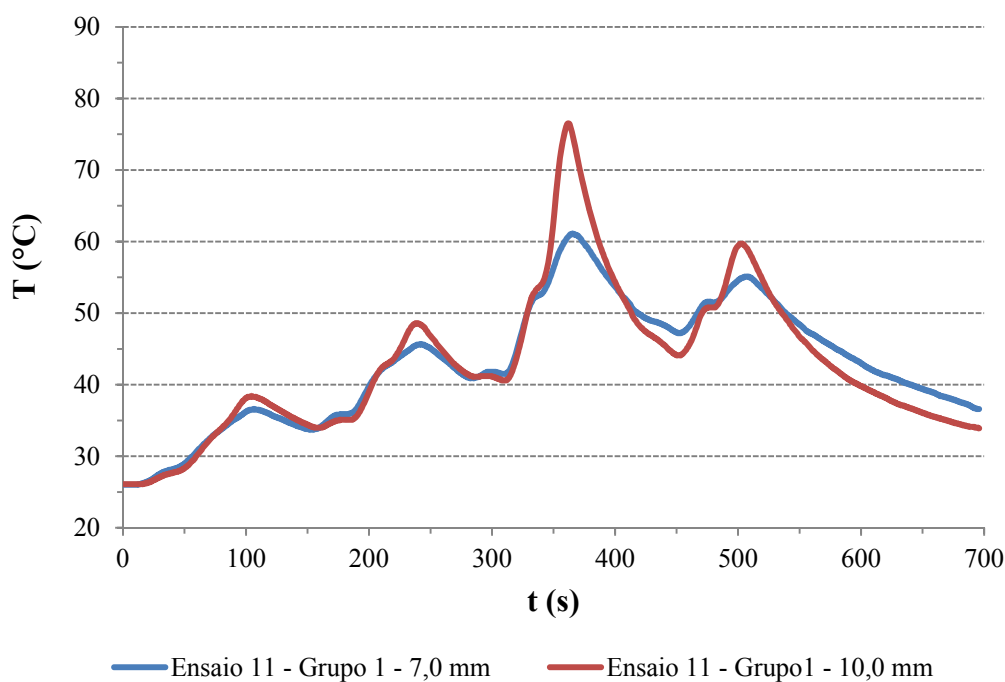
É importante salientar que foram realizados o mesmo número de ensaios e de velocidades de rotação para os grupos 1 e 2, conforme mostrado na metodologia (TAB. 3.1).

Pode-se observar na FIG. 4.14, que os maiores aquecimentos foram detectados na profundidade de 10,0 mm dos termopares. Outro fato importante é que a temperatura máxima de aquecimento para cada fresa é maior que nos ensaios de furação manuais. Esta diferença pode ser associada: a) os ensaios com avanço controlado pela EMIC foram realizados sem refrigeração; b) o avanço de furação de 3mm foi seguido de retrocesso de 1 mm e na furação manual os avanços foram menores e os retrocessos maiores; c) na furação manual procurou-se não aumentar excessivamente a força de compressão; e d) o tempo de furação foi maior nos ensaios controlados pela EMIC aumentando o atrito entre as paredes do osso.



**FIG. 4.14** – Variação da temperatura do osso com o tempo durante o 7º ensaio das fresas do grupo 1 com velocidade de rotação de 810 rpm.

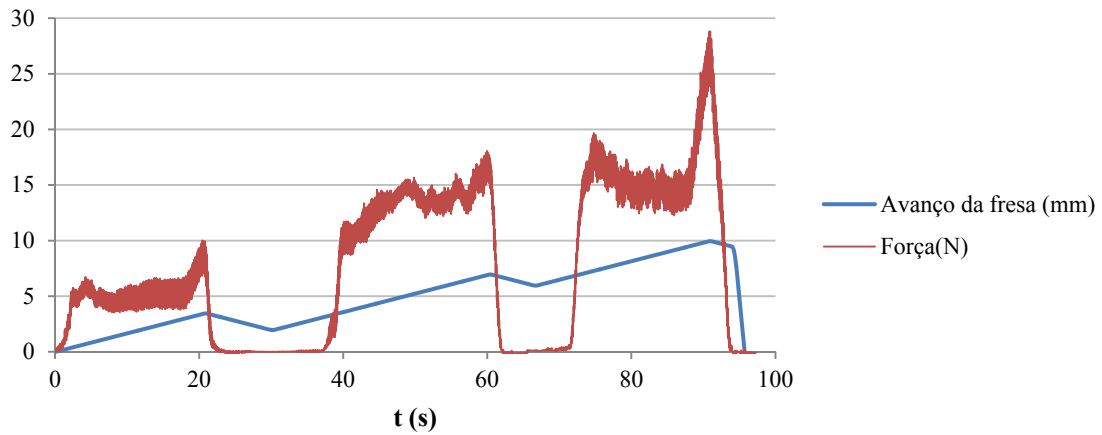
Nos ensaios 11 e 12, houve uma substituição da fresa de 3,8/4,2 mm por outra de mesmo diâmetro, porém com menor ângulo de ponta. O resultado é o gráfico da FIG. 4.15, relativo ao 11º ensaio do grupo 1 de fresas, em que o 4º pico está com uma temperatura máxima bem menor que o pico correspondente apresentado na FIG. 4.14.



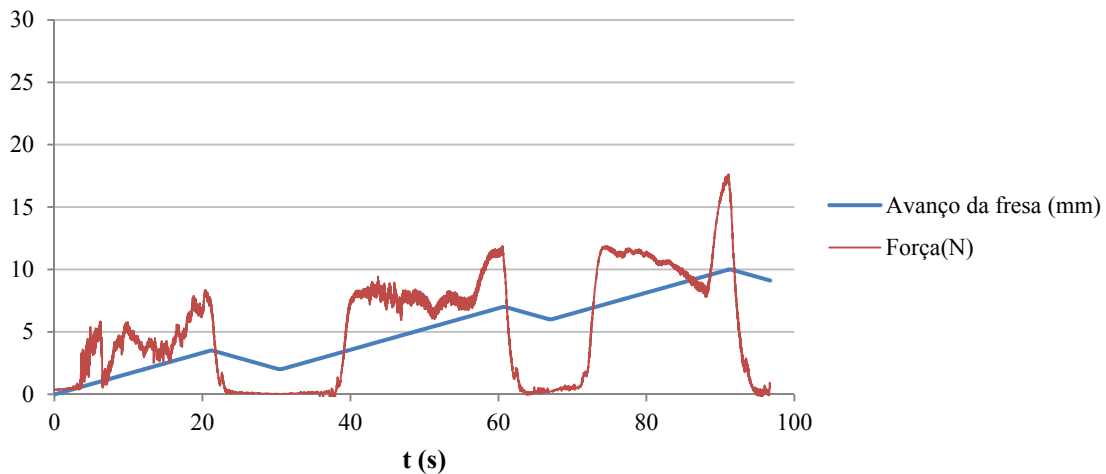
**FIG. 4.15** – Variação da temperatura do osso com o tempo durante o 11º ensaio das fresas do grupo 1 com velocidade de rotação de 810 rpm.

O software da EMIC gerou os dados para todas as fresas durante cada ensaio de furação. Esses dados foram separados para cada fresa para serem analisados, conforme mostram as FIG. 4.16 e 4.17, onde são apresentadas as variações da força (N) e do avanço da fresa (mm) em função do tempo (s) com a furação, usando-se a fresa de 3,8/4,2 mm do grupo 1. Os gráficos são relativos ao 7º e 11º ensaios, respectivamente. A força máxima aplicada durante o 7º ensaio foi de 28,76 N. Com o emprego da fresa com menor ângulo de ponta (11º ensaio), a força máxima de avanço foi reduzida para 17,63 N.

O movimento de furação da fresa controlado pela EMIC foi intermitente com avanços de 3,0 mm e retrocessos de 1,0 mm até atingir a profundidade de furação de 10,0 mm. Os picos da força são crescentes nos avanços subsequentes da fresa. Ao atingir a profundidade de 10,0 mm de furação, a força de avanço foi máxima. A seguir, houve recuo total da fresa com queda brusca da força.



**FIG. 4.16** – Variação da força e do avanço de furação em função do tempo para o 7º ensaio com a fresa de 3,8/4,2 mm do grupo 1, com velocidade de rotação 810 rpm.

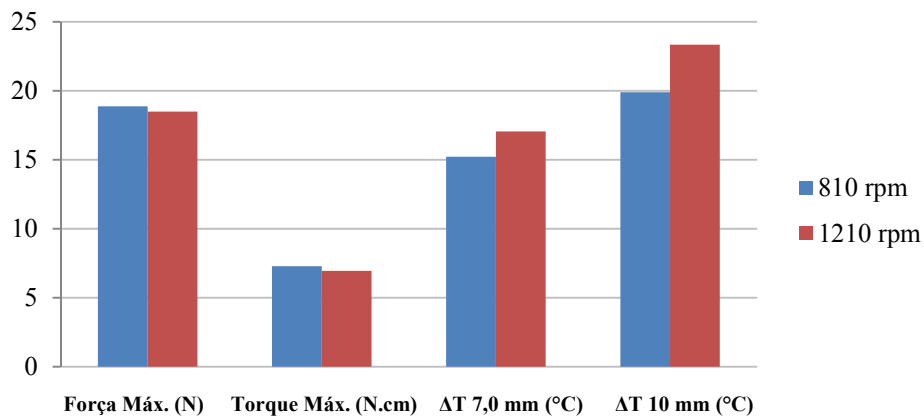


**FIG. 4.17** – Variação da força e do avanço de furação em função do tempo para o 11º ensaio com a fresa de 3,8/4,2mm do grupo 1, com velocidade de rotação 810 rpm.

#### 4.1.2.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos nos ensaios de furação dos grupos 1 e 2 de fresas são apresentados na forma de histograma apresentado na FIG. 4.18. Pode-se observar a relação entre as médias das força máximas (N), médias dos torques máximos (N.cm) e as variações médias de temperatura (°C) em 7,0 e 10,0 mm de profundidade com as velocidades de rotação das fresas de 810 e 1210 rpm.

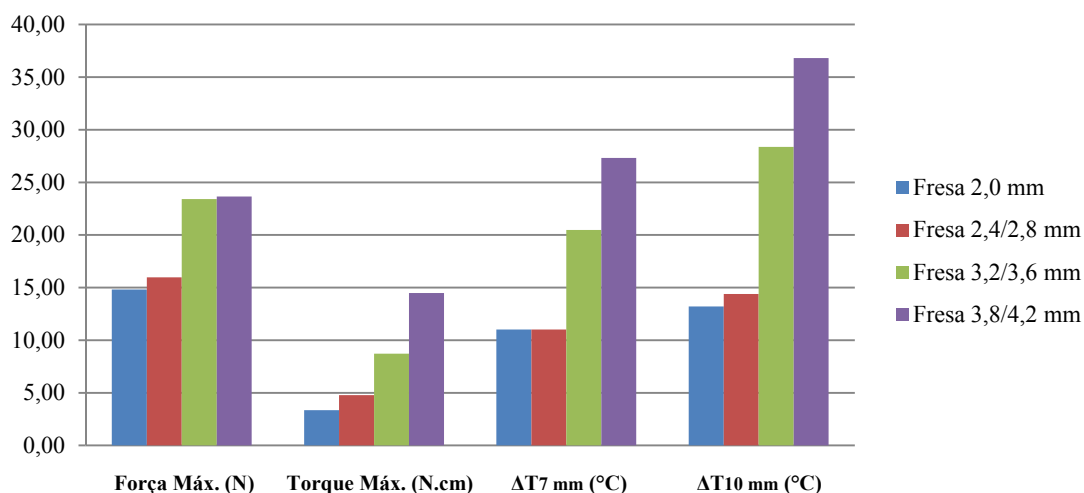
De acordo com a FIG. 4.18, a média das forças máximas aplicadas nos ensaios com velocidade de rotação de 810 rpm foi de 18,87 N e com 1210 rpm foi de 18,49 N. Enquanto que a média dos torques máximos para a velocidade de 1210 rpm foi de 7,29 N.cm e para 810 rpm foi de 6,96 N.cm. Desta forma, para a velocidade de rotação menor (810 rpm) são necessários maiores torques e forças aplicadas durante os ensaios de furação quando comparados à velocidade de 1210 rpm.



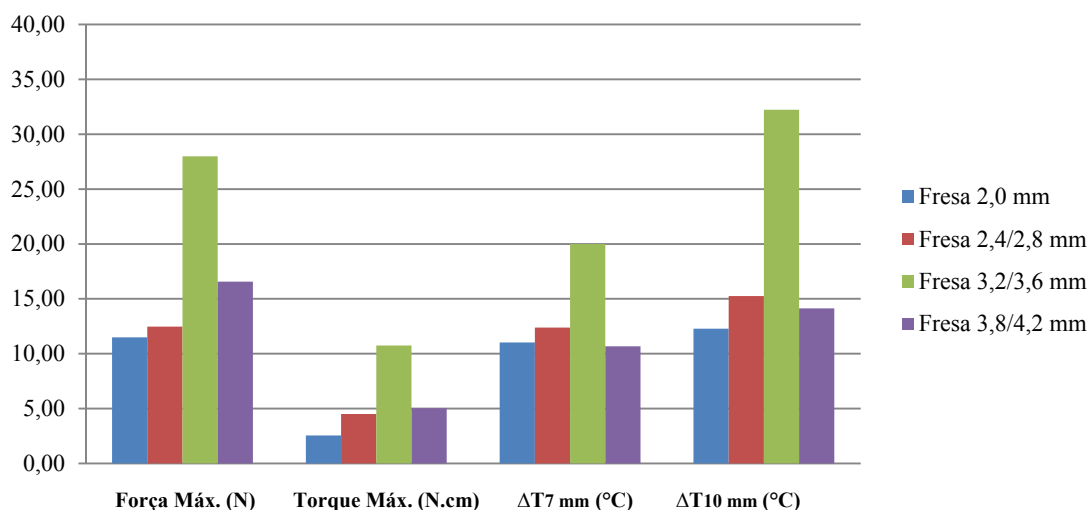
**FIG. 4.18** – Resultados dos ensaios de furação realizados com controle de avanço feito pela EMIC usando os grupos 1 e 2 de fresas.

A análise realizada entre a média das forças máximas (N), média dos torques máximos (N.cm) e variação média de temperatura (°C) em 7,0 e 10,0 mm de profundidade em relação aos diâmetros das fresas está apresentada na FIG. 4.19, para os ensaios de 7 a 10 dos grupos 1 e 2. Pode-se observar que todos os parâmetros avaliados tiveram um comportamento crescente desde a primeira até a última fresa. Para a furação com o emprego da fresa de 3,8/4,2 mm foi necessária maior força de avanço (23,7 N), houve a indução de maior torque (14,5 N.cm) e maior aquecimento em 7,0 mm (27,3°C) e 10,0 mm (36,8°C).

Analogamente, foi realizada a mesma análise para os ensaios 11 e 12 dos grupos 1 e 2, em relação a média das forças máximas (N), média dos torques máximos (N.cm) e variação média de temperatura (°C) em 7,0 e 10,0 mm de profundidade em função dos diâmetros das fresas (FIG. 4.20).



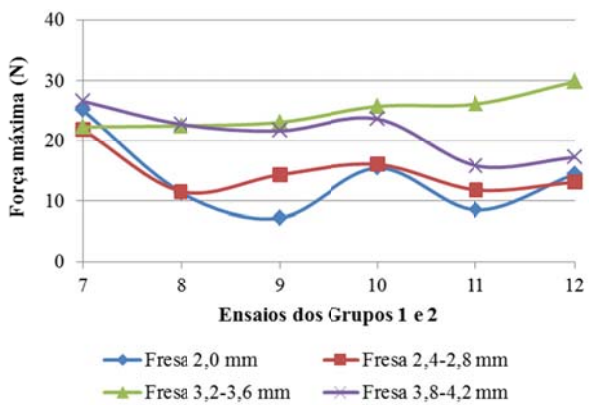
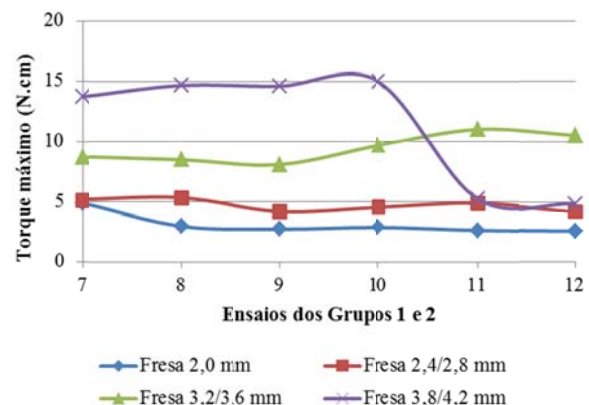
**FIG. 4.19** – Análise dos ensaios 7 a 10 dos grupos 1 e 2 de fresas em relação aos diâmetros.



**FIG. 4.20** – Análise dos ensaios 11 e 12 dos grupos 1 e 2 de fresas em relação aos diâmetros.

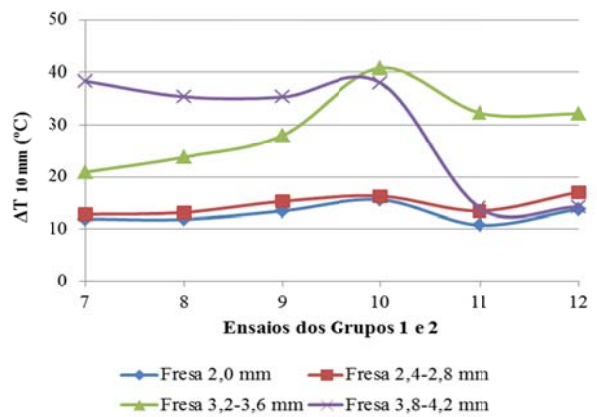
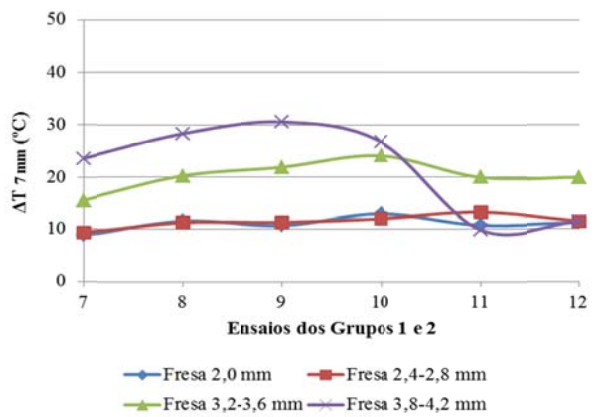
Pode-se observar que, neste caso, a fresa de 3,2/3,6 mm apresentou os maiores resultados: 27,9 N; 10,7 N.cm; 20,0°C e 32,2°C, respectivamente. Houve uma queda brusca de todos os resultados para a fresa de 3,8/4,2 mm, devido à substituição por outra fresa de mesmo diâmetro, porém com menor ângulo da ponta. Este comportamento é melhor ilustrado na FIG. 4.21, onde foi incluído o fator tempo nos gráficos (e) e (f).





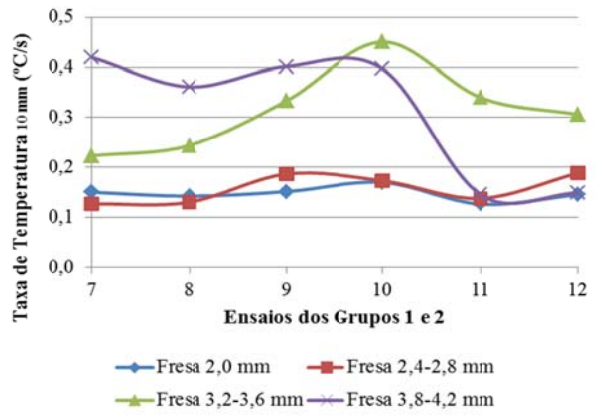
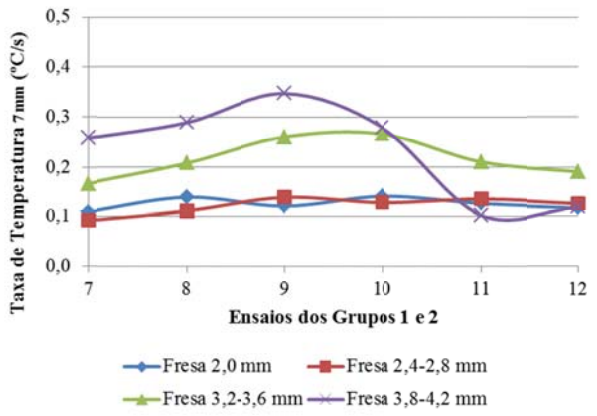
(a)

(b)



(c)

(d)



(e)

(f)

**FIG. 4.21** – Análise da média dos torques máximos (a), das forças máximas (b), das variações de temperatura em 7,0 e 10,0 mm de profundidade (c, d) e das taxas de variação de temperatura em relação aos ensaios dos grupos 1 e 2 de fresas (e, f).

Baseado nos resultados de variação de temperatura dos ensaios de furação mecanizados, realizados sem a interferência do operador, foi realizada uma análise inferencial estatística com o programa MINITAB, da mesma forma que para os ensaios manuais.

Assim foi possível identificar o grau de relacionamento linear entre a variável dependente, isto é, variação de temperatura, e os diversos fatores que constituem as variáveis independentes, que foram: a força máxima, o torque máximo, a velocidade de rotação, o diâmetro das fresas, a profundidade dos termopares e o número de usos.

Com esta finalidade, definiram-se as seguintes variáveis aleatórias:

- a) Grupo: número de usos;
- b) Ensaio: velocidades de rotação;
- c) Fresa: diâmetro das fresas;
- d) Profundidade: profundidade de inserção dos termopares;
- e) Força máxima: força de avanço aplicada na fresa; e
- f) Torque máximo: torque recebido pela amostra de osso.

Essas variáveis estão apresentadas na TAB. 4.6.

**TAB. 4.6** – Variáveis aleatórias para a análise de variância para os ensaios na EMIC.

Fator	Tipo	Níveis	Valores	Unidade
Grupo	fixa	2	24	usos
Ensaio	fixa	2	810 ou 1210	rpm
Fresa	fixa	4	2,0; 2,4/2,8; 3,2/3,6 ou 3,8/4,2	mm
Profundidade	fixa	2	7,0 ou 10,0	mm
Força	fixa	2	maior e menor do que a mediana das forças máximas	N
Torque	fixa	2	maior e menor do que a mediana dos torques máximos	N.cm
Temperatura	variável			°C

A análise estatística revelou nenhuma significância entre os 6 (seis) regressores apresentados na TAB. 4.6. Em seguida, foram suprimidos os fatores força e torque, a fim de realizar a mesma inferência do caso manual, obtendo-se os resultados que estão mostrados na TAB. 4.7, onde o principal parâmetro é o P, que significa o valor da significância.

**TAB. 4.7** – Análise de variância realizada no programa MINITAB para os ensaio realizados na EMIC.

Fonte	DF	SeqSS	AdjSS	Adj MS	F	P
Grupo	1	2,77	2,77	2,77	0,06	0,800
Ensaio	1	108,16	108,16	108,16	2,53	0,117
Fresa	3	4258,82	4258,82	1419,61	33,2	0,000
Profundidade	1	862,2	862,2	862,2	20,17	0,000
Grupo*Ensaio	1	0,9	0,9	0,9	0,02	0,885
Grupo*Fresa	3	51,32	51,32	17,11	0,4	0,753
Grupo*Profundidade	1	0,05	0,05	0,05	0	0,974
Ensaio*Fresa	3	133,25	133,25	44,42	1,04	0,381
Ensaio*Profundidade	1	2,07	2,07	2,07	0,05	0,827
Fresa*Profundidade	3	290,7	290,7	96,9	2,27	0,089
Grupo*Ensaio*Fresa	3	35,03	35,03	11,68	0,27	0,845
Grupo*Ensaio*Profundidade	1	16,75	16,75	16,75	0,39	0,534
Grupo*Fresa*Profundidade	3	21,62	21,62	7,21	0,17	0,917
Ensaio*Fresa*Profundidade	3	107,21	107,21	35,74	0,84	0,479
Grupo*Ensaio*Fresa*Profundidade	3	27,03	27,03	9,01	0,21	0,889
Erro	64	2736,21	2736,21	42,75		
Total	95	8654,09				

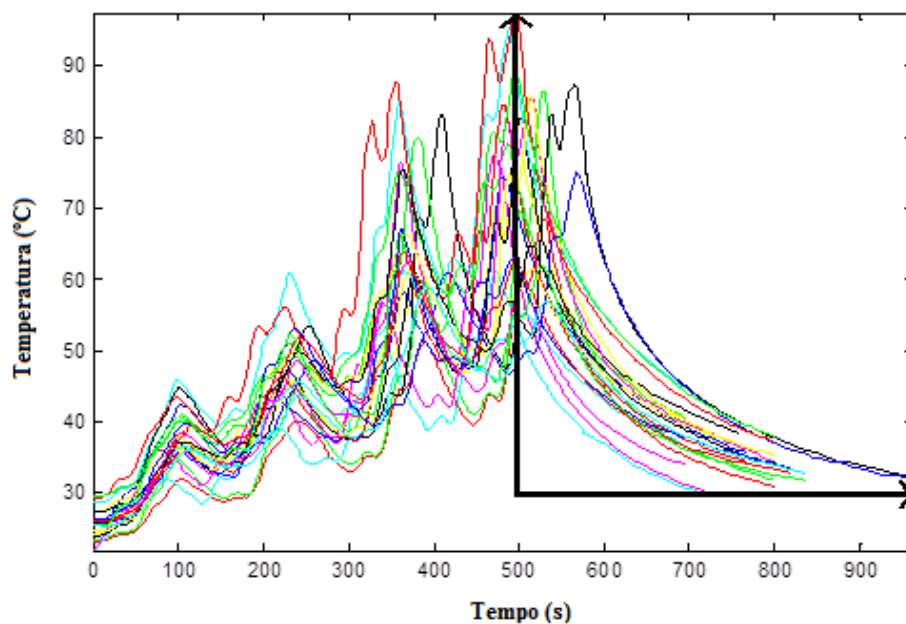
Admitindo um erro estatístico de 5,0%, ou seja,  $P \leq 0,05$ , pode-se concluir que apenas os tratamentos utilizando os fatores Fresa e Profundidade analisados sozinhos foram significantes. Se aumentarmos o erro para 10,0%, ou seja,  $P \leq 0,10$ , a fonte Fresa\*Profundidade obtém um valor de P igual a 0,089 (8,9 %), sendo a única combinação de duas variáveis que apresentou dependência estatística.

Assim, pode-se concluir que, nos ensaios realizados de forma mecanizada, ou seja, sem a interferência do operador, houve uma menor interdependência entre as diversas variáveis envolvidas no experimento.

Analisando os valores da 3ª coluna da TAB. 4.7 (SeqSS) é possível observar que o número de usos das fresas (inferência Grupo) apresentou uma pequena dispersão na variação da temperatura. Isto indica que o número de usos das fresas não influencia no aquecimento. Por outro lado, o diâmetro da fresa (inferência Fresa) induziu uma grande variação da temperatura (alto valor de SeqSS).

#### 4.1.2.2 ANÁLISE DAS CURVAS DE RESFRIAMENTO

As variações das temperaturas em função do tempo de todos os ensaios de furação realizados sem a interferência do operador são apresentadas na FIG. 4.22. Pode-se observar que após o uso da última fresa houve uma redução exponencial da temperatura. Somente os dados gerados durante o resfriamento, após o uso da última fresa, foram separados para a análise com o objetivo de obter um modelo matemático. Este modelo foi baseado na análise dos dados separados pelos eixos cartesianos representados em negrito na FIG. 4.22. Os valores dos dados da variação da temperatura com o tempo de furação foram separados da planilha de valores gerados pelo software do aparelho Xplorer.



**FIG. 4.22** – Curvas de resfriamento: temperatura em função do tempo de todos os ensaios de furação mecanizados.

Com base na 1ª lei de Fick para a transmissão do calor e considerando que o problema seja pontual, ou seja, não varia no espaço e tornando-o dependente apenas do tempo, pode-se supor que a temperatura possui o seguinte comportamento:

$$T(t) = T_0 e^{-\alpha t}, \quad (1)$$

onde T é a temperatura (em °C), t é o tempo (em s), T<sub>0</sub> é a temperatura máxima determinada pelo termopar após a última fresa, considerada a temperatura inicial para o resfriamento, e α é o parâmetro a ser determinado experimentalmente.

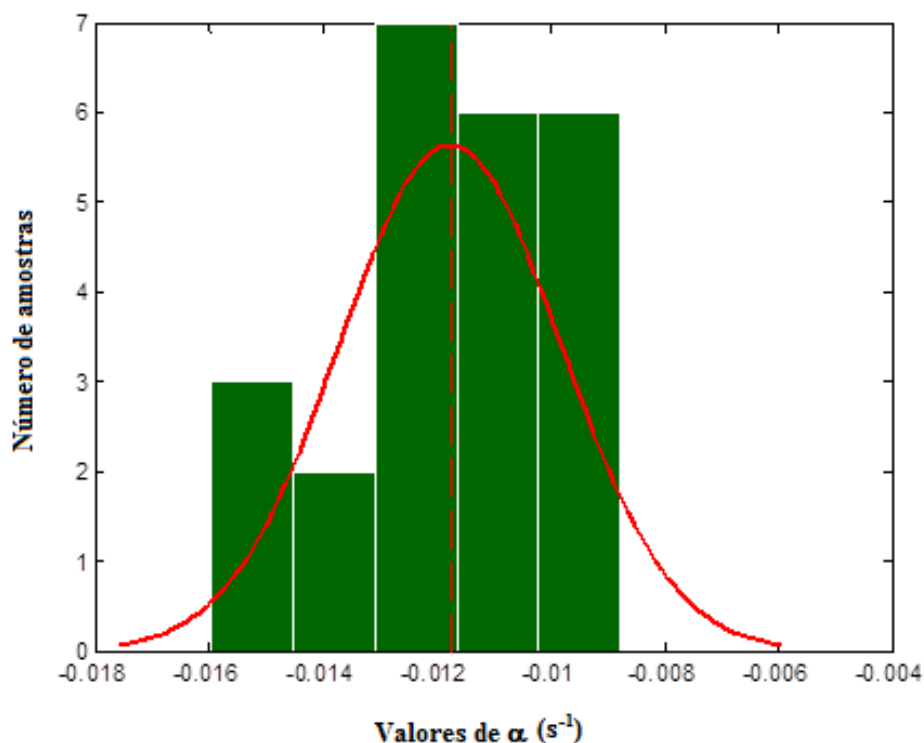
Aplicando a função logarítmica em ambos os lados da Eq. (1), tem-se:

$$\ln T = -\alpha t + \ln(T_0) \quad (2)$$

O gráfico lnT por t (tipo monolog) mostra que a curva de resfriamento torna-se uma reta com coeficiente angular (-α) e coeficiente linear (ln T<sub>0</sub>). Ao aplicar a Eq.(2) em todas as curvas apresentadas na FIG. 4.22 e realizando um tratamento estatístico, pode-se obter a distribuição normal apresentada no gráfico da FIG. 4.23.

A média dos coeficientes para todos os ensaios foi de: α = - 0,0118 s<sup>-1</sup>. Logo, a Eq. (1) pode ser reescrita como:

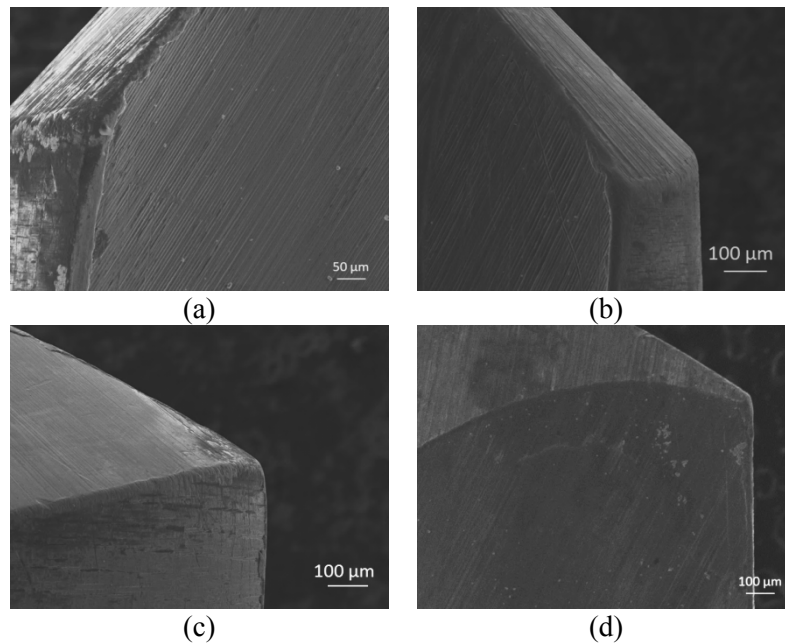
$$T(t) = T_0 e^{-0,00118t}. \quad (3)$$



**FIG. 4.23** – Histograma de todos os ensaios de furação sem a interferência do operador.

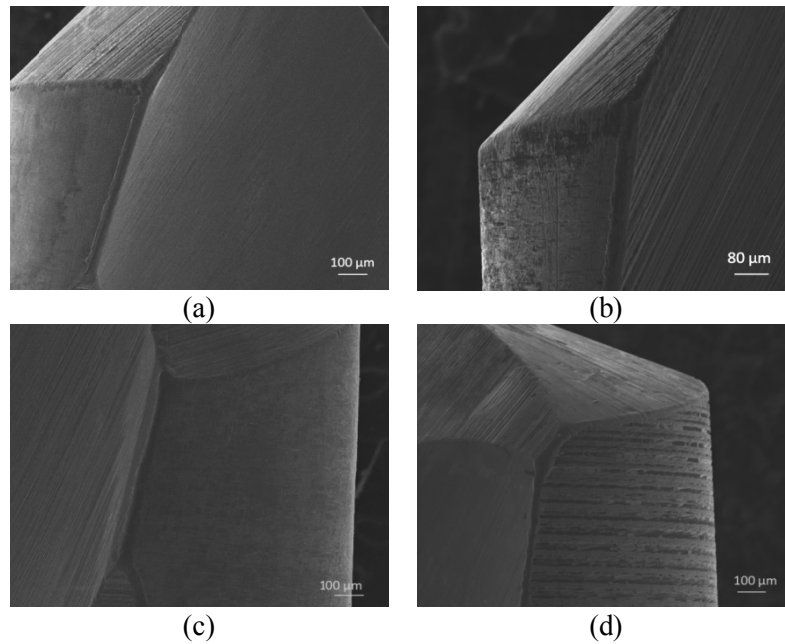
#### 4.1.2.3 ANÁLISE DA MORFOLOGIA DAS FRESAS NO MEV

Ao término dos ensaios de furação realizados sem a interferência do operador, as fresas dos grupos 1 e 2 foram analisadas no MEV com 48 usos. A morfologia da superfície da fresa de 3,8/4,2 mm foi analisada após 40 usos, uma vez que esta fresa foi submetida a afiação com redução do ângulo da ponta. Os resultados são mostrados nas FIG. 4.24 e 4.25. Não houve sinais de desgaste significativos.

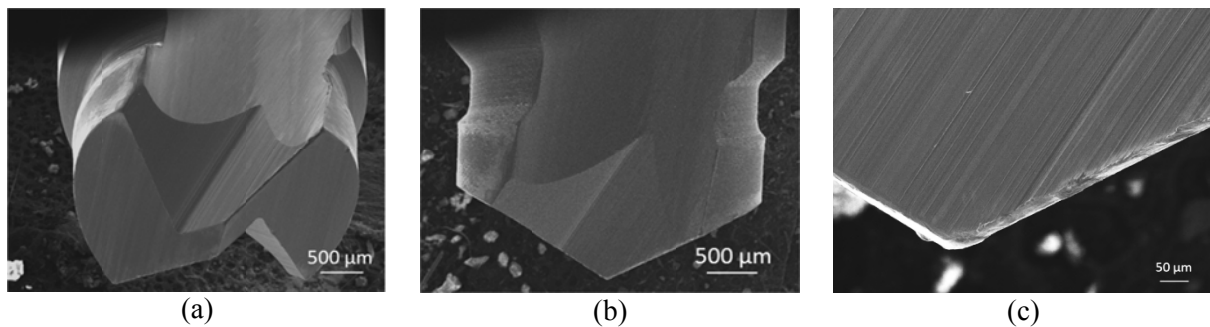


**FIG. 4.24** – Morfologia das fresas do Grupo 1 após 48 usos: 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b) e 3,2/3,6 mm (c). Fresa 3,8/4,2 mm após 40 usos (d).

A morfologia das fresas 3,8/4,2 mm com menor ângulo da ponta, empregadas nos ensaios 11 e 12, são mostradas na FIG. 4.26. Na imagem com maior ampliação (4.26c), podem-se observar sinais de desgaste após os ensaios de furação.



**FIG. 4.25** – Morfologia das fresas do Grupo 2 após 48 usos: 2,0 mm (a); 2,4/2,8 mm (b) e 3,2/3,6 mm (c). Fresa 3,8/4,2 mm após 40 usos (d).



**FIG. 4.26** – Morfologia da superfície da fresa 3,8/4,2 mm, afiada para redução do ângulo da ponta, após os ensaios 11 e 12.

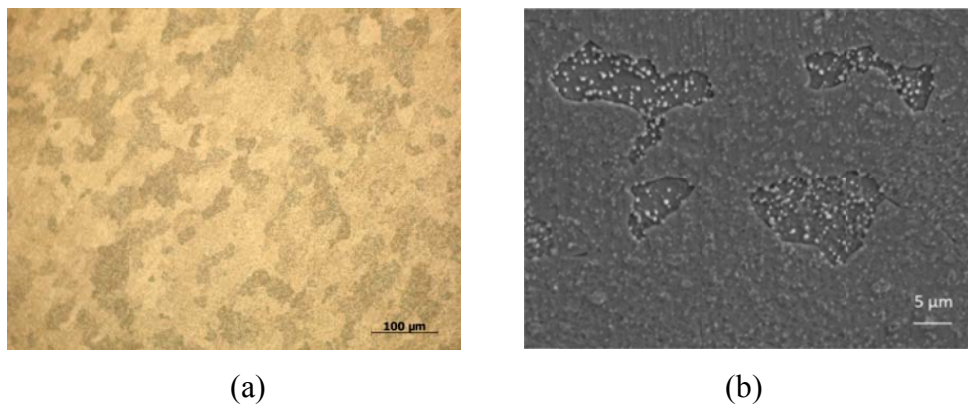
## 4.2 TRATAMENTO TÉRMICO E CARACTERIZAÇÃO DA MATÉRIA-PRIMA

Com o objetivo de analisar a possibilidade de maximizar a dureza das fresas, foram realizados tratamentos térmicos da matéria-prima. Os resultados dos tratamentos térmicos de têmpera e revenido realizados das amostras da barra de aço inoxidável martensítico UNS S42010 usada na fabricação das fresas são apresentados a seguir.

#### 4.2.1 ANÁLISE MICROESTRUTURAL

Inicialmente, empregou-se o reagente de Vilella para revelar a microestrutura martensítica. No entanto, os resultados não foram promissores, uma vez que este reagente apresenta melhor resultado para revelar a martensita revenida entre 300 e 500°C (BRAMFITT & BENSCOTER, 2002). Desta forma, o reagente de Kalling foi utilizado para revelar a microestrutura das amostras de aço inoxidável, como no trabalho de MAHMOUDI *et al.* (2010).

Na FIG. 4.27 são mostradas as morfologias das análises obtidas por microscopia óptica (a) e no MEV (b) da amostra da barra como recebida. Pode-se observar que no estado como recozido, a amostra possui matriz ferrítica e presença de carbonetos.



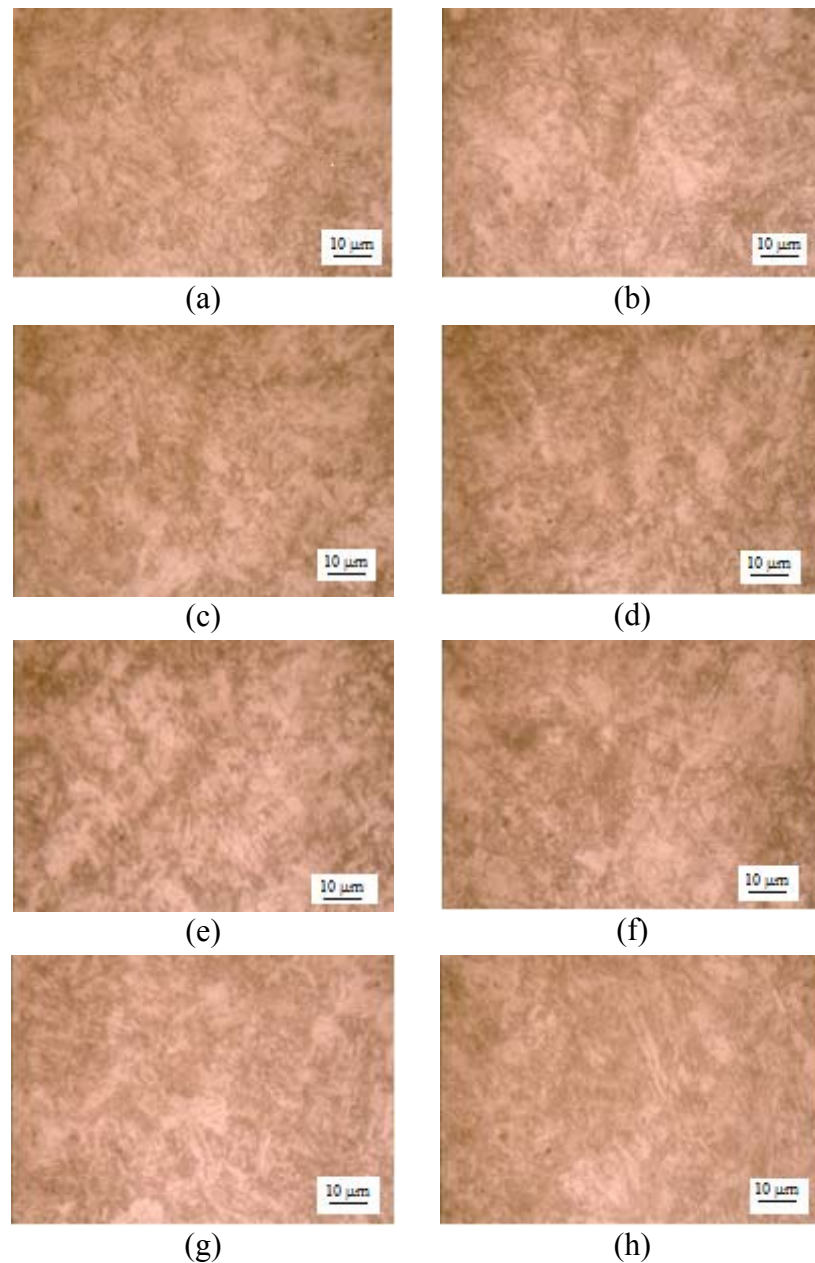
**FIG. 4.27** – Seção longitudinal da amostra em estado recozido: análise em microscopia óptica (a) e análise no MEV (b).

Mostra-se na FIG. 4.28 a microestrutura das amostras austenitizadas em 1030°C e revenidas em 160°C, 180°C e 200°C, em microscopia óptica.

Observou-se a formação da microestrutura martensítica em todas as amostras após os tratamentos térmicos de têmpera e revenido. Não houve diferenças significativas quanto à microestrutura, pois a variação das temperaturas de têmpera e revenido empregada não foi suficiente para induzir alterações. Existe semelhança da morfologia da microestrutura entre as seções transversal e longitudinal das amostras. Pode-se observar que as morfologias são homogêneas após os tratamentos térmicos.

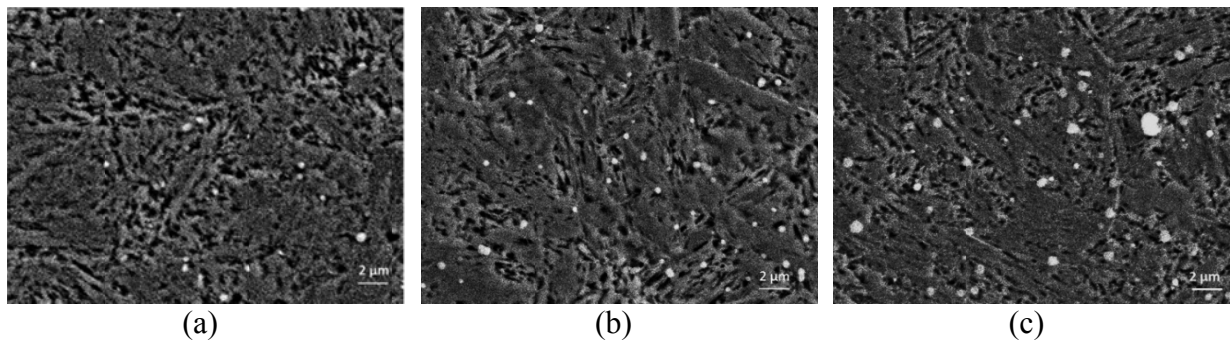


A microestrutura das amostras foi analisada no MEV, como mostra a FIG. 4.29. Pode-se observar a presença de martensita e de carbonetos não dissolvidos. Não houve a solubilização completa dos carbonetos nas amostras temperadas porque a temperatura de austenitização foi menor que a preconizada para esta finalidade.



**FIG. 4.28** – Morfologias das superfícies das amostras temperadas em 1030°C. Como temperada (a, b); revenido a 160°C (c, d); revenido a 180°C (e, f) e revenido a 200°C (g, h).  
Coluna da esquerda: seção transversal. Coluna da direita: seção longitudinal.

Segundo TAVARES *et al.* (2000), o aquecimento a 1100°C induz a solubilização dos carbonetos fazendo com que os elementos de liga e o carbono fiquem em solução sólida. Em seu estudo com o aço AISI 420, foi observada a presença de precipitados finos de carbonetos após o tratamento térmico de austenitização a 1100°C e revenido a 400°C e de carbonetos grosseiros após o revenido a 650°C.



**FIG. 4.29** – Morfologia das amostras austenitizadas em 1030°C (seção longitudinal). Como temperada (a); revenido a 160°C (b); e revenido a 200°C (c). MEV.

O tratamento térmico típico do aço inoxidável martensítico consiste da austenitização inicial para obter austenita e dissolver os carbonetos, seguido da têmpera para transformar austenita em martensita. O revenido da martensita visa aumentar a ductilidade e a tenacidade (RAJASEKHAR *et al.*, 2009). As temperaturas de revenido utilizadas no presente trabalho foram propositalmente menores que as recomendadas para o aço AISI 420, somente com o objetivo de alívio de tensões e analisar a possibilidade de aumentar a dureza.

A precipitação de várias fases nas ligas de aço inoxidável ocorre após exposição a altas temperaturas e resulta em mudanças nas propriedades mecânicas. A presença de carbonetos  $M_{23}C_6$ , pode ser comum a todas as classes de aço inoxidável, mas outros carbonetos e fases podem estar ausentes. Como exemplo a fase ferrita rica em cromo ( $\alpha'Cr$ ), que pertence às classes ferríticas, martensíticas e duplex, cuja precipitação ocorre geralmente na temperatura de 475°C, causando um fenômeno conhecido por “fragilização de 475°C” (LO *et al.*, 2009).

A formação de carbonetos  $M_{23}C_6$  nos contornos de grão, com a correspondente redução das taxas de cromo nas vizinhanças, leva à degradação da resistência à corrosão, fenômeno conhecido como sensitização. Com a adição de elementos de liga formadores de carbonetos tais como vanádio, nióbio e titânio, entre outros, formam-se carbonetos MC, preferencialmente à formação de carbonetos  $M_{23}C_6$ , que provocam menor sensitização e

melhoram as propriedades mecânicas do aço (LO *et al.*, 2009). No presente trabalho não foram observadas precipitações nos contornos de grão.

Mostra-se na FIG. 4.30 o diagrama pseudobinário do sistema Fe-C-Cr para a composição de 13% de cromo, semelhante ao aço AISI 420. A linha tracejada apresenta o teor de 0,4% em massa de carbono, onde ocorrem as principais transformações de fase. A solidificação se inicia com a formação da ferrita. Com a redução da temperatura, observa-se a formação da austenita, seguida pelo campo bifásico austenita/carboneto  $M_{23}C_6$  e trifásico de austenita/ $M_{23}C_6$ / $M_7C_3$  em ampla faixa de temperatura que permite a têmpera do aço. A microestrutura é composta por matriz ferrítica com carbonetos  $M_{23}C_6$  na temperatura ambiente (PINEDO, 2004).

A microestrutura final do aço AISI 420 depende muito do tratamento térmico realizado e consiste principalmente de martensita, carbonetos não dissolvidos e/ou precipitados e austenita retida. A fração volumétrica e o tamanho dos carbonetos presentes no aço assim como a quantidade de austenita retida são os principais determinantes da dureza, resistência, tenacidade, resistência à corrosão e resistência ao desgaste (BARLOW & DU TOIT, 2012). Neste estudo observou-se a predominância da martensita com a presença de precipitados.

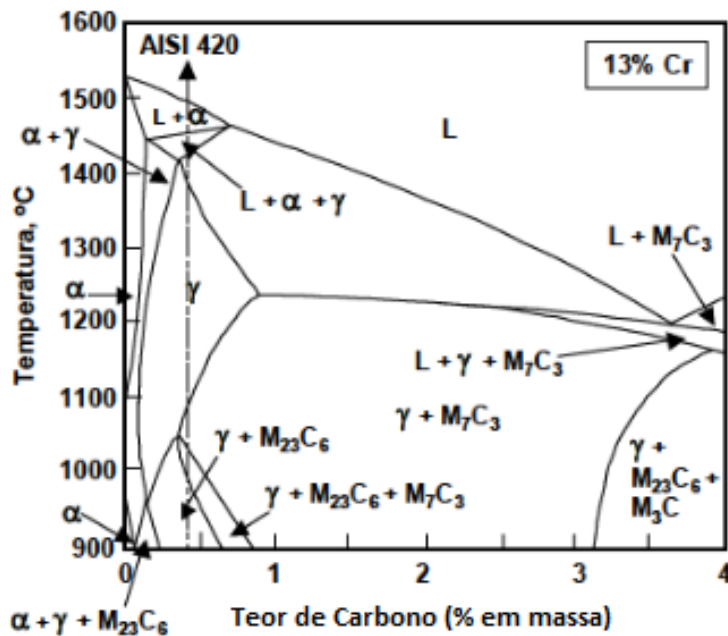


FIG. 4.30 – Diagrama pseudo-binário do sistema Fe-C-Cr (BUNGARDT, 1958).

#### 4.2.2 MICROANÁLISE COM EDS

As análises químicas semi-quantitativas (EDS) das seções transversais das amostras austenitizadas em 1000°C seguidas por têmpera ao ar e revenidas em 160°C é mostrada na TAB. 4.8.

**TAB. 4.8** – Composição química semi-quantitativa da matriz das amostras após têmpera (T<sub>1</sub>R<sub>0</sub>) e após o revenido em 160°C (T<sub>1</sub>R<sub>1</sub>) e do precipitado das amostras após o revenido em 160°C (T<sub>1</sub>R<sub>1</sub>). Percentual em peso.

Elementos químicos	T <sub>1</sub> R <sub>0</sub> (matriz)	T <sub>1</sub> R <sub>1</sub> (matriz)	T <sub>1</sub> R <sub>1</sub> (precipitado)
Silício (Si)	1,24	0,99	1,33
Cromo (Cr)	9,61	9,53	13,72
Ferro (Fe)	58,26	58,4	53,93
Oxigênio (O)	30,89	30,86	31,02
Enxofre (S)	X	0,09	X
Vanádio (V)	X	0,13	X

Nesta Tabela mostram-se as composições da matriz e de precipitados encontrados nas imagens fornecidas pelo MEV. Os resultados são apresentados em relação à porcentagem em peso dos elementos químicos detectados pelo EDS. Pode-se observar que estes resultados não foram compatíveis com a análise química das amostras mostrada na TAB. 3.2 da metodologia dos ensaios.

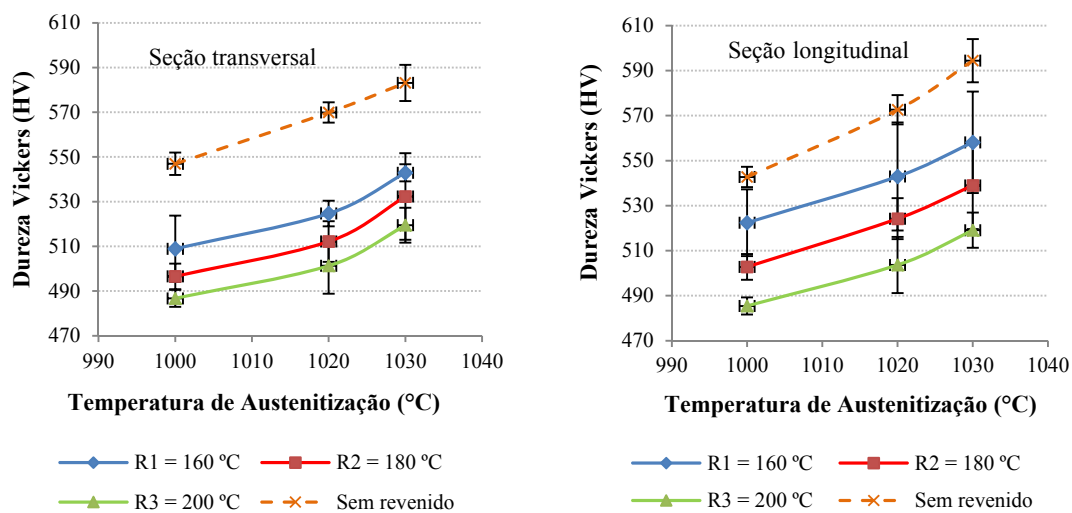
#### 4.2.3 ENSAIOS DE DUREZA

A dureza na seção transversal da amostra como recebida (196,58±7,80 HV e 10,08±1,92 HRC) foi ligeiramente menor que na seção longitudinal (206,72±5,14 HV e 12,54±1,15 HRC). As barras do aço usadas na fabricação das fresas são fornecidas no estado recozido com dureza baixa para facilitar a usinagem. Após a usinagem, as fresas são submetidas aos tratamentos térmicos de têmpera e revenido para obter a dureza desejada, seguidos pela afiação final.

Os ensaios de dureza foram realizados para correlacionar os efeitos do tratamento térmico com as propriedades mecânicas da liga de aço inoxidável martensítico do estudo em questão. A influência da temperatura de austenitização nos valores de dureza após o tratamento térmico é mostrada na FIG. 4.31.

Ao comparar as seções transversal e longitudinal, as amostras sem revenimento mostraram índices de dureza muito próximos nas três temperaturas de austenitização, que indicam a homogeneidade do material após o tratamento térmico. A martensita homogênea apresenta melhores propriedades mecânicas e de resistência à corrosão (STROBEL FILHO *et al.*, 2007).

As peças somente temperadas nas três temperaturas de austenitização apresentaram níveis de dureza mais altos que as peças temperadas e revenidas. Isto se deve ao fato de que a martensita somente temperada apresenta uma alta resistência mecânica, devido à presença de elementos de liga em solução sólida, maior densidade de discordâncias e outros mecanismos de endurecimento. A microestrutura é supersaturada em relação ao carbono e elementos de liga, apresenta tensões residuais, maior área de contorno de placas e ripas por unidade de volume e presença de austenita retida (ASM METALS HANDBOOK., 1990). Estes parâmetros são responsáveis pela elevada dureza da martensita.



**FIG. 4.31** – Dureza Vickers (HV) em função da temperatura de austenitização (°C). R1, R2 e R3 correspondem, respectivamente, às temperaturas de revenido de 160°C, 180°C e 200°C.

Observou-se que em todas as amostras ocorreu um aumento dos índices de dureza Vickers em função do aumento de temperatura de austenitização. Os maiores níveis de dureza foram obtidos nas amostras temperadas na temperatura de austenitização de 1030°C e revenidas a 160°C. Assim, o melhor resultado encontrado foi de 542,90±12,99 HV (51,90±0,82HRC) na seção transversal e de 558,14±22,55 HV (52,80±1,37 HRC) na seção longitudinal.

A condição de dureza mais alta observada na maior temperatura de austenitização pode ser explicada pelo aumento da concentração de elementos de liga em solução e pela maior dissolução de carbonetos. Os elementos de liga apresentam um papel importante nos mecanismos de reforço dos aços, mediante a formação de precipitados. O carbono atua nos mecanismos reforçadores através da formação de carbonetos, que servem como fontes de multiplicação de discordâncias e atuam como barreiras para o crescimento de grão durante a austenitização. Outro fator que também pode explicar o aumento da dureza é a maior homogeneidade da austenita e a formação de maiores tamanhos de grão de austenita, que aumentam a temperabilidade e a porcentagem de martensita.

O aumento da dureza com o aumento da temperatura de austenitização corroboram os resultados da literatura. CANDELÁRIA & PINEDO (2003) encontraram resultados de dureza crescentes entre as temperaturas de austenitização de 900°C e de 1050°C. Segundo estes autores, o aumento da dureza pode ocorrer devido à maior dissolução de carbonetos  $M_{23}C_6$  que aumentam a supersaturação de carbono e a distorção dos parâmetros de rede da martensita.

Segundo MARIANO & MUROLO (2006), as temperaturas de austenitização geralmente empregadas para os aços inoxidáveis martensíticos estão compreendidas entre 950°C e 1200°C, nas quais ocorre uma maior dissolução de carbonetos e decomposição da ferrita delta. Estas temperaturas não devem ser muito baixas de forma que reduza o valor da tenacidade pela não dissolução dos carbonetos. Como também não devem ser demasiadamente altas para evitar o crescimento acentuado dos grãos austeníticos. O objetivo é a obtenção de uma martensita homogênea, com propriedades mecânicas e resistência à corrosão adequadas. Baixas temperaturas de austenitização produzem menores tamanhos de grão e baixa homogeneidade da austenita.

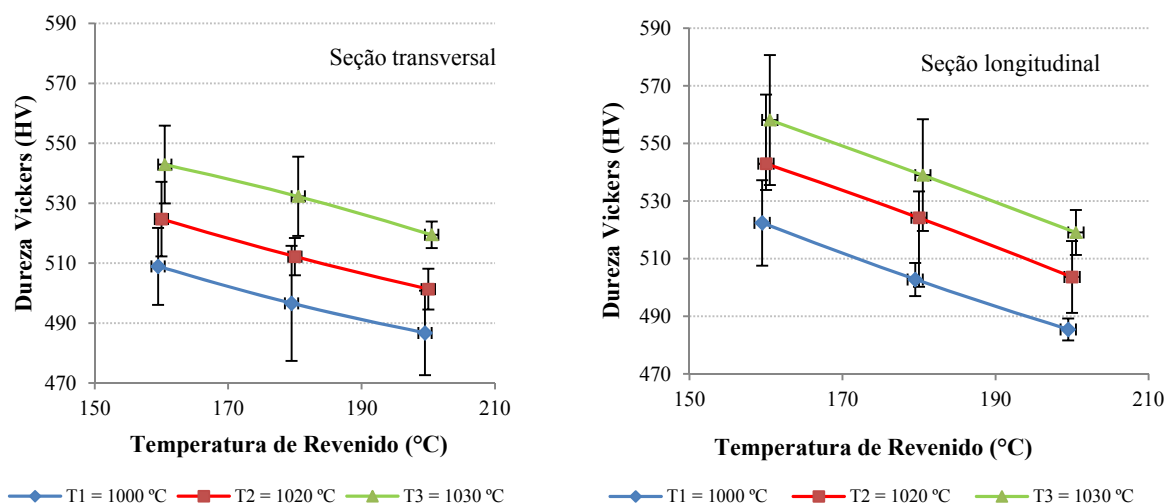
GARCIA DE ANDRÉS *et al.* (1998) verificaram os efeitos dos elementos formadores de carbonetos em uma liga de aço inoxidável martensítico após tratamento térmico de austenitização em temperaturas compreendidas entre 1000°C e 1250°C. Observaram que,

quanto maior a temperatura, maior fração de carbonetos  $M_{23}C_6$  são dissolvidos e colocados em solução na austenita. Como resultado, aumenta a concentração de carbono e de elementos de liga na martensita e, por conseguinte, ocorre um aumento da dureza do aço.

Segundo PINEDO (2004), nas temperaturas de austenitização compreendidas entre 900°C e 1025°C ocorre um aumento da resistência à corrosão do aço AISI 420, devido a um efeito benéfico produzido pelo enriquecimento de cromo na matriz. Temperaturas superiores promovem um aumento da taxa de corrosão.

Os índices de dureza Vickers após o tratamento térmico, em relação à temperatura de revenimento, são mostrados na FIG. 4.32. Pode-se observar nos gráficos da FIG. 4.32, que em ambas as seções transversal e longitudinal, a dureza das amostras em todas as temperaturas de austenitização diminuiu em função do aumento da temperatura de revenido. Isto se deve ao fato de que, quando a temperatura de revenido aumenta, ocorre o início do rearranjo das discordâncias e alívio das tensões residuais. Assim, observa-se uma redução da densidade de discordâncias e, por conseguinte, da dureza.

A finalidade do tratamento térmico de revenimento é uma otimização das propriedades mecânicas e da tenacidade do aço. No revenimento ocorre a precipitação de carbonetos, recuperação e recristalização da estrutura martensítica e transformação da austenita retida, após o resfriamento à temperatura ambiente (STROBEL FILHO *et al.*, 2007).

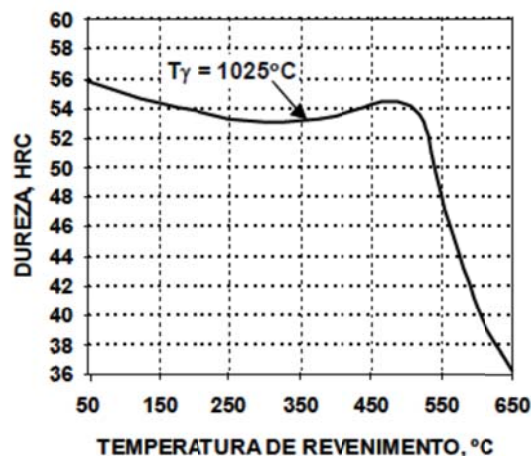


**FIG. 4.32**– Dureza Vickers (HV) em função da temperatura de revenido (°C). T1, T2 e T3 correspondem, respectivamente, às temperaturas de austenitização de 1000°C, 1020°C e 1030°C.

O presente estudo utilizou as temperaturas de revenimento de 160°C, 180°C e 200°C, com o objetivo de alívio de tensões, mantendo uma alta dureza das amostras. Os índices de dureza obtidos com o tratamento térmico foram maiores após o revenimento a 160°C, nas três temperaturas de austenitização, em relação às temperaturas de revenido a 180°C e 200°C. Através da análise da FIG. 4.32, observa-se que a maior dureza foi alcançada pela amostra austenitizada em 1030°C e revenida na temperatura de 160°C.

Os resultados obtidos na FIG. 4.32, com a redução da dureza em função do aumento das temperaturas de revenimento, podem ser comparados com a curva de revenimento para o aço AISI 420 austenitizado em 1025°C, mostrada na FIG. 4.33. Pode-se observar que houve uma pequena redução da dureza na faixa de revenimento compreendida entre as temperaturas de 160 e 200°C. A resistência à corrosão aumenta no revenimento pelo alívio das tensões internas na rede cristalina, com a formação da martensita revenida. Este efeito é predominante na temperatura de revenido de 200°C (PINEDO, 2004).

Segundo COSTA E SILVA & MEI (2010), existem três faixas de revenimento mais importantes para os aços inoxidáveis martensíticos. No revenimento em temperaturas até cerca de 400°C ocorre uma pequena redução da dureza, podendo haver endurecimento secundário pela precipitação de carbonetos de cromo em temperaturas maiores. A faixa de temperatura compreendida entre 450 e 500°C deve ser evitada pois pode resultar em perda da tenacidade. Acima de 500°C, ocorre um rápida redução da dureza e na resistência mecânica, com aumento da ductilidade e da tenacidade. Esta é a faixa geralmente utilizada para obtenção de propriedades mecânicas satisfatórias para fins estruturais.



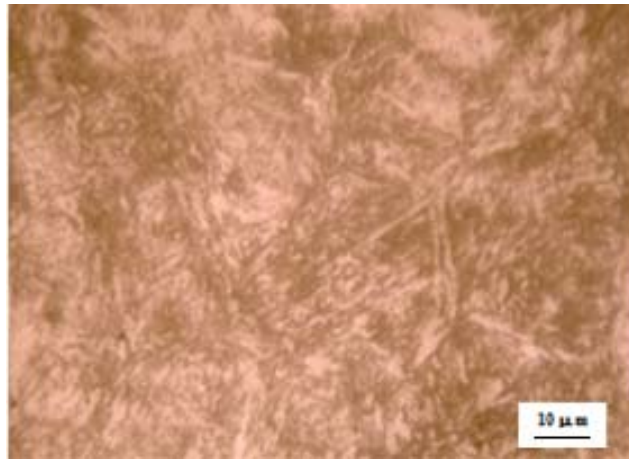
**FIG. 4.33** – Curva de revenimento do aço AISI 420 (PINEDO, 2004).



### 4.3 ANÁLISE DA FRESA CIRÚRGICA

#### 4.3.1 ANÁLISE MICROESTRUTURAL

A análise da morfologia da fresa revelou uma microestrutura martensítica, com a martensita em forma de ripas, como mostra a FIG. 4.34. Este foi o mesmo resultado obtido após o tratamento térmico da matéria-prima das fresas.



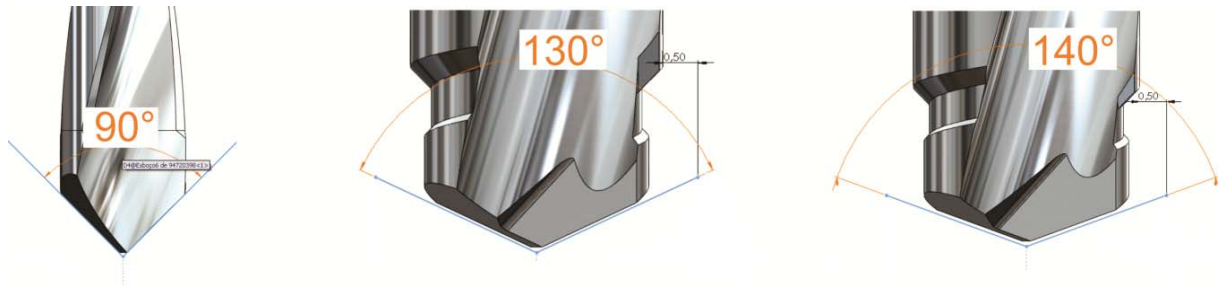
**FIG. 4.34** – Microestrutura da fresa cirúrgica: matriz martensítica.

#### 4.3.2 ENSAIOS DE DUREZA

A dureza da seção longitudinal da fresa foi analisada em relação a dez pontos de medição, cuja média foi de  $507,41 \pm 12,65$  HV ( $49,56 \pm 0,86$  HRC). Sabendo-se que o melhor resultado de dureza após o tratamento térmico foi de  $558,14 \pm 22,55$  HV ( $52,80$  HRC  $\pm 1,37$ ) para a seção longitudinal da amostra, verifica-se que houve um ligeiro aumento da dureza da matéria-prima das fresas com os tratamentos térmicos propostos no presente trabalho.

### 4.3.3 ANÁLISE DO ÂNGULO DE PONTA

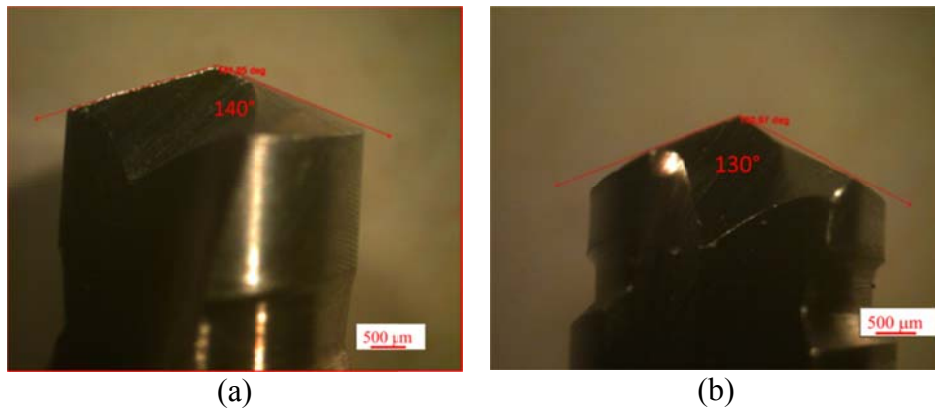
As medidas dos ângulos de ponta das fresas utilizadas nos ensaios de furação são mostradas na FIG. 4.35. As fresas helicoidais escalonadas de 2,0 mm e 2,4/2,8 mm apresentaram o mesmo ângulo de ponta de 90°. O ângulo de ponta mudou significativamente para 130° na fresa de 3,2/3,6 mm. Na fresa de 3,8/4,2 mm, utilizada nos ensaios manuais com a influência do operador e nos 7° ao 10° ensaios sem a interferência do operador, houve um aumento para 140°.



**FIG. 4.35** – Ilustração representativa da análise do ângulo de ponta das fresas cirúrgicas.

A mudança no ângulo de ponta da fresa de 90° para 130° pode explicar a maior variação de temperatura ocorrida com a furação da fresa de 3,2/3,6 mm. Segundo o Projeto de Revisão da Norma ABNT NBR ISO 9714-1/2012, sobre instrumentos de perfuração ortopédicos, o ângulo de ponta deve ser de  $90 \pm 10^\circ$ .

A fresa de 3,8/4,2 mm com menor ângulo de ponta (130°) foi utilizada nos 11° e 12° ensaios sem a interferência do operador. Na FIG. 4.36 são mostradas as fresas de 3,8/4,2 mm: original com 140° (a) e modificada com 130° (b).



**FIG. 4.36** – Análise dos ângulos de ponta das fresas para implantes de 3,8/4,2 mm. Fresa original com ângulo de 140°(a) e fresa modificada com ângulo de 130°(b).

A substituição da fresa de 3,8/4,2 mm com ângulo de ponta de 140° pela fresa de mesmo diâmetro mas com ângulo de 130°, causou uma grande redução nas variações de temperaturas nas profundidades de 7,0 e 10,0 mm, da força aplicada e do torque, como pode ser observado na FIG. 4.20.

KARMANI & LAM (2004) apresentaram uma revisão de diversos trabalhos sobre a geometria e função de fresas cirúrgicas, onde mostraram que o ângulo de ponta e o ângulo de hélice influenciam diretamente no trabalho mecânico de corte, que em sua maioria é convertido em calor. Assim, o ângulo de ponta das fresas apresenta grande influência nas variações de temperaturas ocorridas no tecido ósseo com as furações.

## 5 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- nos ensaios manuais com refrigeração, a fresa de 3,2/3,6 mm provoca o maior aquecimento, sem atingir níveis de temperaturas consideradas críticas;
- nos ensaios mecanizados sem refrigeração e com o controle de avanço pela máquina de ensaios universal, a fresa de 3,8/4,2 mm apresenta as maiores variações de temperatura;
- o aquecimento do tecido ósseo é maior na velocidade de 1210 rpm que em 810 rpm;
- nos ensaios realizados na máquina de ensaios universal sem refrigeração, as forças máximas aplicadas e os torques máximos foram maiores na velocidade de 810 rpm que em 1210 rpm;
- o maior aquecimento detectado ocorreu na profundidade de inserção dos termopares de 10,0 mm;
- nos ensaios manuais, quanto maior o tempo de furação, maior a variação de temperatura;
- até 48 usos seguidos por esterilizações, não se observou influência na variação de temperatura, sinais de desgastes e de corrosão das fresas;
- a redução do ângulo de ponta da fresa de 3,8/4,2 mm gera menores variações de temperaturas, taxas de variação de temperaturas, forças aplicadas e torques; e
- o resfriamento do osso após o uso da fresa de 3,8/4,2 mm nos ensaios de furação realizados na máquina de ensaios universal pode ser descrito pela equação:  $T(t) = T_0 e^{-0,00118t}$ , onde  $T_0$  é a temperatura máxima alcançada pela última fresa, considerada a temperatura inicial para a curva de resfriamento.

Após o tratamento térmico da matéria-prima das fresas, pode-se concluir que:

- houve a formação de martensita em todas as amostras após a têmpera e revenido;
- não houve solubilização completa dos carbonetos nas temperaturas de austenitização de 1000°C, 1020°C e 1030°C;

- a dureza das amostras aumentou com o aumento da temperatura de austenitização, reduziu com o aumento da temperatura de revenido; e
- o tratamento de austenitização a 1030°C e revenido a 160°C induz uma dureza maior que a fresa comercial.

Com respeito às sugestões para trabalhos futuros, pode-se destacar:

- analisar medições de temperaturas com os ensaios de furação realizados com a força constante;
  - utilizar amostras de osso com diferentes espessuras de cortical;
  - realizar ensaios com diferentes velocidades de avanço;
  - comparar as taxas de resfriamento em ensaios com e sem refrigeração;
  - aplicar o tratamento térmico de austenitização em 1030°C e revenido em 160°C após a usinagem da fresa para comparar com as propriedades mecânicas das fresas comercializadas;
- e
- estudar a influência do ângulo de ponta da fresa sobre as variações de temperaturas no tecido ósseo.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABAGGE, M. **Análise multifatorial de variáveis associadas à extensão da necrose óssea térmica consequente a perfuração com broca metálica em ovinos.** Tese de Doutorado, Universidade Federal do Paraná. Curitiba, 2002.
- ABOUZGIA, M.B., JAMES, D.F. Temperature rise during drilling through bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, 1997; 12(3):342-353.
- ABOUZGIA, M.B., SYMINGTON, J.M. Effect of drill speed on bone temperature. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, 1996; 25: 394-399.
- ABNT NBR ISO 9714-1:2012. Projeto de revisão. Instrumentos de perfuração ortopédicos – Parte 1: brocas, machos e escareadores.
- ALBREKTSSON, T. Bone tissue response, in Brånemark, P-I, Zarb, G.A., Albrektsson, T. **Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.** Chicago, IL, Quintessence, 1985, p.129-143.
- ALBREKTSSON, T., BRANEMARK, P.I., HANSSON, H.A., LINDSTROM, J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthop Scand**, 1981; 52(2): 155-170.
- ASM Metals Handbook. **“Properties and Selection: Irons, Steels and High Performance Alloys”**. 10<sup>a</sup> ed. Ed. ASM International, 1990. 2521p. Vol.1.
- ASTM International. Standard guide for preparation of metallographic specimens. Designation: E3-11.
- ASTM International. Standard practice for microetching metals and alloys. Designation: E407-07.
- ASTM International. Standard specification for wrought stainless steels for surgical instruments. Designation: F899-09.

- AUGUSTIN, G., ZIGMAN, T., DAVILA, S., UDILLJAK, T., STAROVESKI, T., BREZAK, D., BABIC, S. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. **Clinical Biomechanics**, 2012; 27: 313-325.
- BACHUS, K.N., RONDINA, M.T., HUTCHINSON, D.T. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. **Medical Engineering & Physics**, 2000; 22: 685-691.
- BARBOSA, B.A. **Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis**. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo. Bauru-SP, 2009.
- BARLOW, L.D & DU TOIT, M. Effect of austenitizing heat treatment on the microstructure and hardness of martensitic stainless steel AISI 420. **Journal of Materials Engineering and Performance**, 2012; 21(7): 1327-1336.
- BARROS, C.A.V.S., VIEIRA, D.M., REIS, E.S., NIGRO, F., FRANCISCHONE, C.E. O fenômeno da osseointegração, in: FRANCISCHONE, C.E. & MENUCCI NETO, A. **Bases clínicas e biológicas na Implantologia**. Livraria Santos Editora. São Paulo, 2009; cap.2, p. 9-22.
- BENINGTON, I.C., BIAGIONI, P.A., BRIGGS, J., SHERIDAN, S., LAMEY, P-J. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. **Clin. Oral Impl. Res.**, 2002; 13: 293-297.
- BENINGTON, I.C., BIAGIONI, P.A., CROSSEY, P.J., HUSSEY, D.L., SHERIDAN, S., LAMEY, P.J. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. **Journal of Dentistry**, 1996; 24(4): 263-267.
- BERGLUNDH, T., ABRAHAMSSON, I., LANG, N.P., LINDHE, J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. A model study in the dog. **Clin Oral Impl Res**, 2003; 14:251–262.
- BLACK, J.T. & KOHSER, R.A. **DeGarmo's materials & processes in manufacturing**. 10ªed. John Wiley & Sons, Inc., 2008. 1010p.
- BRAMFITT, B.L. & BENSCOTER, A.O. **Metallographer's Guide: Practices and Procedures for Irons and Steels**. 1ª ed. Ed. ASM International. EUA, 2002.

- BRÅNEMARK, P.I., ADELL, R., BREINE, U., HANSSON, B.O., LINDSTRÖM, J., OHLSSON, A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg**, 1969; 3(2):81-100.
- BRISMAN, D.L. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, 1996; 11:35–37.
- BUNGARDT, V. K. Untersuchungen über der Aufbau des Systems Eisen-Chrom-kohlenstoff. Arch. **Eisenhüttenwesen**, 1958; 29(3): 193-203.
- CALLISTER JR., W.D. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 7ªed. Ed. LTC. Rio de Janeiro, 2008. 705p.
- CANDELÁRIA, A.F. & PINEDO, C.E. Influence of the heat treatment on the corrosion resistance of the martensitic stainless steel type AISI 420. **Journal of Materials Science Letters**, 2003; 22: 1151-1153.
- CHACON, G.E., BOWER, D.L., LARSEN, P.E., McGLUMPHY, E.A., BECK, F.M. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, 2006; 64:265-269.
- CHIAVERINI, V. **Aços e ferros fundidos**. 6ªed. Associação Brasileira de Metais. São Paulo, 1988. 576p.
- COLPAERT, H. **Metalografia dos produtos siderúrgicos comuns**. 4ª ed. Editora Blucher. São Paulo, 2008. 652p.
- CORDIOLI, G. & MAJZOUB, Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 1997; 12(2): 186-193.
- COSTA E SILVA, A.L.V. & MEI, P.R. **Aços e ligas especiais**. 3ªed. Ed. Blucher, 2010. 646p.
- DAVIES, J.E. Bone bonding at natural and biomaterial surfaces. **Biomaterials**, 2007; 28: 5058–5067.
- DAVIES, J.E. Understanding peri-implant endosseous healing. **Journal of Dental Education**, 2003; 67(8): 932-949.



- DONATH, K., KEBIR, M., MARTINEZ, H., DAVARPANAH, M., TECUCIANU, J-F. Integração e fisiologia tecidual, in: DAVARPANAH, M., MARTINEZ, H., KEBIR, M., TECUCIANU, J-F. Manual de implantodontia clínica. Ed. Artmed. Porto Alegre, 2003; cap.3, p.33-65.
- ELIAS, C.N., ROCHA, F.A., SANTOS, M.V. Influências do tratamento da superfície em estabilidade primária, molhabilidade e osseointegração dos implantes dentários. **Revista Implant News**, 2011; 8(3a): 14-21.
- ERCOLI, C., FUNKENBUSCH, P.D., LEE, H.J., MOSS, M.E., GRASER, G.N. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 2004; 19:335-349.
- ERIKSSON, A., ALBREKTSSON, B., GRANE, B., McQUEEN, D. Thermal injury to bone: a vital microscopic description of heat effects. **Int J Oral Surg**, 1982; 11: 115-121.
- ERIKSSON, R.A., ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. **J. Prosthet. Dent.**, 1983; 50 (1):101-107.
- ERIKSSON, R., ALBREKTSSON, T. The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. **J Oral Maxillofac Surg**, 1984; 42:705-711.
- ESPOSITO, M., HIRSCH, J.M., LEKHOLM, U., THOMSEM, P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. **Eur J Oral Sci**, 1998; 106(1):527-551.
- FARIA, R., CAMARGO, F.P., BARBOSA, S.H., BOTTINO, M.A., TAKAHASHI, F.E. Avaliação do calor gerado durante o preparo do tecido ósseo utilizando-se brocas de diferentes sistemas de implantes. **Cienc. Odontol. Bras.**, 2005; 8 (4): 56-67.
- FARIA, R., CAMARGO, F.P., BOTTINO, M.A., ARAÚJO, M.A.M., VALERA, M.C., LIMA, E.G. Efeito da velocidade na geração de calor durante o preparo do tecido ósseo para colocação de implante. **Implant News**, 2012; 9(1): 69-75.
- GARCIA DE ANDRÉS, C., ALVAREZ, L.F., LOPEZ, V., JIMÉNES, J.A. Effects of carbide-forming elements on the response to thermal treatment of the X45Cr13 martensitic stainless steel. **Journal Of Materials Science**, 1998; 33: 4095-4100.

- GOLIN, A.L. **Análise do comportamento de ferramentas de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geração de calor no osso.** Dissertação de Mestrado, Pontifícia Universidade Católica da Universidade do Paraná. Curitiba, 2005.
- HOBKIRK, J.A., WATSON, R.M., SEARSON, L.J.J. **Introducing dental implants.** 1ªed. Ed. Churchill Livingstone. 2003. 224p.
- ISFAHANY, A.N., SAGHAFIAN, H., BORHANI, G. The effect of heat treatment on mechanical properties and corrosion behavior of AISI420 martensitic stainless steel. **Journal of Alloys and Compounds**, 2011; 509:3931-3936.
- 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**, 1997a; 10(5): 411-414.
- 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**, 1997b; 10:536-540.
- JAMES, R. A., MCKINNEY JR., R.V., MEFFERT, R.M. Tecidos circunjacentes aos implantes dentários, in: MISCH, C.E. **Implantes dentários contemporâneos.** 2ª ed. Livraria Editora Santos, Rio de Janeiro, 2000; cap.8, p. 239-251.
- JUNQUEIRA, L.C. & CARNEIRO, J. **Histologia básica.** 11ª ed. Ed. Guanabara Koogan. Rio de Janeiro, 2008. 524p.
- KARMANI, S. & LAM, F. The design and function of surgical drills and K-wires. **Current Orthopaedics**, 2004; 18: 484-490.
- KLEIN-NULEND, J., BACABAC, R.G., MULLENDER, M.G. Mechanobiology of bone tissue. **Pathologie Biologie**, 2005; 53: 576-580.
- LECKHOLM, U. & ZARB, G.A. Patient selection and preparation. In: Branemark, P-I, Zarb, G.A., Albrektsson, T. **Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.** Chicago: Quintessence, 1985:199-210.
- LINDHE, J., BERGLUNDH, T., LANG, N.P. Osseointegração, in: LINDHE, J., LANG, N. P., KARRING, T. **Tratado de periodontia clínica e implantodontia oral.** 5ªed. Ed. Guanabara Koogan. Rio de Janeiro, 2010; cap.5, p. 96-103.

- LO, K.H., SHEK, C.H., LAI, J.K.L. Recent developments in stainless steels. **Materials Science and Engineering R**, 2009; 65: 39-104.
- MAHMOUDI, B., TORKAMANY, M.J., SABOUR ROUH AGHDAM, A.R., SABBAGHZADE, J. Laser surface hardening of AISI 420 stainless steel treated by pulsed Nd:YAG laser. **Materials and Design**, 2010; 31:2553-2560.
- MARIANO, N.A. & MUROLO, J.P. Efeito do tratamento térmico na microestrutura e resistência à corrosão da liga 12Cr1,8Ni0,1C. **Revista Matéria**, 2006; 11(2):138-145.
- MISCH, C.E. Bone character: second vital implant criterion. **Dent Today**, 1988; Jun/Jul: 39.
- MISIC, T, MARKOVIC, A., TODOROVIC, A., COLIC, S., MIODRAG, S., MILICIC, B. An in vitro study of temperature changes in type 4 bone during implant placement: bone condensing versus bone drilling. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, 2011; 112(1): 28-33.
- MISIR, A.F., SUMER, M., YENISEY, M., ERGIOGLU, E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. **J Oral Maxillofac Surg**, 2009; 67:2663-2668.
- MONTGOMERY, D.C. & RUNGER, G.C. **Estatística Aplicada e Probabilidade para Engenheiros**. 2ª Edição, Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., Rio de Janeiro, 2003; cap.12 e 13, p. 268-346.
- OH, H.J., WIKESJÖ, U.M.E., KANG, H-S., KU, Y., EOM, T-G., KOO, K-T. Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: a pilot study. **Clin. Oral Impl. Res.**, 2011; 22:722-726.
- OLIVEIRA, N., ALAEJOS-ALGARRA, F., MAREQUE-BUENO, J., FERRÉS-PADRÓ, E., HERNÁNDEZ-ALFARO F. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. **Clin. Oral Impl. Res.**, 2012; 23(8):963-969.
- PINEDO, C.E. **Tratamento Térmico e Superficial do Aço Inoxidável Martensítico AISI 420 destinado a Moldes para Injeção de Polímeros: Parte I – Tratamento Térmico**. Anais do 2º Encontro da Cadeia de Ferramentas, Moldes e Matrizes - ABM, 21 a 23 de Setembro, São Paulo/SP, pp. 281-292, 2004.

- QUEIROZ, T.L., SOUZA, F.A., OKAMOTO, R., MARGONAR, R., PEREIRA-FILHO, V.A., GARCIA JÚNIOR, I.R., VIEIRA, E.H. Evaluation of Immediate Bone-Cell Viability and of Drill Wear After Implant Osteotomies: Immunohistochemistry and Scanning Electron Microscopy Analysis. **J Oral Maxillofac Surg**, 2008; 66:1233-1240.
- RAJASEKHAR, A., MADHUSUDHAN REDDY, G., MOHANDAS, T., MURTI, V.S.R. Influence of austenitizing temperature on microstructure and mechanical properties of AISI 431 martensitic stainless steel electron beam welds. **Materials and Design**, 2009; 30: 1612–1624.
- RASHAD, A., KAISER, A., PROCHNOW, N., SCHMITZ, I., HOFFMANN, E., MAURER, P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. **Clin Oral Impl Res**, 2011; 22(12):1361-1365.
- REINGEWIRTZ, Y., SZMUKLER-MONCLER, S., SENGER, B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. **Clin Oral Impl Res**, 1997; 8:189-197.
- SENER, B.C., DERGIN, G., GURSOY, B., KELESOGLU, E., SLIH, I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. **Clin Oral Impl Res**, 2009; 20:294-298.
- SHACKELFORD, J.F. **Ciência dos materiais**. 6ªed. Ed. Pearson Prentice Hall. São Paulo, 2008. 556p.
- SHARAWY, M., MISCH, C.E., WELLER, N., TEHEMAR, S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**, 2002; 60:1160-1169.
- STANFORD, C.M. Biocompatibilidade, resposta tecidual e conceitos da interface do implante, in: WORTHINGTON, P., LANG, B.R., RUBENSTEIN, J.E. **Osseointegração na odontologia: uma visão geral**. 2ª ed. Quintessence Editora, 2005: 7-18.
- STROBEL FILHO, E., LIMA, A.P., MARIANO, N.A. Efeito do tratamento térmico na caracterização microestrutural e das propriedades mecânicas de um aço inoxidável martensítico do tipo 13Cr5Ni0,02C. **REM: R. Esc. Minas**, 2007; 60(1): 123-127.
- SUMER, M., MISIR, A.F., TELCIOGLU, N. T., GULER, A. U., YENISEY, M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. **J Oral Maxillofac Surg**, 2011; 69:1350-1354.

TAVARES, S.S.M., FRUCHART, D., MIRAGLIA, S., LABORIE, D. Magnetic properties of an AISI 420 martensitic stainless steel. **Journal of Alloys and Compounds**, 2000; 312: 307-314.

TEHEMAR, S.H. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 1999; 14(1):127-136.

WORTHINGTON, P. Estágios cirúrgicos da osseointegração, in: WORTHINGTON, P., LANG, B.R., RUBENSTEIN, J.E. **Osseointegração na odontologia: uma visão geral**. 2ª ed. Quintessence Editora, 2005: 31-35.

ZARB, G.A. & ALBREKTSSON, T. Osseointegration-a requiem for the periodontal ligament? Editorial. **International Journal of Periodontology and Restorative Dentistry**, 1991; 11:88-91.