

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Celso João Hochscheidt

**Análise comparativa do poder de corte, manutenção da superfície e
geração de calor entre diferentes tipos de brocas usadas em
Implantodontia: um estudo *in vitro*.**

CURITIBA
2014

Celso João Hochscheidt

Análise comparativa do poder de corte, manutenção da superfície e geração de calor entre diferentes tipos de brocas usadas em Implantodontia:
um estudo *in vitro*.

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia área de concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu
Coorientador: Prof. Dr. Augusto Ricardo Andrighetto

CURITIBA
2014

Hochscheidt ,Celso João

H685a Análise comparativa do poder de corte, manutenção da superfície e geração de calor entre diferentes tipos de brocas usadas em Implantodontia: um estudo *in vitro*. Curitiba, 2014.
183f. : il. ; 31cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2014
Orientador: Prof. Dr. Roberto Shimizu;
Coorientador: Prof. Dr. Augusto Ricardo Andrighetto

Bibliografia

1. Osteotomia. 2. Calefação. 3. Cerâmica. 4. Implantes Dentários. 5. Aço Inoxidável. 6. Redução do dano. 7. Teste de materiais.

Celso João Hochscheidt

Análise comparativa do poder de corte, manutenção da superfície e geração de calor
entre diferentes tipos de brocas usadas em Implantodontia:
um estudo *in vitro*.

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Roberto H. Shimizu

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Geninho Thomé

Prof. Dr. Luís Mauro Moura

Aprovada em: 29/09/2014.

Dedicatória

A Deus que me deu forças para seguir adiante, superando os obstáculos na execução do projeto de pesquisa. Com Ele, cada barreira encontrada transformou-se em trampolim e um estímulo para melhorar ainda mais a dissertação e os dois artigos nela inseridos.

A meus pais, Hildeberto e Iria e aos meus irmãos. Seria impossível não desanimar sem os exemplos recebidos na família: fé em Deus e perseverança, buscando o melhor de si.

À minha querida esposa e colega Margareth, a gratidão eterna pela cobertura nas atividades, sustentando o lar, filhos e clínica e ainda na finalização deste trabalho.

À filha e colega Regina Célia, pelo apoio e dedicação na clínica, fundamentais para que eu pudesse empenhar-me mais e melhor no projeto do mestrado e suas derivações.

Ao filho Renato Francisco, amigo e companheiro de muitas aventuras. Acreditando sempre mais na sua plena recuperação.

Ao sobrinho Thiago que durante minhas viagens assumiu meu papel na casa. Aos outros sobrinhos e sobrinhos-netos para que se animem ainda mais na busca do conhecimento.

In memorium ao sogro Edison Luz e a vovó Maria de Jesus, pelos exemplos de vida.

Aos pacientes do curso ILAPEO e aos clientes da clínica Top Odontologia, um imenso obrigado pela compreensão das inevitáveis transferências de horários nos últimos meses.

Às colegas da clínica: Dr^a Shênia, Dr^a Valéria, Dr^a Regina e funcionárias: Rosa, Eugênia, Joana e Renata. Obrigado pelos atendimentos prestados durante minhas pesquisas.

Aos inúmeros amigos da Obra de Maria dispersos pelo Brasil, muitos dos quais clientes e grandes incentivadores da busca por um ideal maior, um caloroso abraço e toda unidade!

A todos os pesquisadores insatisfeitos com os modelos existentes, para que busquem respostas em novas alternativas, procurando melhorar sempre.

É necessário renovar este pensamento em
cada dia: não posso contentar-me em
viver como vivi ontem, devo melhorar
sempre!

Chiara Lubich (1920-2008)

Agradecimentos

Aos colegas de trabalho da SESA / SCVSAT / 3ª RS, pelos incentivos diante dos desafios desde o início do Mestrado: Vânia, Marcondes, Cássia, Cláudio, Luís Oba, Ivo, Mauro, Edivaldo, João Darci, Ellen, Evelyn, Lilian, Licélia, Jeferson e Rosnei. À direção e às chefias setoriais, minha eterna gratidão, devo a cada um parte deste trabalho.

À coordenadora do Mestrado, Dr^a Ivete Sartori que, desde Bauru/SP me convidou para o ILAPEO e na Metodologia da Pesquisa impulsionou o projeto, norteando a viabilização do mesmo com muitas parcerias. Sinto-me honrado por frequentar um curso desse nível.

Ao orientador, Dr. Roberto Hideo Shimizu e ao coorientador Dr. Augusto Andrighetto, pelos incentivos no aprimoramento deste trabalho e seus desdobramentos.

Aos professores do Mestrado ILAPEO sempre solícitos nas dúvidas e grandes incentivadores, especialmente às Dr^{as}. Ana Cláudia, Ricarda e Marcela pelas dicas metodológicas. Aos demais professores da clinica, Dr^s. Leandro, Rodrigo, Jacques e Sérgio pela prontidão nas ideias e viabilização de mais um grupo de brocas da Neodent.

À empresa Neodent, por todo o apoio e grandiosa estrutura de suporte. Em especial ao Dr. Geninho Thomé pela incrível contribuição à Implantodontia e participação na minha banca do Mestrado. Um agradecimento à equipe de engenharia: Alexsander Golin, Rafael Salatti, Laiz Valgas, Mirella e Robson, imprescindíveis na realização deste projeto.

À pró-reitoria de Pesquisa em Pós-Graduação da PUCPR, Dra. Paula Trevilatto, ao Dr. Luís Mauro Moura e equipe da Termodinâmica / Laboratório de Sistemas Térmicos e Metrologia. Ao prof. Rodrigo Pierezan da Mecatrônica, Controle e Automação e seu aluno Rafael Kendy, pessoas fundamentais nos experimentos com o robô.

Ao doutorando, Josef Magalhães que, mesmo nas limitações disponibilizadas pela Engenharia Mecânica PUCPR, empenhou-se nas avaliações de desgaste das brocas.

Aos técnicos ligados aos cursos de Mecânica, Robótica, Controle e Automação, Metrologia e Sistemas Térmicos da PUCPR: Jeison, Michell, Thiago, Júlio, Tiago e Hugo.

Aos professores Fábio André e Tadeu da UEPG, obrigado pelo auxílio e incentivos.

Ao Prof. Clemente do SESI - Ponta Grossa-PR pelas ideias no suporte da caixa acrílica.

À Prof^a Marcia Olandoski- PUCPR e Prof. Ary Elias Sabbag Jr - UFPR, pelas estatísticas.

Aos 11 colegas do Mestrado pela amizade construída durante as várias semanas do curso e conhecimentos compartilhados. A experiência de cada um, nas diferentes áreas de atuação e a convivência nas diversas viagens da turma enobreceu muito nosso curso.

Aos colegas das turmas que nos antecederam, pelas pistas e linhas de pesquisas que deixaram para trilhar, possibilitando diversificar e ampliar o conhecimento.

Aos funcionários do ILAPEO, especialmente da biblioteca: Luciana e Tânia, pela simpatia e prontidão nas horas mais difíceis; à Marlene e toda equipe, pela alegria e solicitude.

Aos guardas e zeladores por nossos veículos e pertences que nos acompanharam durante os mais de dois anos de convivência. Enfim, a todos aqueles que contribuíram direta e indiretamente para a elaboração desse trabalho, meus sinceros agradecimentos.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	16
2. Revisão da Literatura.....	18
3. Proposição.....	68
4. Material e Método	69
5. Artigos Científicos.....	107
6. Referências	150
7. Apêndices.....	157
8. Anexos	182

Lista de Figuras

Figura 1 - A, Robô utilizado nos ensaios; B - Motor de implantes no estudo piloto.....	69
Figura 2 - A, Forças de usinagem atuantes no gume. B, Cálculo vel. de corte (V_c).....	70
Figura 3 - Aquecimento da broca e da superfície óssea registrados na câmera IV.....	72
Figura 4 - Diferentes brocas utilizadas, com sedimentos aderidos às brocas.....	72
Figura 5 - Irrigação da broca $\varnothing 1,1$ mm no preparo para os termopares.....	73
Figura 6 - Motor de implante com P1: 1600rpm, torque 45Ncm e fluxo de 20ml/min.....	73
Figura 7 - A, Termopares no experimento. B- Detalhe do tipo T após vários usos.....	75
Figura 8 - A, Brocas de aço com revestimento DLC. B - Detalhes da broca $\varnothing 3,0$ mm.....	75
Figura 9 - A e B, Brocas do grupo GE: helicoidal $\varnothing 2,0$, a piloto $\varnothing 2,0/3,0$ e $\varnothing 3,0$ mm.....	76
Figura 10 - A, Brocas do grupo GZ (misto). B - Detalhes da cerâmica ATZ $\varnothing 3,0$ mm.....	77
Figura 11 - A, Estereoscópio <i>Zeiss</i> para avaliação das brocas. B, Goniômetro e morsa usados para avaliação dos ângulos geométricos.....	79
Figura 12 - A, Broca de aço com DLC $\varnothing 2,0$ mm, ângulos de ponta e de hélice. B- Detalhe das arestas de corte primária e secundária, com ângulos de ponta distintos.....	79
Figura 13 - A, Broca piloto de aço DLC utilizada. B - Gumes de corte em 2 níveis.....	80
Figura 14 - A, Broca helicoidal tripla $\varnothing 3,0$ mm aço com DLC. B - Gumes de cortes.....	80
Figura 15 - A, Broca helicoidal aço experimental $\varnothing 2,0$ mm. B - Vista de topo da broca.....	80
Figura 16 - A, Broca piloto 2/3mm de aço inox (GE). B - Vista de topo da broca.....	81
Figura 17 - A, Arestas de corte da broca aço 3,0mm (GE). B – Perfil da trilaminar.....	81
Figura 18 - A, Lâminas de corte da broca piloto cerâmica. B - Vista lateral da piloto.....	81
Figura 19 - A, Broca cerâmica ATZ 3,0mm trilaminar. B - Arestas da broca cerâmica.....	82
Figura 20 - A, Arestas corte da broca $\varnothing 2,0$ mm (SGA- 0) detalhe das duas arestas de corte, devido a afiação. B – Uma das lâminas e arestas de corte da $\varnothing 2,0$ mm.....	83
Figura 21 - Desgaste medido na broca (VB_{Bmax}) – Adaptado da Norma ISO 3685:93.....	83
Figura 22 - A, Material poliuretano para testes EC. B- Furação do <i>blank</i> padrão (EC1)...	84

Figura 23 - A, Equipamento para o teste de EC. B - Programa para avaliação de eficiência de brocas ou eficiência de corte (Neodent).....	85
Figura 24 - A, Balança analítica de precisão. B - Broca no processo de pesagem.....	86
Figura 25 - Classificação da qualidade óssea para a maxila e mandíbula em humanos. Adaptado de Lekholm e Zarb (1987).....	87
Figura 26 - A, Paquímetro para espessura ($\geq 10\text{mm}$). B - Costelas bovinas em pé.....	88
Figura 27 - A, Costelas imersas em solução salina e etanol 50% antes do experimento. B - Espécime preparado para início das perfurações à temperatura ambiente.....	89
Figura 28 - A, Paquímetro utilizado. B - Mensuração da cortical na borda superior.....	89
Figura 29 - A Radiografia periapical no corpo da costela bovina. B – Confirmação da espessura cortical na borda superior ($2,0\pm 0,5\text{mm}$)	90
Figura 30 - A, Aplainamento da borda aguda da costela com fresa <i>maxicut</i> para facilitar o acesso da broca. B – Observada a espessura média cortical na borda superior	90
Figura 31 - A, Elevação cortical dificultando a penetração correta da broca. Após o aplainamento, o posicionamento correto da broca. B - Comprovação radiográfica.....	91
Figura 32 - A, Marcação dos pontos centrais para o preparo dos canais com auxílio do robô. B – Distância de 10mm entre as furações e perpendicularidade com a borda.....	92
Figura 33 - A, Parafusos de fixação adaptáveis às diferentes espessuras dos espécimes. B - Dispositivos de fixação nas extremidades da caixa acrílica.....	92
Figura 34 - A, Alavanca para liberação das brocas no suporte de alumínio para o contra-ângulo (20:1). B - Canal de irrigação externa e fibra óptica na extremidade.....	93
Figura 35 - A, Espécime preparado para iniciar instalação dos termopares B - Termohigrômetro digital utilizado nos experimentos, com sensor na caixa.....	94
Figura 36 - A, Programação (P2) do motor de implantes para furações (40ml/min). B – Programação para os preparos sem irrigação (P3).....	94
Figura 37 - A, Controlador do robô com o programa de preparo para os termopares. B – Nivelamento prévio do espécime na caixa acrílica, antes das furações iniciais.....	95
Figura 38 - A, Preparos para os sensores de temperatura em duas profundidades. B - Preparos prontos para receber 20 sensores de temperatura - termopares tipo T.....	96
Figura 39 - Profundidade (5 e 13mm) e lateralidade dos canais dos termopares situados a 1,0mm da broca $\varnothing 3,0\text{mm}$ (BH) e $\varnothing 2/3\text{mm}$ (BP) e a 1,5mm da broca $\varnothing 2,0\text{mm}$ (BH).....	96
Figura 40 - A, Termopares sendo instalados nos orifícios com $\varnothing 1,1\text{mm}$ em dois níveis de profundidade. B - Desenho radiográfico das furações concluídas demonstrando o	

posicionamento dos canais para os termosensores e das osteotomias obtidas.....	97
Figura 41 - A, Hidratação dos espécimes com soro fisiológico. B – Nos intervalos dos experimentos, uso de gases umedecidas com NaCl (0,9%).....	98
Figura 42 - A, Espécime preparado para iniciar as osteotomias. B - Execução da furação principal entre os termopares instalados.....	99
Figura 43 - A, Pinça para desacoplar as brocas do contra-ângulo. B - Execução da furação com uma broca piloto $\varnothing 2,0/3,0$ mm cerâmica.....	100
Figura 44 - A, Sondagem dos preparos concluídos. B - Radiografia periapical com paralelizadores e brocas $\varnothing 1,1$ a 5 e 13mm da superfície, distantes a 1mm da broca..	100
Figura 45 - A, Brocas em seu respectivo estojo, juntamente com a de enxerto $\varnothing 1,1$ mm. B- Distribuição dos <i>kits</i> de trabalho dos experimentos de SG(1 a 5).....	101
Figura 46 - A, Cuba ultrassônica e detergente enzimático utilizados. B - Processo de limpeza das brocas por SG de materiais antes da pesagem para testes de PM.....	102
Figura 47 - A, Equipamento e módulo <i>Agilent</i> ®. B - Registros dos sinais térmicos.....	103
Figura 48 - Esforço de torque médio obtidos com a broca helicoidal $\varnothing 2,0$ mm nos três grupos, anterior e posterior aos experimentos nas costelas bovinas.....	160
Figura 49 - Valores % da diminuição do torque broca 2,0mm após as furações.....	160
Figura 50 - Valores de torque com as brocas 3,0mm nos GA (azul), GZ (vermelho) e GE (verde) anterior e posterior aos experimentos nas costelas bovinas.....	160
Figura 51 - Valores % da diminuição do torque médio broca 3,0mm após furações.....	161
Figura 52 – Resultado do torque (eixo y) para cada tipo de material e \varnothing de broca.....	161
Figura 53 - Tempo (s) de furação para cada tipo de material e \varnothing de broca. GA-2: broca 2,0mm aço DLC; GA-3: broca 3,0mm aço DLC; GZ-2: broca 2,0mm aço DLC; GZ-3: broca cerâmica 3,0mm; GE-2: broca 2,0mm aço experimental; GE-3: broca 3,0mm.....	161
Figura 54 - Número médio de voltas para a furacão no <i>blank</i> com a broca $\varnothing 2,0$ mm, anterior e posterior ao uso nos espécimes bovinos.....	162
Figura 55 - Número médio de giros com broca $\varnothing 3,0$ mm no blank de referência, antes e depois das furações nos espécimes bovinos.....	162
Figura 56 - Estatística descritiva do número voltas X material e \varnothing da broca. GA-2: broca $\varnothing 2,0$ mm aço DLC; GA-3: broca $\varnothing 3,0$ mm aço DLC; GZ-2: broca $\varnothing 2,0$ mm aço DLC; GZ-3: broca cerâmica $\varnothing 3,0$ mm; GE-2: $\varnothing 2,0$ mm aço experimental; GE-3: $\varnothing 3,0$ mm aço exper..	162
Figura 57 - A, Medidas de massa (g) da broca $\varnothing 2,0$ mm antes do experimento e após 50 preparos. B - Valores de massa para brocas piloto $\varnothing 2,0/3,0$ mm.....	164

Figura 58 - Valores de massa para as brocas helicoidais $\varnothing 3,0\text{mm}$ dos SG-5.....	164
Figura 59 - A, Resultados da PM (g) (eixo y) para cada material e diâmetro de broca.....	166
Figura 60 - Temperatura média com irrigação (5mm) para cada material e diâmetro.....	168
Figura 61 - Visualização dos resultados térmicos da temperatura média ($^{\circ}\text{C}$) com irrigação (13mm) para cada tipo de material e diâmetro de broca.....	169
Figura 62 - Número perfurações e variação térmica com TB e a associação no GZ.....	170
Figura 63 - Variação térmica média com irrigação a 13mm e a TB para cada material..	170
Figura 64 - Número de perfurações do GA (eixo x) e a temperatura em $^{\circ}\text{C}$ (eixo y).....	171
Figura 65 - Número de perfurações do GE (eixo x) e a temperatura em $^{\circ}\text{C}$ (eixo y).....	172
Figura 66 - Variações térmicas s/ irrigação 5mm com o número de perfurações GE.....	172
Figura 67 - Visualização resultados para cada tipo de material e diâmetro de broca.....	174
Figura 68 - Visualização da variação média TB (5mm) para cada tipo de material e diâmetro.....	174
Figura 69 - Resultados para broca $\varnothing 2,0\text{mm}$ GE, de acordo com o número furações.....	175
Figura 70 - Variações térmicas s/ irrigação (13mm), com número de perfurações GE...	176
Figura 71 - Variações térmicas s/ irrigação (13mm) para cada material e \varnothing de broca....	177
Figura 72 - Visualização resultados variação térmica s/ irrigação (13mm) com a TB.....	177
Figura 73 - A, Médias térmicas ($^{\circ}\text{C}$) do grupo aço DLC sem irrigação. B - Grupo com irrigação para as brocas GA.....	177
Figura 74 - A, Grupo aço experimental sem irrigação. B – Médias térmicas ($^{\circ}\text{C}$) do grupo GE com uso da irrigação externa.....	178
Figura 75 - A, Médias térmicas ($^{\circ}\text{C}$) do grupo cerâmica (GZ) sem irrigação. B - Cerâmica ATZ com uso de irrigação externa.....	178
Figura 76 - Representação das temperaturas médias da broca $\varnothing 3,0\text{mm}$ s/ Irrigação.....	179
Figura 77 - Representação das temperaturas médias da broca $\varnothing 3,0\text{mm}$ s/ Irrigação.....	179
Figura 78 - Temperaturas máximas atingidas durante os ensaios costelas bovinas.....	179
Figura 79 - A, Registro com câmera IV (<i>Flir SC620</i>) 3.2 megapixel (640x480 resolução) no início da osteotomia do grupo SGA-2, 2ª parte com a broca 2,0mm. B - Aquecimento registrado com câmera IV ao final da primeira furação na osteotomia.....	182
Figura 80 - A, Câmera IV após o término da primeira furação com a broca 2,0mm GA-2. B – Início da segunda furação com a mesma broca na costela bovina.....	182

Lista de Quadros

Quadro 1 - Avaliação temperatura X avanço na profundidade de corte	73
Quadro 2 - Características da furação nos espécimes bovinos. Série das brocas para o preparo, profundidade, tipo de ciclo e tempo total para a sequência de 10 osteotomias. Corte efetivo de 2mm na broca piloto 2,0/3,0mm, após sua guia apical penetrar 3mm....	98
Quadro 3 - Teste EC para broca helicoidal 2,0mm no <i>blank</i> poliuretano padrão.....	159
Quadro 4 - Testes EC para broca 3,0mm no <i>blank</i> com 1/3 espessura do padrão (9,5mm) (GE).....	159
Quadro 5 - Valores iniciais de massa (g) para todas as brocas do experimento (PM1)..	163
Quadro 6 - Valores finais de massa (g) para todas as brocas do experimento (PM2)....	163
Quadro 7 - Teste para perda de massa (PM1) distribuídos por subgrupos SG (de 10 a 50 furações) nas três brocas e nos três grupos de materiais.....	163
Quadro 8 - Teste para perda de massa (PM2) distribuídos por subgrupos SG (de 10 a 50 furações) nas três brocas e nos três grupos de materiais.....	163
Quadro 9 - Médias de temperaturas nos dois níveis de profundidade (5 e 13mm) para cada sequência de 10 preparos e as máximas alcançadas com todas as brocas durante os experimentos nas costelas bovinas, com e sem irrigação externa. No SGA2 (2a Parte) os dados foram registrados com câmera IV (Infrared Camera, Flir SC620), sem uso de termopares.....	181
Quadro 10 - Médias térmicas (°C) dos 3 grupos e divisão dos 5 subgrupos, com 3 brocas cada, distribuídos em 45 experimentos, com todas variáveis conjuntas para as análises estatísticas.....	183

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Estimativas dos coeficientes angulares do modelo linear para PM e os valores de p estatístico.....	164
Tabela 2 - Valores de p dos testes estatísticos para os três grupos de materiais.....	164
Tabela 3 - Valores de p dos testes estatísticos para os dois diâmetros de brocas.....	164
Tabela 4 - Valores de p dos materiais dois a dois, relacionado com o diâmetro da broca.....	166
Tabela 5 - Coeficientes angulares do modelo linear e os valores de p dos testes estatísticos.....	167
Tabela 6 - Valores de p dos testes estatísticos para os três grupos.....	168
Tabela 7 - Valores de p das comparações dos materiais dois a dois, dentro de cada diâmetro.....	168
Tabela 8 - Estimativas dos coeficientes angulares do modelo linear e os valores de p estatístico.....	171
Tabela 9 - Valores de p dos testes estatísticos.....	173
Tabela 10 - Valores de p das comparações dos tamanhos, dois a dois, no grupo GZ.....	173
Tabela 11 - Valores de p dos testes estatísticos para cada diâmetro de broca.....	173
Tabela 12 - Temperatura média sem irrigação (5mm) para cada material e cada diâmetro.....	173
Tabela 13 - Coeficientes do modelo linear e valores de p número perfurações e temperatura.....	175
Tabela 14 - Valores de p para os três grupos de materiais testados.....	176
Tabela 15 - Valores de p dos diâmetros, dois a dois, dentro do material GZ.....	176
Tabela 16 - Valores de p os diferentes diâmetros.....	177

Lista de abreviaturas, siglas e símbolos

ABNT- Associação Brasileira de Normas Técnicas
ASTM - *American Society for Testing and Materials* (Sociedade Americana para ensaios de materiais)
ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária
AISI - *American Iron and Steel Institute* (Instituto americano do ferro e do aço)
AI - Aço inoxidável
Al₃O₂ - Óxido de alumínio ou alumina
ATZ - *Aluminum-toughened zirconium* (Cerâmica mista composta por uma matriz de ZrO₂ estabilizada com ítria e reforçada com alumina)
CaO - Óxido de cálcio, cal viva ou cal virgem
CAD - *Computer aided design* (Desenho assistido por computador - DAC)
CAM - *Computer aided manufacturing* (Manufatura auxiliada por computador)
CNC - Controle numérico computacional / Comando numérico computadorizado
CoCr - Liga de cobalto-cromo
CM - Cerâmicas mistas
Cm - Desgaste no gume transversal medido em relação ao gume de corte, em largura
Ct - Desgaste no gume transversal medido em relação ao gume de corte, em altura
DIN - *Deutsches Institut für Normung* (Instituto alemão de Normas)
DLC - *Diamond like carbon* (Filme de carboneto de tungstênio)
DP - Desvio padrão
D - Diâmetro (Ø)
EC1 - Teste de eficiência de corte inicial na furação em bloco de poliuretano
EC2 - Teste de eficiência de corte final na furação em bloco de poliuretano
EDX - Energia dispersiva e espectroscopia
EDAX - Análise de energia dispersiva de raios X
EP - Erro padrão, em estatística
Fe-Cr-C - Liga de ferro, cromo e carbono, composição do aço inoxidável martensítico
Fe-Cr-Ni - Liga de ferro, cromo e níquel, aços inoxidáveis ferríticos e austeníticos
Fc - Força de corte
Ff - Força de avanço
Fp - Força passiva
GA - Grupo composto por brocas de aço com superfície DLC
GE - Grupo com brocas de aço com superfície experimental, tratada por ácido
GZ - Grupo com uma broca aço DLC Ø2,0mm e duas cerâmicas ATZ
HIP - Prensagem isostática à quente
H₈ - Tolerância dos metais de aço - NBR 6158
H₀ - Hipótese nula de correlação estatística
H_a - Hipótese alternativa
IEM - Interferência eletromagnética
ILAPEO - Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico
ISO - *International Organization for Standardization* (Organização Internacional para Normatização)
IV - Infravermelho
KT/KB - Parâmetros do desgaste de cratera / profundidade de cratera
Km - Desgaste de cratera
LT - Comprimento de medida da máquina 3D (em milímetros)
MD - Metal duro
MEV - Microscopia eletrônica de varredura
MET - Análise em microscopia eletrônica transmissão.
MO - Microscopia óptica

MPa - Megapascal
 Mw - Desgaste da guia lateral
 NaCl - Cloreto de sódio
 NBR - Denominação de Norma da Associação Brasileira Normas Técnicas (ABNT)
 PM1 - Teste de perda de massa inicial das brocas numa balança analítica de precisão
 PM2 - Teste de perda de massa final das brocas numa balança analítica de precisão
 p valor - Probabilidade de ocorrência ou nível de significância estatística
 P1 - Programa do motor de implantes para o preparo dos canais para os termopares
 P2 - Programa para as furações com as brocas principais com uso de irrigação
 P3 - Programa para os preparos principais dos grupos sem irrigação
 Pcf - Densidade do material - libra por pé cúbico
 Ra - Rugosidade média. Média aritmética de valores absolutos
 Rz - Rugosidade média entre 5 pontos mais altos e 5 vales mais profundos
 R_{max} - Rugosidade máxima
 rpm - Rotações por minuto
 SG - Subgrupo de trabalho; SG(0,1,2,3,4,5): número de usos (0,10,20,30,40 e 50)
 SEM - Análise por escaneamento eletrônico computadorizado.
 TiB₂ - Titânio dibóride
 TiN - Nitreto de titânio
 TB - Temperatura base do espécime, antes do início da furação
 TC - Tomografia computadorizada
 $T \rightarrow M$ - Transformação da fase tetragonal para monoclinica na zircônia
 VB_B - Desgaste de flanco no ponto médio ou VB'
 VB_{Bmax} - Desgaste máximo da aresta do flanco ou largura da marca de desgaste
 Vc - Velocidade de corte
 Vf - Velocidade de avanço
 WC/C - Revestimento de diamante (carboneto de tungstênio em matriz de carbono)
 Y₂O₃ - Óxido de ítrio ou ítria
 Y-TZP - Zircônia politetragonal estabilizada por ítrio
 X,Y, Z - Coordenadas locais ligadas às ferramentas de corte
 ZrO₂ - Óxido de zircônio ou zircônia
 ZrN - Nitreto de zircônio
 Zr - Símbolo químico do elemento zircônio
 Δt - Variação de temperatura ou térmica
 t_1 - Temperatura média (°C) de uma sequência de 10 furações
 t_0 - Temperatura base (TB) do subgrupo em °C
 t_{calc} - Cálculo do valor de p na distribuição t de Student
 3D - Tridimensional
 Ncm - Newton por centímetro
 mm - Milímetros
 mm/s - Milímetros por segundo
 min - Minuto
 ml - Mililitros
 n - Número de rotações (em rpm)
 μ m - Micrometros
 kg - Quilograma
 °C - Graus Celsius
 \emptyset - Diâmetro (D)
 $\hat{\theta}$ - Vetor de parâmetros estimados
 \square_{ijk} - Corresponde ao resultado da variável resposta no material avaliado
 $Var(\hat{O}_k)$ - Estimativa da variância de $\hat{\theta}_k$ obtida através da matriz $Var(\hat{O})$

Resumo

Esse estudo experimental *in vitro* analisou a eficiência por esforços de corte (EC), o desgaste linear e a geração de calor em 450 osteotomias padronizadas com brocas para implantes dentários em costelas bovinas. Nos preparos à temperatura ambiente com auxílio de robô, três tipos de brocas (Neodent, Curitiba, PR) foram utilizadas: helicoidal Ø2,0mm, piloto Ø2,0/3,0mm e helicoidal Ø3,0mm, em três grupos de materiais: GA, aço com revestimento DLC (*diamond like carbon*); GE, aço superfície experimental e um grupo misto GZ, com uma broca aço DLC Ø2,0mm e duas cerâmicas ATZ (piloto 2,0/3,0mm e helicoidal 3,0mm), distribuídos em 6 subgrupos, conforme número de utilizações (0,10,20,30,40,50). O torque (45Ncm), rotação (800rpm) e a irrigação externa (NaCl-40ml/min) foram determinados pelo motor de implante, enquanto a velocidade de avanço (2mm/s), carga axial (57N) e tempos de furação estiveram fixados pelo robô (*Fanuc i200C*). Para os dados estatísticos utilizou-se um modelo de regressão linear ou de variância com uma fonte de variação. Nos testes de EC em *blank* poliuretano antes e após as osteotomias, os tempos de furação e número de voltas aumentaram no GA e GZ, sendo mais significativo na broca Ø3,0mm GA ($p < 0,001$). Ao estereoscópio, os maiores desgastes (VB_{Bmax}) foram verificados na broca Ø2,0mm do SGA-5 (50 furações). Nas brocas cerâmicas (GZ), apenas observou-se microlascamentos na Ø3,0mm, confirmados pela MEV. A perda de massa mais significativa foi no GE ($p < 0,001$) e na broca Ø2,0mm ($p = 0,003$). Os termopares registraram maiores variações térmicas (ΔT) em relação à temperatura base (TB) nos preparos sem irrigação com a broca Ø3,0mm do GE: 4,5°C a 5mm e 5,5°C a 13mm de profundidade; já com irrigação foi no GZ: 2,6°C a 5mm e no GE: 2,8°C a 13mm. A temperatura média nos preparos sem irrigação a 5mm foi influenciada pelo número de perfurações ($p = 0,002$) e pelo material GE ($p = 0,008$). Nos preparos irrigados a 13mm, o diâmetro 3,0mm influenciou nos resultados ($p = 0,029$). As máximas térmicas não excederam a 10s para o retorno à TB e a maior temperatura foi alcançada pelo GA (79,6°C). Após 50 solicitações mecânicas, concluiu-se que o GE e a broca Ø2,0mm apresentaram melhor eficiência de corte (EC), com maior perda de massa e desgaste linear. O aquecimento ósseo foi influenciado pelo material de perfuração, irrigação, o diâmetro da broca, número de utilizações e profundidade do preparo, com significância estatística para o GE e nas brocas helicoidais Ø3,0mm. Pelos resultados de EC e desgastes obtidos sugere-se que a vida útil dessas brocas esteja acima de 50 perfurações.

Palavras-chave: Osteotomia, Calefação, Cerâmica, Implantes Dentários, Aço Inoxidável.

Abstract

This in vitro study evaluated cutting efficiency (EC), linear wear and heat production in 450 standardized osteotomies with dental implant drills using a bovine rib model. The experiment was performed at room temperature and with the aid of a robot. Three types of drills (Neodent, Curitiba, PR) were tested: helicoidal Ø2.0mm, pilot Ø2.0/3.0mm and helicoidal Ø3.0mm, considering three groups of materials: GA - stainless steel coated with DLC (diamond like carbon); GE - stainless steel coated with an experimental surface, and GZ - a mixed group, with a stainless steel drill coated with DLC Ø2.0mm and two ceramic ATZ (pilot 2.0/3.0mm and helicoidal 3.0mm), distributed into 6 subgroups according to the number of usage (0,10,20,30,40,50). The torque (45Ncm), speed (800rpm) and external irrigation (NaCl-40ml/min) were set at the implant surgical unit. Speed (2mm/s), axial load (57N) and drilling times were recorded at the robot (*Fanuc i200C*). For statistical analysis a linear regression model or variance analysis were used with one variation mode. In the EC tests with blank polyurethane, before and after osteotomies, drilling times and number of cycles were higher in GA and GZ, and were statistically significant with Ø3,0mm GA bur ($p<0,001$). When evaluating with stereoscope, the greater wear (VB_{Bmax}) was observed with the Ø2.0mm bur of SGA-5 (50 drilling). In ceramic burs (GZ), there were microcracks in the Ø3.0mm, observed in SEM. The most significant mass loss was in GE ($p<0.001$) and in Ø2.0mm bur ($p=0.003$). The termopars registered greater temperature variations (ΔT) in relation to baseline temperature, with Ø3.0mm drill of GE: 4.5°C at 5mm and 5.5°C at 13mm deep when not irrigated and in GZ: 2.6°C a 5mm e no GE: 2.8°C a 13mm, when under irrigation. The mean temperature in the non-irrigated sites at 5mm was influenced by the number of drillings ($p=0.002$) and by the material GE ($p=0.008$). In the irrigated sites at 13mm, the 3.0mm diameter influenced the results ($p=0.029$). Maximum temperatures did not exceed 10s to turn back to TB and the highest temperature was achieved by GA (79.6°C). After 50 mechanical cycles, it was concluded that GE and Ø2,0mm drill had the best cutting efficiency (EC), highest mass loss and linear wear. Bone heating was influenced by the perforation material, irrigation, drill diameter, number of osteotomies and depth of the drilling, with statistical significance for GE and helicoidal drills. There was statistically significant difference for GE and Ø3.0mm helicoidal drills. Considering EC results and obtained wears, it can be suggested that these drills support over than 50 perforations.

Key words: Osteotomy, Heating, Ceramic, Dental Implants, Stainless Steel.

1. Introdução

Além da estabilidade mecânica inicial pretendida para os implantes (MATHEUS & HIRSCH 1972), a estabilidade biológica é de fundamental importância para o sucesso da osseointegração obtida por meio de uma técnica cirúrgica cuidadosa (ALBREKTSSON et al., 1981). A preservação das paredes ósseas saudáveis no preparo cirúrgico é pré-requisito essencial para a integração fisiológica, existindo uma direta relação entre a osteotomia e a quantidade de calor friccional gerado, assim como do sobreaquecimento com os insucessos nos tratamentos com implantes (BRÅNEMARK, 1987).

Alguns estudos *in vivo* demonstraram o nível de influência do calor na cicatrização óssea, permitindo identificar a temperatura crítica e o tempo que o osso pode suportar sem repartição necrótica (ERIKSSON & ALBREKTSSON 1982-1984). Contudo, não importa qual a técnica preparatória, sempre existirá uma zona necrótica em torno do trauma ósseo criado nas osteotomias devido ao aquecimento resultante da fricção e fragmentação de partículas ósseas na face cortante da broca (BRÅNEMARK, 1987).

Assim, a temperatura da interface osso-broca na preparação cirúrgica apresenta fundamental relevância clínica e científica. O calor produzido nos preparos dos leitos cirúrgicos está diretamente relacionado com o poder de corte e durabilidade das brocas, que por sua vez parece depender do material de composição e do tratamento de superfície (YACKER & KLEIN 1996). Entre as variáveis que contribuem para a indução de calor friccional se incluem a geometria, o diâmetro, número de lâminas da broca, a força aplicada, a velocidade de corte, a nitidez ou afiação da broca e o tipo de irrigação (TEHEMAR, 1999). Além disso, a taxa de aquecimento obtida pode depender da técnica da osteotomia, do modelo ósseo, além do método de mensuração utilizado (WATANABE et al., 1992; CHACON et al., 2006; SENER et al., 2009; STRBAC et al., 2014).

Diversas tecnologias renovaram a Implantodontia, como tratamentos de superfície nas brocas de aço, os quais aprimoraram as propriedades físicas, aumentando sua

eficiência de corte e durabilidade (GOLIN, 2005; SUMER et al., 2011; OLIVEIRA et al., 2012). Novos biomateriais, como as cerâmicas, apresentam interessantes propriedades físico-químicas, como alta resistência à abrasão, à corrosão e altas temperaturas, com baixa afinidade química (HOCHSCHEIDT et al., 2011). Entretanto, como instrumentos de corte podem ter uso limitado pela baixa resistência ao choque mecânico e pouca condutividade térmica (JIANXIN & XING 1997). Combinações da zircônia com ítria, magnésia e alumina melhoraram as propriedades mecânicas das cerâmicas de corte, aumentando a resistência à fratura e ao desgaste, proporcionando um módulo de elasticidade semelhante ao aço e com excelente biocompatibilidade (BAYERLEIN et al., 2006; HAID, 2012; VOLZ, 2013; HOCHSCHEIDT et al., 2014).

Recentes pesquisas avaliaram diferentes brocas para Implantodontia em vista da eficiência de corte e durabilidade (CARNEIRO, 2009; ALLSOBROOK et al., 2011; MENDES, 2011; CARVALHO et al., 2011; PATERNO, JOLY & ABRÃO 2011; SARTORI et al., 2012; AUGUSTIN et al., 2012; MENDES et al., 2014), mas poucos estudos fizeram mensurações térmicas comparativas com diferentes materiais de corte (OLIVEIRA et al., 2011; SUMER et al., 2011; HARDER et al., 2012; HAID, 2012; MOSHIRI et al., 2013). Também não existe consenso entre fabricantes e implantodontistas quanto a capacidade de corte, geometria, material de composição e em relação à vida útil das brocas, permanecendo critérios subjetivos da performance na osteotomia (ALLSOBROOK et al., 2011; MISHARA & CHOWDHARY 2014).

Desta forma, este estudo *in vitro* que pretende incluir a avaliação da variação térmica oriunda do calor gerado na instrumentação com diferentes brocas se justifica. Simulando situações clínicas, também quer avaliar comparativamente a eficiência de corte e desgaste das brocas cerâmicas, aço com revestimento DLC (*diamond like carbon*) e brocas de aço com superfície experimental (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) submetidas a usos padronizados e sucessivos em tecido ósseo semelhante à mandíbula humana.

2. Revisão da Literatura

2.1 Osteotomia e aquecimento do tecido ósseo

Muitos procedimentos ortopédicos dependem de uma rígida fixação de parafusos em dispositivos implantados no osso com a finalidade de estabilização dos fragmentos. A reabsorção por necrose térmica, resultante de um preparo traumático pode negar qualquer efeito benéfico nestes dispositivos. Numa tentativa de determinar as condições ideais de perfuração do osso cortical humano com broca helicoidal, Matthews e Hirsch (1972) investigaram elevações na temperatura durante as perfurações ósseas, com várias taxas de rotação e com diferentes níveis de pressão em diáfises femorais de cadáveres humanos com idade mediana de 65,1. O tempo médio de armazenamento nas câmeras frias até a autópsia foi 2,3 dias. Para as medições de temperatura utilizaram 4 sensores termopares à 0,5, 1,0, 2,0 e 3,0mm dos preparos inseridos em orifícios paralelos às brocas de Ø3,2mm. A irrigação com solução de *Ringer* manual foi localizada à 0,4, 1,4 e 2,4mm da parte ativa da broca, com velocidades de 345, 885 e 2.900rpm e cargas de 2,6 e 12kg, com todas as combinações possíveis. Foram relatadas elevações térmicas de 50°C a 140°C, a 0,5mm da broca, além de 100°C em 37 das 158 osteotomias sem refrigeração. As cargas axiais sobre as brocas foram associadas a elevação da temperatura e às brocas muito utilizadas. Todas as formas de irrigação foram eficazes para diminuição das temperaturas no osso cortical. Conclui-se que as falhas de estabilidade nas fixações dos implantes podem estar relacionadas ao aumento da reabsorção óssea periimplantar, como resultado da necrose térmica provocada pelo preparo traumático.

Com uma meticulosa técnica de preparo ósseo, utilizando de brocas sequenciais e copiosa irrigação por solução salina em vista da redução do calor e da osseointegração, ou seja, um contato direto entre osso vivo e o implante metálico, Albrektsson et al. (1981) instalaram 2895 implantes cilíndricos de titânio em mandíbula ou

maxila de humanos. Apenas 38 parafusos dos casos foram removidos por variadas razões. A zona da interface osso-implante foi investigada por SEM (microscopia por escaneamento eletrônico), MET (microscopia eletrônica de transmissão), EDAX (análise de energia dispersiva de raios X) e análises histológicas. O exame por SEM mostrou estreita relação espacial entre titânio e o osso, sugerindo uma ligação química direta na interface. Concluiu-se que a integração óssea *in situ* é um tipo ancoragem óssea estável e *cementfree*, ideal para substitutos permanentes de tecidos ósseos em reconstruções ortopédicas e protéticas, desde que uma técnica cirúrgica delicada seja utilizada, respeitando o tempo de cura de pelo menos 3 a 4 meses. A estabilidade biológica em vista da osseointegração dos implantes pode ser conseguida, fundamentalmente com uma cuidadosa técnica cirúrgica.

A necrose térmica resultante de elevadas temperaturas no preparo ósseo tem sido investigada em diversos estudos considerados clássicos, como os de Eriksson, Albrektsson et al. (1982). Por meio de experimentos *in vivo*, com uso de implantes de titânio contendo câmaras térmicas inseridos em tíbias de coelhos, foram avaliadas reações teciduais microscópicas ocorridas durante o aquecimento do osso. Na elevação da temperatura a 53°C por um minuto, inicialmente foi observado aumento da velocidade do fluxo sanguíneo no tecido ósseo, diminuindo em seguida em alguns vasos e com interrupção em outros. Dois dias após o aquecimento, cessou o fluxo nos vasos pré-existentes, sendo gradualmente substituídos por nova vascularização. As células de gordura, observadas antes do aquecimento foram reabsorvidas e a remodelação óssea começou de 3 a 5 semanas após a injúria térmica. A elevação à 53°C provocou injúria irreversível no osso, mas seguida de cicatrização dos tecidos de proteção.

Em outro estudo com câmaras térmicas em tíbias de coelhos, Eriksson e Albrektsson (1983) aqueceram os implantes após as instalações para observação das alterações teciduais pelo denominado *microscópio vital*. As temperaturas mensuradas por

termopares foram avaliadas em 15 coelhos do experimento, divididos em três grupos: GA, à 50°C, por 1min; o GB, aquecido à 47°C por 5min e o grupo C, à 47°C também por 1min. Observou-se que o tecido ósseo aquecido à 50°C por 1min, ou à 47°C por 5min foi reabsorvido e substituído por células de gordura. O aquecimento à 47°C por 1min danificou as células, sem provocar injúria consistente no tecido ósseo. Conclui-se que a temperatura de tolerância foi de 47°C, um limite onde ficaram evidentes os danos aos tecidos ósseos. Foi enfatizada uma técnica com baixa velocidade de rotação, irrigação copiosa e uso de brocas de aço novas para o controle do trauma cirúrgico e a consequente ancoragem mecânica e biológica do implante no tecido ósseo.

Prosseguindo com a mesma metodologia do trabalho anterior, Eriksson e Albrektsson (1984) avaliaram os efeitos do calor durante o aquecimento ósseo em implantes com câmaras térmicas ósseas instaladas bilateralmente em tíbias de coelhos. Os 30 animais desse estudo foram divididos em 3 grupos: o GA sofreu aquecimento a 50°C por 1min; o GB à 47°C por 1min e o grupo C, à 44°C por 1min, mantendo-se animais controle em cada grupo. Após 4 semanas foram analisados os implantes e a resposta do tecido ósseo no *microscópio vital*. O GA não apresentou resistência para a remoção dos implantes e nem material neoformado dentro da câmara. Nos grupos B e C, constatou-se resistência significativa na remoção, quando comparados ao grupo controle, com presença de material neoformado nas câmaras ósseas. Na microscopia foi observada a presença de osteoclastos, indicando reabsorção óssea, osso com característica esponjosa e mínima formação vascular no aquecimento à 50°C. Nos aquecimentos à 44°C e 47°C, não houve diferença entre os grupos e os animais controle. Concluiu-se que o tecido ósseo é sensível ao calor, que as temperaturas limites para o comprometimento da regeneração óssea estão entre 44 e 47°C, durante 1min. As técnicas convencionais de preparo para os implantes podem gerar distúrbios na capacidade regenerativa do tecido ósseo vital. O trauma cirúrgico é uma das razões mais comuns para a falha da ancoragem permanente do implante no tecido ósseo. A redução

do trauma pode ser conseguida com uso de brocas bem afiadas, velocidade moderada (menos de 2000rpm) e irrigação com uma solução salina. Sugeriu-se utilizar uma série graduada de brocas, em vez de apenas uma broca ou osteotomia em apenas uma etapa.

O calor produzido na preparação cirúrgica pode causar a necrose de células circulantes diferenciadas e não diferenciadas, representando a principal causa do fracasso da osseointegração. Eriksson et al. (1984) mediram a temperatura a uma distância de 0,5mm da periferia do preparo ósseo para sítios de fixação de placas de *Richard* em seres humanos. Apesar de uma copiosa irrigação salina, a temperatura média foi de 89°C. A elevação térmica foi tão forte que, mesmo com tempos de exposição de somente alguns segundos, impediu-se permanentemente qualquer cicatrização óssea dos parafusos utilizados para a estabilização das placas metálicas. A osseointegração foi comprometida pela reabsorção osteoclástica do tecido necrosado e a osteogênese foi insuficiente para a fixação biológica dos implantes.

No trabalho de Bertollo et al. (2010) foi destacada a praticidade, limitações e complicações associadas às brocas cirúrgicas utilizadas na Ortopedia. A baixa condutividade térmica e calor específico do osso dificultam a dissipação da energia térmica, com consequentes implicações na fixação dos implantes. Foram citadas as variáveis geométricas e o desgaste das arestas de corte que, com o uso repetido, exigem aumento da força axial para a usinagem ou preparo do osso, com consequente aumento da temperatura máxima. Nos testes *in vitro* e *in vivo* foram analisadas a eficiência de corte (EC) cirúrgico e a geração de calor associados ao uso de brocas de aço com duas e três lâminas. O aumento na EC não se traduziu na redução térmica, na melhoria da cicatrização óssea ou na fixação dos parafusos com uso das brocas de três lâminas.

2.2 Brocas de aço inox e processo de furação

A concepção dos instrumentos de corte cirúrgicos deve ser, com determinada extensão, análoga à empregada na indústria metal mecânica. Entretanto, deve-se levar

em contra de que nos procedimentos odontológicos, o calor gerado pode ocasionar lesões irreversíveis, com danos e desconforto ao paciente. Por esse motivo, as temperaturas implicadas no corte de estruturas biológicas devem ficar abaixo daquelas envolvidas na usinagem industrial; sempre tendo o fator biológico como preferencial às outras considerações (SKINNER & PHILLIPPS 1962).

A furação faz parte dos processos de usinagem utilizando brocas de geometria de corte definida, assim como no torneamento e fresamento. Conforme a Norma DIN (*Deutsche Institut für Normung*) 8589, a furação foi definida como um processo de usinagem com movimento de corte circular, ou seja, com movimento rotativo principal. Nesse processo, a broca apresenta movimento de avanço apenas na direção do seu eixo de rotação, mantendo sua posição em relação à ferramenta e à peça. Para se assegurar um processo de cicatrização ideal nos procedimentos cirúrgicos para implantes, pressupõem-se um bom desempenho da ferramenta de corte, afim de que mínimos danos teciduais sejam adicionados ao osso. Fuchberger (1987) descreveu diversos tipos de ferramentas de corte cirúrgico, tais como: fresas, brocas diamantadas e cortadores ósseos convencionais (Sistema *Lindemann*) analisando a resposta térmica, a qualidade de corte e precisão de trabalho em osso cortical, propondo algumas orientações para melhoria na eficiência de corte.

O processo de furação apresenta fatores complicadores que podem contribuir para o aumento na geração de calor: a) a geração do cavaco é interna, existindo um espaço limitado nos canais para a remoção dos mesmos; o transporte é dificultado podendo causar entupimento do furo, com aumento do torque; maior energia de atrito dissipada na forma de calor e/ou ocorre deformação dos materiais e fraturas; b) a velocidade de corte não é uniforme na ferramenta de corte, com variações a partir do zero, no centro da broca - aonde não existe corte, mas deformação plástica pela geração de calor, até a velocidade máxima na periferia da broca; c) a lubrificação ou refrigeração é comprometida, uma vez que o fluido de corte chega com dificuldade, ou não alcança a

região de corte; d) ocorrem atritos e desgastes pronunciados nas quinas da broca, principalmente nos ângulos vivos (CASTRO, 2001).

Na maioria dos processos de furação ainda são empregados brocas em aço inoxidável, definido como grupo de ligas ferrosas resistentes à corrosão que contenham um teor mínimo de 11% de cromo. Portanto, a resistência do aço à corrosão é, principalmente, devido à presença do cromo, que a partir de determinado valor e em contato com o oxigênio, permite a formação de uma fina camada de óxido de cromo sobre a superfície do aço, deixando-o impermeável e insolúvel nos meios corrosivos. As propriedades mecânicas das ligas de ferro-carbono (Fe-C) dependem tanto do teor de carbono quanto do tratamento térmico realizado. Os aços austeníticos são ligas não endurecíveis por têmpera, não magnéticos, de melhor resistência à corrosão, com elevada resistência e ductibilidade (CALLISTER, 2002a).

Os instrumentais cirúrgicos cortantes feitos a partir do aço inoxidável martensítico (Fe-Cr-C) ou endurecido por têmpera têm sido muito utilizados na clínica, uma vez que proporcionam durezas e resistência à corrosão satisfatórias, quando comparados a outros materiais como aços inoxidáveis ferríticos e austeníticos (Fe-Cr-Ni) ou não endurecidos por têmpera. Os aços inoxidáveis vêm sendo aprimorados constantemente para as situações cirúrgicas que envolvem a biocompatibilidade. Entre os instrumentos de corte martensíticos destacam-se os raspadores, lâminas, serras e, principalmente, as fresas e brocas cirúrgicas (GOLIN, 2005).

Para Stemmer (2007), os movimentos de corte podem ser produzidos manualmente ou pela máquina-ferramenta, com objetivo de provocar um deslocamento relativo entre a ferramenta e a peça forçando o material da peça sobre a face da ferramenta de corte. Esta pode ser multicortante para execução de movimentos rotativos na remoção de material, num processo de usinagem tipo fresamento, com a finalidade de obtenção de superfícies planas, contornos, rasgos, ranhuras, cavidades e roscas, através do uso de fresas. Contudo, nos processos de furação, geralmente são utilizadas as

brocas helicoidais, onde cada gume penetra passo a passo através da peça e o comprimento de ação depende do ângulo de hélice e do gume ou arestas. O movimento de corte só pode remover material sob a forma de cavacos, por mais de uma rotação ou curso, se houver movimento de avanço. Os cavacos produzidos no processo de furação podem ser de três tipos básicos: contínuo, cisalhado e o arrancado. Os dois primeiros podem vir associados com a formação do gume ou aresta postiça de corte (APC). Os aspectos dos cavacos dependem do avanço, profundidade e velocidade de corte, geometria da ferramenta, material da peça e do fluído de corte ou irrigação.

Os instrumentos cirúrgicos de aço inoxidável podem pertencer a uma das classes: austeníticos, martensíticos, ferríticos e endurecíveis por precipitação. Pela Norma ASTM (*American Society for Testing and Materials*) F899:2009 os aços martensíticos AISI (*American Iron and Steel Institute*) 420 e 440 são os mais indicados para a fabricação de brocas cirúrgicas. Para garantir a consistência dos materiais empregados na fabricação de instrumentos cirúrgicos, como aços inoxidáveis martensíticos foram estabelecidos os limites de alguns elementos na composição química.

Atualmente, as brocas mais utilizadas em Implantodontia são fabricadas em aço inoxidável e seguem normas técnicas reguladas e fiscalizadas pela ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária). A normatização ISO (*International Organization for Standardization*) 7153-1:1991(E), 7153-1:1999(E) foi incorporada pela ABNT NBR ISO 7153-1:2006, com a última versão corrigida (2:2010). Ela contempla uma seleção de aços inoxidáveis disponíveis para uso na fabricação de instrumentos cirúrgicos, instrumentos dentários e específicos para cirurgia ortopédica, com proporções das ligas metálicas permitidas, possibilitando a cada fabricante de brocas optar por uma delas.

As ligas de aço cirúrgico atendem às exigências clínicas para o corte em tecidos humanos. Elas foram objeto de pesquisa realizada por Carneiro (2009) que investigou a influência das condições de corte e vida útil das brocas utilizadas em Implantodontia por meio de furação em tíbias bovinas, com uso de uma máquina CNC. As variáveis de

entrada foram: o material da ferramenta sem revestimento (aço inox martensítico *M340/Böhler*) e cerâmica de zircônia estabilizada com ítria (Y-TZP), velocidade de avanço (24 e 45mm/min) e a rotação (1000 e 2500rpm). A sequência de entrada foi: broca lança Ø2,0mm (até 5mm, avanço contínuo); helicoidal Ø2,0mm (até 15mm, 4 paradas); piloto Ø2/3mm (contínuo até 7mm) e helicoidal Ø3,0mm (até 15mm, 4 paradas). As variáveis de saída pesquisadas foram: número de furos realizados, a temperatura próxima à parede óssea e a força de avanço. A vida útil das ferramentas foi expressa pelo número de furos realizados, considerando como critério de fim de vida a elevação térmica igual a 47°C. As temperaturas foram monitoradas por três termopares *tipo T* inseridos no corpo de prova e posicionados próximo à parede do furo. Uma mistura de 20% de líquido de arrefecimento automotivo foi utilizada para irrigação (160ml/min). Os melhores resultados alcançou-se com o aço martensítico, na comparação com as brocas AISI 316L e de zircônia. Com o aço M340 obteve-se maior quantidade de furos para todas as condições de corte testadas. Foram obtidas menores temperaturas e semelhança aos padrões clínicos nos valores da força de avanço utilizando-se os maiores parâmetros de corte (45mm/min e 2500rpm). A alta velocidade de avanço promoveu uma queda de temperatura devido a redução do tempo de dissipação do calor; enquanto a rotação elevada diminui a força de usinagem e, como consequência, a força de avanço.

A forma básica das brocas cirúrgicas também foi definida pelas Normas DIN 1412 e 6581 que representam os padrões técnicos para a garantia da qualidade de produtos industriais e científicos na Alemanha. Essas normas têm as mesmas funções dos órgãos internacionais da Norma ISO regulamentando o comércio, a produção industrial e científica para instituições relacionadas ao desenvolvimento de produtos. Geralmente as brocas para implantes são em forma de parafuso com dupla ou tripla hélice, contendo uma haste cilíndrica, gumes principais e secundários, ângulo de ponta, ângulo de hélice, ângulo de saída do cavaco e de incidência (HAID, 2012).

2.3 Geometria da broca e geração de calor.

Num experimento com osso bovino fresco, Fuchberger (1987) utilizou brocas de Ø4,5mm com diferentes ângulos de hélice e de ponta, buscando diminuir a temperatura nos preparos. Os menores valores de aquecimento estavam relacionados aos pequenos (16°) e grandes ângulos (35°). Com ângulo de hélice médio (26°) ocorreram as temperaturas mais elevadas. Com menor ângulo de hélice a broca precisou cortar com um grande passo da lâmina fazendo com que os cavacos fossem rapidamente transportados para fora da peça de trabalho, resultando na redução da temperatura de transição. Para grandes ângulos, o material de corte sofreu menor deformação, resultando em menores temperaturas, mas com efeito de descamação da broca. Um menor ângulo de ponta apresentou a vantagem de uma boa disponibilidade central e melhor acesso no osso. Numa configuração ideal de broca cirúrgica helicoidal deveria ter um ângulo da hélice de 10-14°, ângulo de ponta de 70-75°, ângulo livre ou de folga de 18-24° e espessura da haste de pelo menos 10% do diâmetro, por razões de estabilidade. Nesta proposta de broca, os tempos de corte são consideravelmente mais curtos, executando cortes com uma energia de fricção mais baixa e, conseqüentemente, com menor temperatura. Para uma penetração facilitada no material a ser perfurado, o ângulo de incidência deve ser grande, necessitando de menor força axial, diminuindo o tempo de perfuração e com as conseqüentes vantagens biológicas.

Cordioli e Majzoub (1997) utilizaram brocas helicoidais com duas lâminas de Ø2,0 e 3,0mm e com 3 lâminas de Ø3,3 e 4,0mm em preparos para implantes cilíndricos com a finalidade de comparar a geração de calor num modelo de osso cortical de fêmur bovino. Padronizou-se a velocidade de 1.500rpm, irrigação externa e uma carga axial de 2kg. Foi avaliada na produção de calor durante os procedimentos de perfuração até os 10mm de profundidade, medida por termopares a 4,0 e 8,0mm da superfície. Observou-se maior elevação da temperatura com a helicoidal Ø2,0mm, a 4 e a 8mm da superfície, com maior incremento a 8mm. O uso de irrigação externa não foi essencial no controle da

geração de calor sugerindo-se que a geometria das brocas de três lâminas combina um corte eficaz com maior capacidade de dissipação do calor.

Chacon et al. (2006) mediram o calor gerado no osso por três diferentes sistemas de perfuração com brocas para implantes: sistema A (helicoidal tripla com ângulo de alívio, na sequência: Ø2,2, 2,8, 3,5, 4,2mm), sistema B (helicoidal tripla sem ângulo de alívio: Ø2,3, 3,0 e 4,0mm) e sistema C (helicoidal dupla com ângulo de alívio: Ø2,0, 2,5, 3,0, 3,6 e 4,2mm). Na avaliação das brocas sob MO (microscopia óptica) após 5, 10, 15, 20 e 25 perfurações em cortical de fêmur bovino, com 2.500rpm, 2,4kg de carga axial e irrigação externa (40ml/min) observou-se pouco desgaste, mas ocorreu aumento da temperatura após uma sequência de até 25 utilizações. Nos sistemas A e C alcançaram-se temperaturas abaixo de 47°C, mesmo depois das 25 perfurações. No sistema B obteve temperaturas que ultrapassaram a 47°C, desde as primeiras perfurações. Concluiu-se que a geometria da broca desempenha um papel importante na produção de calor e pode explicar os aumentos térmicos observados na broca helicoidal tripla sem ângulo de alívio.

Utilizando brocas de Ø2,5, 3,2 e 4,5mm, com ângulos da ponta de 80, 100 e 120°, velocidades de 188, 462, 1140 e 1820rpm e variações da taxas de alimentação, com 24, 56, 84 e 196mm/min, Augustin et al. (2008) encontraram significância estatística nos diferentes ângulos de ponta da broca relacionados ao aumento a temperatura óssea em fêmur suínos frescos, mas sem a irrigação externa. O aumento do diâmetro da broca e da velocidade do motor elevou a temperatura óssea; contudo, com o aumento da taxa de alimentação, o aumento da temperatura do osso foi menor.

A broca helicoidal é ainda a ferramenta mais utilizada para execução de furações em processos de usinagem, mas apresenta algumas limitações de estudo. Ela é caracterizada pela grande complexidade geométrica, quando comparada com outros tipos de ferramentas de corte. De modo simplificado, é composta de uma haste e uma parte cortante, mas somente uma análise detalhada é capaz de revelar a sua

complexidade de forma, principalmente em sua ponta. É possível modificar sua ponta ativa com diferentes finalidades: diminuição de desgastes localizados, aumento do efeito centrante da broca, diminuição do calor gerado, melhoria em cortes profundos, diminuição da força de avanço, entre outras. Com exigências cada vez maiores no desempenho das brocas, as mesmas têm sofrido diversas modificações em sua geometria, bem como nos seus materiais e revestimentos. O conhecimento da geometria de corte da ferramenta é a base para a modelagem do processo de furação, tanto na região do gume principal, como do transversal. A otimização desta broca leva a um aumento da produtividade e maior confiabilidade do processo de furação, além da melhora da qualidade dos furos gerados e da vida útil da ferramenta (BOEIRA & SCHROETER 2009).

Descrevendo sobre a geometria padrão e características da broca helicoidal, Carneiro et al. (2009) citaram que é a ferramenta mais utilizada na Implantodontia e a sua fabricação segue a norma ABNT NBR TR-111/97. A haste destina-se a fixação da broca no contra-ângulo e, para os diâmetros utilizados na cirurgia, seu formato é cilíndrico. O diâmetro é medido entre as duas guias da broca e normalmente tem tolerância dimensional $h8$. As guias cilíndricas, na superfície externa da broca e em cada aresta de corte servem para guiar a broca no interior do furo e evitar que toda a parede externa atrite com as paredes do furo, diminuindo os esforços de perfuração. Os canais helicoidais apresentam superfícies de saída da ferramenta que devem ser largos o suficiente para garantir a remoção dos cavacos, mas não demasiados para diminuir a resistência do corpo, resultando em vibrações e deformações no processo de furação. O ângulo formado pelo eixo de broca e uma reta tangente à hélice é denominado de ângulo da hélice. Este tem relação com a capacidade de penetração da ferramenta e o espaço para escoar os cavacos; o aumento dele facilita a remoção dos detritos contribuindo para o desempenho na execução de furos mais profundos. As arestas principais agem diretamente no corte do material formando o cavaco, que se movimentam através dos

canais da hélice. Na broca helicoidal as duas principais arestas de corte não se encontram em um ponto, existindo uma terceira, a aresta transversal de corte. O ângulo formado entre as duas arestas principais é o ângulo de ponta, normalmente com 118° . Em relação a energia consumida no processo de furação, somente pequena parte (de 1 a 3%) não é convertida em energia térmica, permanecendo no sistema como energia elástica ou associada à geração de novas superfícies, como a peça (parede óssea) e o cavaco. Portanto, grande parte do calor gerado é dissipada pelo cavaco, uma pequena porcentagem pela parede óssea e, a outra parte, destina-se à ferramenta de corte. A quantidade de trabalho realizado pela broca e a energia térmica acumulada atingem o máximo quando o processo de furação termina.

A influência das características geométricas da broca cirúrgica helicoidal na geração de calor foi avaliada por Oh et al. (2011). Brocas com tripla hélices (três lâminas) convencionais de $\varnothing 3,6\text{mm}$ foram modificadas na área de contato periférico, com redução em 0,15, 0,35 e 0,5mm, na intenção de reduzir a indução de calor friccional (parâmetro A). Também foi redefinida a superfície cortante lateral da broca em 0,1, 2,0 e 7,5mm para avaliar o calor induzido pela sua função direta (parâmetro B). Uma broca não modificada serviu de controle, enquanto nove delas, com diferentes combinações dos parâmetros A e B foram testadas em osso artificial (*Sawbone, Pacific Research Laboratories, Vashon, WA, EUA*) por até 20 vezes, com velocidade de 1.500rpm e carga de 4N/cm. Foi registrado menor aumento térmico nas perfurações com broca trilaminar $\varnothing 3,3\text{mm}$ quando comparado com a helicoidal $\varnothing 2,0\text{mm}$, mesmo nos preparos de um passo. A adição de lâminas no projeto da broca pode reduzir os canais de escoamento dos fragmentos ósseos resultando em aumento do calor de fricção. Por isso os autores recomendaram mais pesquisas sobre o número ideal de lâminas e seu efeito na estabilidade, eficiência de corte e no calor de fricção.

Segundo Scarano et al. (2011), poucos estudos têm investigado a influência de diferentes geometrias de brocas no reparo ósseo. Comparou-se e quantificou-se as

mudanças térmicas, na porção apical dos preparos para implantes *in vitro* com brocas cilíndricas e cônicas utilizando cortical femoral bovina. Testou-se dois sistemas de perfuração: um sistema A, com broca cilíndrica e helicoidal tripla (*Osso System*, Milão, Itália) e o sistema B (broca cônica, quádrupla). A temperatura do osso cortical e da porção apical do preparo foi medida por termografia infravermelho (IV). A temperatura média foi de $31,2 \pm 0,5^\circ\text{C}$ para as brocas cilíndricas e $29,1 \pm 0,6^\circ\text{C}$ para a perfuração cônica. Houve diferenças estatisticamente significativas nas medições de temperatura no osso cortical e porção apical nos dois grupos, correlacionadas com a sua geometria, considerado um importante fator na geração de calor durante a perfuração óssea.

Haid (2012) investigou a influência do material de composição, cerâmica e aço cirúrgico, com o *design* da broca no desenvolvimento de temperatura durante a preparação do leito para implantes em costelas suínas. As perfurações aleatorizadas foram divididas em dois grupos, um à baixa velocidade (60rpm) e a outra à 800rpm, com uma força axial constante de 10N, sem irrigação. Sete tipos de brocas para implantes foram utilizadas, sendo 4 cerâmicas *Komet®*: cerâmica A (com 3 lâminas, $\varnothing 3,5\text{mm}$, ângulo de hélice $6,5^\circ$ e de ponta 118° , aresta de corte transversa desbaste padrão); cerâmica B (com 3 lâminas, $\varnothing 3,5\text{mm}$, ângulo de hélice $6,5^\circ$, de ponta 118° , aresta transversal com aumento 10°); cerâmica C (3 lâminas, $\varnothing 3,5\text{mm}$, ângulo hélice $6,5^\circ$, ponta 118° , aresta transversal padrão com enrolamento esquerdo); cerâmica D (com 3 lâminas, $\varnothing 3,5\text{mm}$, ângulo hélice $6,5^\circ$, ponta 118° , aresta transversal com aumento 10° , com enrolamento esquerdo) e 3 brocas de aço helicoidais: *Nobel Biocare* (2 lâminas, $\varnothing 2,0\text{mm}$, ângulo de hélice 15° e de ponta 118° , aresta transversal 8°); *Wital* (3 lâminas, $\varnothing 3,1\text{mm}$, ângulo de hélice 15° e de ponta 120° e de incidência 15°); *Brånemark* (2 lâminas, $\varnothing 3,35\text{mm}$, ângulo de hélice 15° e de ponta 118° , com aresta transversal 8°). O tempo de perfuração foi significativamente mais longo com 60rpm do que a 800rpm. A cerâmica B, a broca *Wital* e broca *Nobel Biocare* geraram menos calor. As brocas cerâmicas de 3 lâminas desenvolveram temperaturas significativamente mais elevadas a

800rpm pelo *design* diferente e um tempo mais longo de perfuração. A cerâmica B teve baixo desenvolvimento de temperatura, semelhante às brocas aço, apesar do seu diâmetro menor, mas sem significância. Conclui-se que as diferenças de tempo de perfuração e desenvolvimento da temperatura são influenciadas pelo desenho da broca, enquanto que o material não parece ter influência.

O processo de furação com brocas helicoidais é aplicado na indústria metalmeccânica, em aplicações domésticas e na Medicina, possuindo distintas geometrias que lhes permitem adaptações diante a diversas situações. Mesmo sendo um dos processos mais antigos, ainda é pouco compreendido, principalmente na região do gume transversal que interliga os gumes ou arestas principais de corte, na ponta da broca. Esta região é responsável pela maior parte da força de avanço no processo de furação, principalmente devido à existência de ângulos de saída negativos e baixas velocidades de corte. A região apical da ferramenta praticamente não realiza corte, mas favorece a deformação plástica, com subsequente extrusão do material em direção as regiões cortantes da aresta principal. Com a deformação plástica, o material da peça pode sofrer encruamento, com modificações em suas propriedades, como dureza e força específica de corte, entre outras. Melhorias consideráveis no seu desempenho são proporcionadas por novos materiais de revestimento disponíveis (MORENO et al., 2013).

2.4 Tratamento de superfície das brocas

Os tratamentos de superfície buscam alterações significativas nas propriedades mecânicas, térmicas e químicas dos metais. As propriedades mecânicas mais frequentemente desejadas são: elevação da dureza, da resistência ao desgaste e a diminuição da força de atrito. Entre os diversos fatores que afetam o desempenho e a durabilidade das ferramentas de corte, os recobrimentos são os mais importantes. A sua composição química e a aderência ao substrato são determinantes para a produtividade, com aumento da resistência ao desgaste e do poder de corte. Os carbonetos e os

nitretos dos metais de transição, o diamante e os DLC (*diamond like carbon*) são os materiais mais utilizados para essa finalidade. Esses produtos apresentam elevada dureza e estabilidade química, propriedades que conferem um baixo coeficiente de atrito, alta resistência ao desgaste e baixa interação química com a peça a ser trabalhada (TSCIPTSCHIN, 2004).

Golin (2005) realizou uma análise comparativa entre três diferentes grupos de brocas em aço para implantes: com revestimento, sem revestimento TiN (nitreto de titânio) e com revestimento WC/C (carboneto de tungstênio com matriz de carbono) objetivando avaliar os índices de desgaste em massa, rugosidade, durabilidade, características de afiação e aquecimento. Após 20 perfurações em costelas bovinas, observou a perda de massa e aumento de rugosidade em todos os grupos, independentemente dos diâmetros das brocas. Contudo, o desgaste da afiação não foi relevante, não ocorrendo deformações que comprometessem a eficiências das mesmas, com manutenção dos elementos de revestimento. Na caracterização metalográfica do substrato das brocas constatou a presença de carbeto precipitados na matriz martensítica. O revestimento TiN apresentou espessura de camada menor que o WC/C. As diferenças de variação térmicas registradas pelos termopares foram pequenas para as osteotomias realizadas e estavam de acordo com as descritas por Eriksson e Albrektsson (1983), ou seja, menores que 47°C.

Pereira (2010) avaliou a resposta óssea com análise histológica dos efeitos nas osteotomias realizadas por brocas do sistema *Neodent*® com revestimento DLC e com tratamento superficial de passivação. Na análise microscópica qualitativa não houve diferença entre a resposta celular com brocas do grupo controle e do grupo teste, sugerindo que o revestimento pode ser benéfico em outros aspectos, como na elevação da resistência do material da broca. Quanto ao dano celular gerado pelo atrito, não se verificou diferenças na análise microscópica qualitativa das respostas ósseas após a realização de preparos por brocas com ou sem revestimento à base de WC/C.

Vasconcellos (2012) avaliou o desempenho das brocas cirúrgicas para implantes dentários através de ensaios manuais e mecanizados, analisando o efeito do tratamento térmico na microestrutura e na dureza da matéria-prima das brocas. Os ensaios de furação *in vitro*, em amostras de cortical de fêmur bovino, utilizaram três grupos da Conexão Sistemas de Prótese, contendo 4 brocas cada: helicoidal Ø2,0mm e helicoidais escalonadas Ø2,4/2,8mm, Ø3,2/3,6mm e Ø3,8/4,2mm, com a finalidade de determinar a variação térmica do tecido ósseo em relação aos seguintes parâmetros de furação: diâmetro, velocidade de rotação, força aplicada, torque, profundidade, tempo, número de usos e esterilizações. A matéria-prima das brocas foi analisada antes e após o tratamento térmico de têmpera em três temperaturas de austenitização e de revenido, em relação à microestrutura e dureza. Os resultados obtidos com o tratamento térmico foram comparados com as brocas utilizadas nos ensaios. As maiores variações de temperatura foram observadas na maior velocidade de rotação (1.210rpm) e na maior profundidade dos termopares situados a 10,0mm da superfície. A broca Ø3,8/4,2mm com menor ângulo de ponta (130°) produziu queda nas variações de temperatura, no torque e nas forças máximas aplicadas. Para o tratamento térmico das brocas, a maior dureza foi obtida com a austenitização a 1.030°C e revenido a 160°C, cujo resultado foi superior à dureza da broca comercial. As variações térmicas não atingiram níveis críticos para o tecido ósseo e não houve sinais de desgaste e de corrosão nos ensaios manuais com refrigeração, seguidos dos ciclos de esterilização.

2.5 Brocas cerâmicas

Jianxin e Xing (1997) citaram que as ferramentas de corte cerâmicas têm melhor desempenho em usinagens a altas velocidades e em materiais com elevada dureza, quando comparados com ferramentas de aço e de outros metais duros. A baixa condutividade e expansão térmica, juntamente com a elevada anisotropia, permitem o uso da zircônia em gradientes de temperatura mais elevados. Contudo, as cerâmicas em

geral podem ter uso limitado, pela baixa resistência ao choque mecânico. Num experimento com adições de partículas na matriz cerâmica, como TiB_2 na matriz Al_2O_3 , constataram melhorias no desempenho mecânico das ferramentas cerâmicas devido ao refinamento da microestrutura nos processos de fabricação. A tenacidade foi aumentada pelos mecanismos de transformação de fases, melhorando a resistência à fratura e reduzindo a susceptibilidade à fratura pelo choque térmico.

Para Piconi e Maccauro (1999), a zircônia é um polimorfo bem conhecido que se apresenta de três formas cristalinas: monoclinica (M), cúbica (C) e tetragonal (T). A degradação das propriedades mecânicas desta cerâmica, conhecida como “envelhecimento” é devido à progressiva transformação espontânea da fase T para a fase M ($T \rightarrow M$). Este comportamento ocorre na faixa de temperatura acima de $200^\circ C$ na presença de vapor de água. Portanto, a zircônia pode apresentar degradação da sua resistência mecânica em meio aquoso na faixa de temperatura crítica de $200-300^\circ C$, com as seguintes características: a) redução da resistência, tenacidade e densidade, pelo um aumento da quantidade de fase M ; b) a degradação das propriedades mecânicas ocorre devido a transformação de fase $T \rightarrow M$ com micro e macrotrincas no material; c) a redução do tamanho do grão ou o aumento do óxido estabilizante reduzem a taxa de transformação.

As cerâmicas são compostos formados de elementos metálicos e não metálicos para os quais as ligações atômicas variam, desde puramente iônica, até totalmente covalente. Como nos metais, apresentam estrutura cristalina, mas não contém grande número de elétrons livres, uma vez que estão sendo compartilhados por covalência ou sendo transferidos de um átomo para outro, formado ligação iônica. A zircônia apresenta três estruturas cristalinas distintas num diagrama de fases: tetragonal, monoclinica e cúbica. O ZrO_2 puro apresenta uma transformação alotrópica de tetragonal para monoclinica ($T \rightarrow M$) em torno de $1.150^\circ C$, envolvendo grande alteração volumétrica, resultando em trincas. Este problema foi superado com adição de óxidos estabilizadores

como o CaO, Y₂O₃ e MgO à zircônia. Em temperaturas altas, acima de 1.000°C, tanto a fase cúbica quanto a tetragonal estão presentes, mas no resfriamento até a temperatura ambiente a fase monoclínica e do composto formado pela zircônia e o estabilizador não se formam, sendo mantidas as demais fases, impedindo a formação das trincas (CALLISTER, 2002b).

Um estudo clínico utilizando brocas cerâmicas mistas de alto desempenho para implantes e para fresagem do osso humano foi elaborado por Gaertner et al. (2005). Foram testadas brocas cirúrgicas de cerâmica com composição mista de Y-TZP e Al₂O₃ (80:20) obtidas por sistema CAD/CAM, num processo de compactação e sinterização e prensagem isostática a quente (HIP). Estas brocas possuem propriedades específicas, tais como: alta resistência mecânica e térmica, combinado com uma grande biocompatibilidade. Os experimentos *in vivo* tiveram uso de três grupos de brocas: cerâmicas mistas (CM), em aço inox (AI) e de metal duro (MD), cada grupo com 16 brocas para uso clínico e 2 grupos controle, totalizando 480 osteotomias. Os grupos A1 e A2 foram constituídos por fresas longas de peça reta (1:1), para corte ósseo em CM e MD; o grupo B1 e B2, por brocas helicoidais Ø2,0mm em CM e AI para contra-ângulo (10:1); grupo C1 e C2, por helicoidais Ø2,8mm em CM e AI para contra-ângulo (10:1). A afiação dos materiais foi examinada por MEV, EDAX e perdas de massa, antes do primeiro e após o décimo uso, obtendo-se resultados estatísticos. As avaliações do uso clínico tiveram critérios subjetivos, sendo divididas em cinco escalas padronizadas para dois operadores calibrados. Após 10 utilizações de cada broca os sinais de desgaste não foram significativamente diferentes para as composições examinadas. As brocas cerâmicas mistas forneceram maior dureza, resistência à fratura e excelente biocompatibilidade, sendo uma promissora alternativa ao aço. No entanto, sugeriu-se mais estudos a longo prazo, antes de serem recomendadas para o uso clínico em geral.

Para Bayerlein et al. (2006), as brocas em óxido de zircônia e de composições mistas por óxido zircônio e alumina (80:20) têm continuamente alargado suas aplicações

clínicas pelas propriedades mecânicas favoráveis e alta biocompatibilidade dos instrumentos rotatórios. As brocas cerâmicas são consideradas superiores aos metais em cirurgias dento-alveolares, com efeitos favoráveis na temperatura óssea e nos tecidos circundantes e com vantagens econômicas por permitirem usos mais repetitivos. Num estudo *in vitro*, 10 brocas cerâmicas esféricas de Ø2,3mm simularam osteotomias típicas para implantes dentários em mandíbula de porco, com uso peça de mão reta com transmissão 1:1, irrigação por solução salina, na velocidade de rotação de 1500rpm. Iniciou-se com broca Ø2,0mm, seguido pela broca com três lâminas Ø3,0mm. No segundo teste utilizou-se apenas uma broca de Ø3,3mm. As análises por SEM foram conduzidas antes o primeiro e após o décimo preparo para avaliação de sinais de desgastes, tais como: sulcos e microfraturas de lâminas. Pelos bons resultados obtidos ficou evidenciada a utilização vantajosa das brocas cerâmicas no preparo ósseo, mas para sua viabilidade clínica sugeriu-se mais estudos clínicos.

As ferramentas cerâmicas têm adquirido importância crescente nos últimos anos, especialmente na usinagem em alta velocidade de peças de aço e ferro fundido. É possível usar velocidades de corte 4 a 5 vezes maiores do que as empregadas com as brocas de metais, representando espetacular redução no tempo efetivo de corte. As cerâmicas exigem máquinas-ferramentas de elevada velocidade, grande potência e extrema rigidez. O componente principal da cerâmica é o *coríndon* ou *corundum*, uma forma estável da α -alumina. O material de partida se apresenta sob a forma de um pó finíssimo (1-10 μ). Obtém-se as peças por forte prensagem da matéria prima, Al_2O_3 (99,98% de pureza) ou numa composição de 89 a 99% de *coríndon* com óxido de silício, magnésio, cromo ou níquel. Atualmente adiciona-se ZrO_2 na cerâmica pura para obter maior tenacidade. O material prensado obtido é sinterizado a uma elevada temperatura (1.700°C, ou mais). A qualidade de uma ferramenta cerâmica depende da sua baixa porosidade, associada a pequenos tamanhos de grãos; isso exige um rigoroso controle da temperatura de sinterização. As principais qualidades desta cerâmica são: alta dureza

a quente (até 1.600°C); elevada estabilidade química até próximo ao ponto de fusão (2.050°C); ausência de desgaste eletroquímico, pelo isolamento elétrico; altíssima resistência à compressão (3.500N/mm²); baixo coeficiente de atrito; nenhuma afinidade química com o aço, sem formação de gume postiço (APC). Essas qualidades asseguram excelente acabamento superficial e precisão dimensional das peças, com menor desgaste. Os problemas no uso industrial da ferramenta cerâmica são: 1) grande fragilidade na usinagem interrompida em máquina pouco rígida ou com vibrações; 2) condutividade térmica muito baixa, aliada com o alto de dilatação térmica deixando-a sensível à variações térmicas bruscas, não se recomendando fluídos refrigerantes nos usos industriais (STEMMER, 2007).

A zircônia ocupa um lugar de destaque entre os materiais cerâmicos, pelas propriedades físicas, estabilidade química e grande biocompatibilidade. A cerâmica Y-TZP tem vantagens sobre outras cerâmicas, devido aos mecanismos de transformação de fases e tenacificação que operam na microestrutura, conferindo a ela importantes propriedades mecânicas. Numa ampla revisão da literatura sobre implantes dentários com zircônia, Hochscheidt et al. (2011) concluíram que essa cerâmica é considerada um biomaterial com ótima citocompatibilidade, sem efeitos mutagênicos ou carcinogênicos, uma alternativa para pacientes alérgicos ou com sensibilidade a metais. Embora as propriedades mecânicas da zircônia possam ser influenciadas pelo preparo clínico-laboratorial, nos testes de resistência à fratura da cerâmica Y-TZP, os resultados estavam dentro dos limites de aceitação clínica.

As brocas helicoidais de aço cirúrgico e zircônia também foram estudadas por Oliveira et al. (2011) com o uso da energia dispersiva e espectroscopia (EDX) e SEM, antes e após o uso. Para investigar as alterações térmicas no tecido ósseo bovino utilizaram 12 costelas bovinas preparadas com imersão em etanol e congeladas em solução salina estéril para manter as propriedades físicas e mecânicas dos tecidos. As 100 perfurações foram realizadas a 800rpm e deslocamento de 57mm/min, com irrigação

constante de solução salina (50ml/min) a $21\pm 1^\circ\text{C}$. As variações de temperatura registradas por termopares a 1mm das brocas, em duas profundidades foram até completarem os 50 ciclos. As médias térmicas para as 100 perfurações com as brocas de aço e cerâmica foram próximas a $21,6\pm 1^\circ\text{C}$, com aumento médio para ambas as brocas de $0,9\pm 0,8^\circ\text{C}$, na profundidade de 8,0mm e de $2,1\pm 1,1^\circ\text{C}$, a 10,0mm. Foi estatisticamente significativo o aumento da temperatura obtido nas brocas de aço ($1,6^\circ\text{C}$) na comparação com a cerâmica ($1,3^\circ\text{C}$). Portanto, as menores temperaturas foram obtidas com uso das brocas cerâmicas, assim como os menores sinais de desgastes em MEV. A temperatura aumentou com o número de perfurações e com a carga aplicada. O material de perfuração, desenho da broca, o número de utilizações, a profundidade e a carga aplicada na preparação parecem influenciar na variação de temperatura do osso durante a preparação do sítio, sendo a profundidade um fator predominante. Ambas as brocas podem ser usadas até 50 vezes sem a produção de temperaturas nocivas para o tecido ósseo e sem sinais evidentes de desgastes ou deformação do material. Indicaram-se mais estudos para melhor compreender os aparentes benefícios das cerâmicas mistas nas preparações para implantes.

A comparação da elevação térmica com brocas de diferentes materiais para implantes também foi feita por Moshiri et al. (2013). Eles utilizaram duas brocas de aço inoxidável e uma de cerâmica ATZ (*alumina toughened zirconia*) em 60 amostras do fêmur bovino frescas, com carga axial constante de 2,0kg, velocidade de 1.500rpm e uso de termopares *tipo K* em 3 profundidades, a 1mm da parede dos preparos. Houve significância nas temperaturas médias máximas a 3, 6 e 9mm de profundidades na broca cerâmica $\varnothing 4,3\text{mm}$ (*SPI VECTO, Thommen Medical, Waldenburg, Suíça*). Obteve-se temperaturas de $35,7$, $36,7$ e $35,3^\circ\text{C}$, sendo maior a 6mm e menor a 9mm. Utilizando a broca de aço $\varnothing 4,3\text{mm}$ (*SPI VECTO*), os valores foram $34,3$, $34,4$ e $33,8^\circ\text{C}$, com temperatura média máxima maior a 6mm e menor em 9mm. Com a broca de aço $\varnothing 4,2\text{mm}$ (*ITI Straumann, Basel, Suíça*) a médias foram $34,4$, $36,5$ e $35,2^\circ\text{C}$, sendo maior

a 6mm e menor a 3mm. Portanto, a temperatura máxima média foi menor na broca de aço Ø4,2mm a 9mm de profundidade, com 33,8°C e o maior valor ficou para a broca cerâmica Ø4,3mm a 6mm, chegando a 36,7°C, não havendo diferença significativa entre os grupos. Embora mais calor tenha sido gerado na parte superficial da cavidade com a broca cerâmica, as alterações de calor parecem não estar correlacionadas com o tipo de broca de aço inoxidável ou de cerâmica, mas com a profundidade da cavidade.

Em recente revisão bibliográfica, Hochscheidt et al. (2014) destacaram as características das cerâmicas Y-TZP e ATZ, citando vantagens e limitações do uso como materiais alternativos na Implantodontia, baseadas em evidências científicas. O compósito ATZ (76%ZrO₂+20%Al₂O₃+4%Y₂O₃) apresenta uma matriz de ZrO₂ estabilizada com ítria reforçada com partículas de alumina. A adição de uma segunda fase resultou em considerável aumento da resistência à flexão e na tenacidade à fratura. Nos testes de carga estática e dinâmica com alguns diâmetros de implantes de zircônia e titânio os valores de resistência à fratura da cerâmica estavam clinicamente aceitáveis e até mais elevados nos compósitos cerâmicos ATZ.

2.6 Influência da irrigação no preparo para implantes

Utilizando termografias IV, Watanabe et al. (1992) observaram que o calor gerado pelo atrito é distribuído pelo osso na presença ou ausência de irrigação durante a perfuração com brocas *IMZ* (lança, helicoidal Ø4,0mm, piloto e *countersink*), guias de *Brånemark* (helicoidal e trefina) e *ITI Implant* (tipo F), com 500g de carga. Foram selecionadas costelas suínas com 2mm de cortical e 7cm de comprimento, cobertas com resina numa mesa de fixação. Na tentativa de replicar as condições *in vivo*, a metade inferior dos espécimes ficou embebida em água a 37°C (±1°C) e a metade superior ficou à temperatura ambiente de 25°C. As principais conclusões do experimento foram: 1) sem uso da irrigação, a propagação de calor em cada broca diferiu de acordo com a forma da broca e local de perfuração; 2) o calor gerado continuamente espalhou-se para o osso

circundante, mesmo após a broca ser removida, retornando à temperatura inicial em cerca 60 segundos; 3) a broca helicoidal precisou mais tempo para se aquecer apresentando aumento gradual da temperatura. A broca esférica e a piloto cortaram num curto tempo, mas com rápida elevação da temperatura; 4) nos preparos sem irrigação ela foi mais elevada do que com irrigação para qualquer broca *IMZ*. Com a irrigação, quase nenhuma variação térmica ocorreu; 5) a maior diferença térmica foi nas helicoidais e trefinas *ITI*, com ou sem irrigação; 6) a guia de *Brånemark*, a piloto e a *countersink*, demonstraram significativa diferença com e sem irrigação, comprovando o efeito do resfriamento pela irrigação.

O uso da irrigação interna e uma avaliação dos benefícios biológicos para o osso foram os objetivos do estudo de Sutter et al. (1992) num experimento *in vitro* com 35 úmeros de vitelo, com espessuras de cortical semelhantes. As brocas trefinas (*ITI Bonetfit* e *Straumann AG*) de refrigeração interna foram utilizadas com velocidades de 800 e velocidade de 3.500rpm. Os cortes histológicos demonstraram a preservação do osso em todos os leitos para implante. Conclui-se que velocidades adequadas são pré-requisitos para a qualidade óssea em procedimentos cirúrgicos menos traumáticos e a refrigeração interna mantém a vitalidade, particularmente no uso da broca trefina.

Usando uma metodologia diferente, Benington et al. (2002) avaliaram as temperaturas geradas pelos sistemas de irrigação interna e externa com solução fisiológica. Usaram fragmentos de mandíbula bovina e rotação de 2.500rpm com uma massa de 1,7kg como força axial. Com a broca Ø2,0mm as mudanças de temperatura durante as osteotomias foram de 3,2°C e 3,1°C para irrigação externa e interna. Nas brocas Ø3,25mm as mudanças na temperatura foram de 1,34°C e 1,62°C para os sistemas de irrigação interna e externa, respectivamente. Concluiu-se que o benefício clínico de um sistema de irrigação de custo elevado não é justificável, uma vez que a redução térmica no osso não foi significativa, recomendando-se o sistema tradicional, por ser de menor custo e maior resistência a fraturas.

Iyer, Weiss e Mehta (1997) dividiram um estudo em duas partes sobre osteotomias em tíbias de coelhos para investigar o aquecimento durante os preparos em três velocidades, com termopares a 1,0mm do local da perfuração. Utilizou-se irrigação com água destilada nas osteotomias conduzidas por um único operador, empregando três velocidades: baixa (2.000rpm), média (30.000rpm) e alta (400.000rpm). Observou-se um aumento de 4,3°C, na relação inversa entre temperatura e velocidade, ou seja, quanto maior a velocidade, menor a temperatura alcançada. Na segunda parte do estudo, duas semanas após as osteotomias, verificou-se microscopicamente que o grupo de alta velocidade mostrou grande quantidade de osso necrótico; nos outros grupos houve diferenças significantes com as células viáveis. Contudo, após seis semanas, o grupo com preparos a alta velocidade mostrou-se com melhor grau de maturação óssea.

Num experimento com fêmur suínos frescos, Augustin et al. (2008), utilizaram brocas de Ø2,5, 3,2 e 4,5mm, com ângulos da ponta de 80, 100 e 120°, velocidades de 188, 462, 1.140 e 1.820rpm, taxas de alimentação de 24, 56, 84 e 196mm/min e irrigação externa com água a 26°C. As combinações de resultados com velocidade de perfuração e diâmetro da broca e uso da irrigação produziram temperaturas muito abaixo da crítica (47°C). Sem uso da irrigação externa, os valores temperatura, para as mesmas combinações de parâmetros, variaram de 31,4 a 55,5°C. Temperaturas superiores à crítica foram registradas na broca Ø4,5mm, com velocidades mais elevadas (1.140 e 1.820rpm). Quanto mais elevada a taxa de alimentação, menor temperatura foi encontrada no osso. O aumento do diâmetro da broca e a velocidade do motor elevaram a temperatura óssea. As alterações no ângulo de ponta da broca não mostraram influência significativa na temperatura. Contudo, a irrigação externa foi o fator mais importante de arrefecimento em todas as combinações de parâmetros utilizados, mantendo a temperatura do osso abaixo de 47°C.

A eficácia da solução salina utilizada para controle da temperatura e dispersão do calor durante a perfuração óssea também foi investigada por Sener et al. (2009). O estudo *in vitro* foi projetado para simular as condições clínicas envolvidas na osteotomia para implantes. Quinze mandíbulas edêntulas frescas de bovinos foram congeladas e seccionadas em 12 fragmentos de 70X60mm, divididos em três grupos: sem irrigação e irrigação com solução salina a 25 ou 10°C. As temperaturas máximas foram mensuradas nos três grupos sem irrigação com 50,9, 47,4 e 38,11°C, nas profundidades de 3, 7 e 12mm, respectivamente. Com a utilização da solução salina a 25 e 10°C, na profundidade de 12mm, alcançaram 37,4 e 36,31°C, respectivamente. Portanto, em todas as medições com uso da irrigação, a 25°C ou 10°C, estavam abaixo da temperatura corporal. Observou-se que o calor gerado foi maior na parte superficial da cavidade, devido ao efeito no osso compacto. A irrigação externa à temperatura ambiente forneceu suficiente arrefecimento durante a perfuração mantendo a temperatura abaixo do valor crítico, de 47°C. O aumento da temperatura na superfície do osso é maior durante os procedimentos mais longos ou com diâmetros maiores de perfuração, necessitando de irrigação mais eficiente. As soluções salinas mais frias são mais eficazes no arrefecimento do osso, diminuindo a temperatura da broca e apresentando um efeito antiinflamatório local.

Um estudo sugeriu osteotomias em baixa velocidade e sem uso de irrigação nos preparos em costelas suínas, utilizando-se termografia IV. Kim et al. (2010) avaliaram a produção de calor por três sistemas de perfuração, sendo dois convencionais (*Brånemark* e *Osstem*) e um sistema a baixa velocidade (*Bicon*). Cada sistema representou-se com três tamanhos de brocas, sendo duas helicoidais Ø2,0 e 2,5mm e uma piloto Ø3,0mm, com medidas térmicas repetidas 10 vezes e uma carga estática de 10kg padronizada. As variações térmicas médias foram de 1,57°C e 2,46°C. Os preparos a 50rpm sem irrigação não produziram superaquecimento, não havendo diferença significativa na produção de calor entre os três sistemas de perfuração testados, ficando abaixo de 47°C.

A necrose térmica é uma desordem originada por diversos fatores que conduzem à perda de suprimento sanguíneo e à morte das células ósseas. Augustin et al. (2012) classificaram a necrose local e sistêmica, com etiologia infecciosa, por drogas ou toxinas, vascular, inflamatória, congênita, autoimune, metabólica ou endócrina e traumática. Um subtipo de necrose traumática é conhecido como necrose térmica do osso ou osteonecrose térmica, onde o sobreaquecimento 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. Num estudo experimental em fêmur suíno investigou-se o aumento da temperatura com uso de broca com uma configuração de dois passos e refrigeração interna ($\text{Ø}3,4\text{mm}$ e $4,5\text{mm}$), comparado com brocas piloto $\text{Ø}2,5/3,4$ e $\text{Ø}3,4/4,5\text{mm}$, em combinação com diversas taxas de alimentação e velocidades de corte (1,18, 10,68, 33,61, 56,55 e 66,05mm/min) com e sem arrefecimento por água a 24°C . As temperaturas ósseas foram medidas com termopares, utilizando-se de uma mini fresadora de três eixos. Todas as combinações de parâmetros com refrigeração interna ficaram abaixo da temperatura crítica (47°C). As maiores temperaturas foram detectadas na broca $\text{Ø}4,5\text{mm}$ ($40,5^{\circ}\text{C}$). Na perfuração com broca $\text{Ø}3,4\text{mm}$ e refrigeração interna, a máxima foi de $38,5^{\circ}\text{C}$, chegando a $46,3^{\circ}\text{C}$ sem o arrefecimento. Nas mesmas condições com a broca $\text{Ø}4,5\text{mm}$ as temperaturas atingiram $40,5^{\circ}\text{C}$ e $55,7^{\circ}\text{C}$, respectivamente. O efeito da taxa de alimentação foi inversamente proporcional ao aumento da temperatura, ficando abaixo da crítica ($47^{\circ}\text{C}/1\text{min}$). A broca de dois passos não apresentou vantagem sobre a broca helicoidal padrão do mesmo diâmetro, mas a refrigeração interna diminuiu significativamente a temperatura, sendo atualmente a broca ideal para Traumatologia e Ortopedia. Com uso do arrefecimento interno, todos os outros parâmetros de perfuração ficam sem importância significativa.

Harder et al. (2013) avaliaram as alterações da temperatura intraóssea geradas por uso de brocas para implantes de três diferentes composições e dois métodos de refrigeração. Utilizaram brocas cilíndricas de 3 lâminas com ângulo de 118° , ângulo livre

de 15° ou 28°, com rotação direita de 25°, em quatro diferentes combinações de materiais: brocas de aço com refrigeração externa; aço de refrigeração interna; aço revestido com TiN com refrigeração externa e broca de zircônia de refrigeração externa. Cada um dos 4 grupos foi constituído por 10 brocas, testadas em 40 fragmentos de costelas bovinas colocadas em solução fisiológica, armazenadas a -10°C e descongeladas 8 horas antes dos experimentos *in vitro* à temperatura controlada (23°C). As três perfurações com Ø1,2mm, a 0,5mm da parede lateral, ficaram perpendiculares no longo eixo e os termopares nas profundidades de 4, 8 e 12mm, com tempo de resposta térmica de 0,5-1,0s ($\pm 1,0^\circ\text{C}$). As osteotomias na velocidade de 1.200rpm e o fluxo de refrigeração em 50ml/min foram limitadas a 13mm e confirmadas radiograficamente. Os valores médios com a broca cerâmica na profundidade de 4mm foram maiores que a 8 ou 12mm. As diferenças na geração de calor entre os materiais de perfuração não diferiram significativamente, mas as brocas de aço com refrigeração interna tiveram menor aumento na temperatura a 4mm, quando comparadas com aço de arrefecimento externo. Desta forma, não houve diferenças térmicas significativas entre os materiais de perfuração, mas o método de refrigeração afetou a temperatura intraóssea.

Gehrke, Loffredo Neto e Mardegan (2013) compararam a irrigação externa com uma técnica de irrigação dupla, utilizando movimentos intermitentes e contínuos. As medições térmicas máximas foram feitas na parte cortical das 10 amostras de costelas bovinas (cortical média de 3mm) durante as osteotomias simulando-se a preparação de leitos cirúrgicos para a instalação de implantes dentários na profundidade de 10mm, com velocidade de 1.200rpm, torque de 35N, carga de 2kg, irrigação por NaCl na temperatura ambiente e sensores termopares *tipo K*. O grupo controle teve irrigação externa e movimento contínuo (CG1). O grupo 2 fez uso da irrigação externa e movimentos intermitentes (CG2); um grupo teste (TG1) ficou com dupla irrigação e movimento contínuo. O outro grupo teste (TG2) teve irrigação dupla e movimentos intermitentes. As elevações térmicas entre as amostras foram de 19,2% no grupo CG1, 10,4% no CG2,

5,4% no TG1 e 3,4% no TG2. A técnica da dupla irrigação (interna e externa) produziu um aumento significativamente menor na temperatura do osso cortical durante ambos os tipos de perfuração, contínua e intermitente, o que ilustra a sua maior eficácia em comparação com a técnica de irrigação externa.

O uso da irrigação também foi objeto de estudo de Gaspar et al. (2013) com avaliação das alterações histológicas imediatas provocadas por osteotomias a 50rpm sem irrigação e a 800rpm com irrigação em tíbias de seis coelhos adultos. Foram efetuadas 36 perfurações, 18 com cada técnica, utilizando brocas de aço (*Sandvik 4C27A*, ASTM 420F) esféricas de Ø1,5mm, uma piloto de Ø2,0mm e uma helicoidal Ø3,5mm (*IDI*[®], França). Os preparos ósseos apresentaram bordos regulares ao MO, com um tecido ósseo viável, vascularizado e com presença de osteócitos junto aos defeitos. As estruturas haversianas e lamelares foram mantidas, bem como a rede vascular e a matriz extracelular. Os resultados indicaram não haver diferenças histológicas entre as osteotomias a 800rpm com irrigação e a 50rpm sem irrigação; ambas as técnicas mantiveram o tecido ósseo viável para a colocação de implantes, sugerindo-se que cabe ao clínico a escolha da técnica, em função de outras variáveis.

Um sistema de irrigação combinado foi usado por Strbac et al. (2014) para avaliar as mudanças de temperatura nas osteotomias para implantes num experimento sob condições padronizadas. Os procedimentos foram realizados em costelas bovinas usando um sistema cirúrgico computadorizado que garantiu ciclos automáticos de perfurações intermitentes para simular condições clínicas. Totalizaram 320 osteotomias com brocas helicoidais Ø2mm e cônica Ø3,5/4,3/5,0mm (*Komet*) em profundidades de perfuração de 10 e 16mm, com distintos métodos de irrigação por solução salina (sem / externa / interna / combinada) a 50ml/min e 800rpm. As mudanças de temperatura foram registradas em tempo real por 14 sensores de temperatura *tipo K*: sete colocados a 1mm da broca e 7 sensores a 2mm da borda do preparo, nas profundidades de 2, 4, 8, 10, 11, 13 e 16mm. A maior variação térmica observada foi nas osteotomias sem qualquer

irrigação (média de 8,0°C), seguido de irrigação externa (média de 2,6°C), irrigação combinada (1,5°C) e com irrigação interna (1,48°C), esta demonstrando a menor ampliação térmica. Houve aumento significativo da temperatura com diferentes diâmetros de perfuração. Em relação a profundidade, o tempo de perfuração influenciou como fator de incremento na geração de calor. Procedimentos combinados de irrigação foram preferíveis ao método de irrigação externa, principalmente nas profundidades maiores; contudo, indicou-se mais estudos para otimizar os seus efeitos no tecido ósseo.

2.7 Eficiência de corte e durabilidade da ferramenta

O tempo de vida útil de uma broca depende de numerosos fatores, alguns dos quais não estão sob controle do operador. A velocidade de rotação é um fator controlável, porém a sua influência sobre a durabilidade do instrumento de corte não é perfeitamente clara. À medida que aumenta a velocidade rotacional, aumenta a velocidade de corte. Em usinagem industrial espera-se que a durabilidade da broca aumente com o aumento da velocidade rotacional, desde que os outros fatores, como profundidade de corte e avanço não se alterem (SKINNER & PHILLIPPS 1962).

Segundo Kanai (1978), existem diferentes mecanismos que podem originar o desgaste nos gumes de uma broca. Os desgastes de quina e na guia lateral apresentam uma diferença significativa entre os pares. Isto se deve à excentricidade da broca, diferença na altura dos gumes e imprecisão geométrica da ferramenta, gerando instabilidade no processo de furação. O autor cita sete tipos de desgaste nas brocas helicoidais, como: desgaste de quina, de flanco no ponto médio (VB'), de flanco máximo (VB), desgaste da guia lateral (Mw), de cratera (Km), desgaste no gume transversal medido em relação ao gume de corte, em altura (Ct) e desgaste no gume transversal medido em relação ao gume de corte, em largura (Cm).

A vida de uma ferramenta de corte pode ser definida como tempo produtivo disponível durante o qual o gume irá usinar componentes aceitáveis dentro de

parâmetros limitantes. Primeiramente considerava-se como fator limitante o aspecto em que a ferramenta não podia cortar mais. Atualmente considera-se a textura superficial, a exatidão dimensional e geométrica, o estado da ferramenta, a formação do cavaco e a vida restante da broca. Portanto, a vida da ferramenta está no limite quando se perde o controle sobre os cavacos formados ou quando o desgaste atinge um estágio onde o risco de uma quebra do gume é iminente. São utilizados diversos critérios para determinar com maior ou menor grau de exatidão a vida útil de uma broca, tais como: exigências da usinagem, material da ferramenta, falha preliminar da ferramenta, largura da marca de desgaste no flanco, vibrações intensas da peça ou ferramenta, ruídos fortes por vibrações na máquina, profundidade da cratera (KT), deficiência no acabamento superficial, formação de rebarbas, forma dos cavacos, alteração dimensional da peça, alteração da força de corte, torque ou potência, aumento da força de avanço, aumento da temperatura do gume e do material perfurado (CASTRO, 2001).

A vida útil de uma ferramenta de corte, como das brocas cirúrgicas depende de muitas variáveis. Shaw (2005) definiu Tribologia como uma ciência que estuda o desempenho das superfícies relativas à lubrificação, atrito e o desgaste. O desgaste da ferramenta de corte pelo atrito friccional pode resultar em mudanças na sua geometria e foi classificado em vários tipos: 1) por atrito, associados com adesão de pequenas partículas formadas na parte final da superfície de cisalhamento, conhecido como aresta postiça de corte (APC); 2) desgaste abrasivo, devido à ação de corte de partículas duras, conhecido como V_B ; 3) desgaste erosivo, devido a ação de corte de partículas em um fluido, combinado com o anterior; 4) desgaste de difusão, a temperaturas de superfície elevadas; 5) desgaste corrosivo, devido ao ataque químico de uma superfície; 6) por fratura ou lascamento de superfícies frágeis conhecido como KT ou cratera; 7) delaminação, microfissuras abaixo da superfície que produzem partículas de desgaste laminar. Nas situações práticas, o desgaste raramente envolve apenas um desses tipos de desgaste, mas ocorrem interações de fatores. O desgaste é sempre acompanhado por

grande quantidade de atrito e, em alguns casos, por deformação plástica subsequente. Muitas vezes é difícil determinar que tipo de desgaste predominante na ferramenta de corte e o seu limite quantitativo. Quando uma aresta desgastar correspondente a um determinado valor (V_B) ocorre um súbito aumento no comprimento contato da ferramenta de trabalho, respondendo com um aumento da vibração, podendo emitir um sinal acústico ou ruído.

Na prática clínica ou laboratorial, o momento em que uma ferramenta deixa de produzir peças com o tamanho desejado e qualidade de superfície aceitas, normalmente determina-se como o fim da sua vida útil. Por desgaste da ferramenta entende-se toda mudança em sua forma original que, durante o corte resulta em perda gradual do material da ferramenta ou deformação. Os critérios de vida de uma ferramenta são estabelecidos por um determinado valor limite de desgaste ou na ocorrência de um fenômeno. Para aumentar a confiabilidade e comparação dos resultados dos testes é essencial que a vida da ferramenta seja definida como o total de corte pelo tempo que uma ferramenta necessita para atingir um critério de vida. Dependendo do local onde ocorre deterioração nas arestas de corte, valores diferentes podem ser aceitos, determinando-se a vida da ferramenta. O tipo de desgaste que mais contribui para o fim da sua vida útil, numa série específica de ensaios, deve ser usado como um guia para a seleção de uma ferramenta. Os critérios mais utilizados para as brocas de aço a alta velocidade e de cerâmica são: a) largura máxima da aresta desgaste de flanco ou $VB_{Bmax} = 0,6\text{mm}$, quando o flanco não é regularmente desgastado, riscado, lascado ou com ranhuras na zona B; b) largura média da aresta de desgaste de flanco ou $VB_{Bmax} = 0,3\text{mm}$, se a aresta desgaste de flanco é considerada de uso regular na zona B; c) nas brocas de aço, além dessas características, ainda pode ocorrer uma falha catastrófica, mensurado como um amplo lascamento ou tamanho da cratera KT (Norma ISO 3685:1993).

Na avaliação do desgaste de materiais com baixo potencial para tal, como as cerâmicas de alumina ou zircônia, exige uma técnica bastante sofisticada. Serra et al.

(2002) analisaram o comportamento tribológico de biomateriais cerâmicos de alumina, Y-TZP e compostos alumina-zircônia em forma de discos, sob diferentes condições de ensaio. Segundo os autores, o cálculo do volume de desgaste a partir da variação do peso da amostra é um método limitado, especialmente quando se avaliam materiais de alta dureza e alta densidade, que apresentam perda de massa muito pequena. Foi sugerido avaliação do desgaste gravimétrico calculado com utilização de dados tridimensionais de perfilometria óptica. O uso da perfilometria óptica 3D mostrou melhor precisão metodológica na determinação da taxa de desgaste, quando comparado com a perda de massa utilizando uma balança de precisão.

Para avaliar eficiência de corte, durabilidade, variação térmica e o desgaste de brocas para implantes, Ercoli et al. (2004) realizaram osteotomias em costelas bovinas simulando condições semelhantes ao osso mandibular humano. Foram testadas sete marcas comerciais de brocas para implantes (*Nobel Biocare, 3i/Implant Innovations, Steri-Oss, Paragon, Implamed, Lifecore e ITI*), avaliadas durante 100 sucessivos usos, divididas em três grupos: o primeiro (G1) foi composto por desenhos semelhantes, brocas helicoidais com irrigação externa; o (G2) por brocas *Implamed*, com irrigação externa, mas com dureza significativamente menor do que as do primeiro grupo. O desempenho deste grupo e a eficiência média foram menores do que as do primeiro grupo, ocorrendo extensa deformação do material ao longo do fio de corte. Além disso, todas as brocas de Ø2,0mm do G2 fraturaram durante os testes, sendo substituídas por novas, ou quando constatada a perda do poder de corte e atingissem temperatura acima de 47°C em três osteotomias consecutivas. O terceiro grupo (G3) diferenciou-se dos demais pelo desenho em tripla hélice, irrigação interna e o revestimento de TiN. Foi utilizado rotação de 1.500rpm, torque de 37Ncm e termopares a 5 e 15mm de profundidade. Quanto ao desempenho, três das quatro brocas de Ø2,0mm testadas (duas *Steri-Oss* e uma *Paragon*) mostraram grande redução na eficiência após solicitação mecânica. As análises por MEV mostraram perda de revestimento, juntamente com danos nas arestas de corte,

fatores importantes e contribuintes para a diminuição do desempenho. O aumento da temperatura não foi significativamente diferente nas profundidades de 5 ou 15mm ou entre as brocas de Ø2,0 ou 3,0mm. O desenho da broca, o material e as propriedades mecânicas afetaram significativamente a eficiência de corte e a durabilidade das brocas, podendo ser empregadas em grande número de reutilizações sem prejuízos potenciais para os tecidos ósseos.

A vida da ferramenta de corte, a força, potência de corte e acabamento superficial na furação de um material variam em função de fatores dependentes da máquina, da broca, do fluido de corte e da resistência oferecida pelo material a ser usinado. Stemmer (2007) também afirmou que as variáveis do processo de furação dependem do momento ou força axial de avanço da broca, do tempo de execução da furação de dimensões dadas, da energia absorvida num corte, da temperatura da ferramenta ou do cavaco formado, do grau de encruamento e fator de recalque do cavaco. Sobre os tipos de falhas e desgastes da ferramenta de corte citou três formas distintas: a) lascamento do gume com fratura da aresta, produzindo superfícies irregulares; b) desgaste de flanco, na superfície de incidência formando uma marca de desgaste; c) desgaste na face, na superfície de saída, sob a forma de cratera. O lascamento representa uma falha acidental e prematura da ferramenta. O desgaste ocorre de forma progressiva e acaba por deixar a ferramenta cega, sem habilidade de cortar o material com eficiência (Norma ISO 3685:93). As principais regiões propensas ao desgaste nas brocas helicoidais são: desgaste de flanco, das guias, de cratera, lascamento, arredondamento das quinas, desgaste da aresta transversal e colapso total. Além do desgaste, as brocas estão sujeitas a deformação plástica, ou seja, mudanças da geometria da ferramenta de corte, como deslocamento de massa por cisalhamento, devido às altas tensões atuantes nas superfícies de corte.

A usinagem em tecidos ósseos se caracteriza como corte em material frágil existindo a possibilidade da formação de um filme na zona de aderência, podendo reduzir

o atrito e diminuir fortes ligações na interface, pela composição do material em estado fresco. Esse fenômeno é chamado de aresta postiça de corte (APC) que ocorre normalmente a baixas velocidades de corte, sob áreas de altas tensões de compressão envolvendo deformação plástica, encruamento e formação de microtrincas, como no tecido ósseo. Ela substitui a zona de fluxo que se forma na área de aderência em velocidades de corte mais altas. Devido à influência do calor gerado na zona de corte deve-se fazer com que esta realize movimentos de avanço mais rápidos para minimizar os efeitos de transferência de calor para a parede óssea (CARNEIRO, 2009).

Com a finalidade de analisar a necrose térmica que acomete parte do osso cortical que pode comprometer um alvéolo cirúrgico para instalação de implantes dentários, Barbosa (2009) utilizou brocas novas e desgastadas em fragmentos de costelas bovinas com a irrigação externa. Sob MO dos tecidos observou-se que a resposta óssea frente às agressões físicas e químicas altera os níveis de formação e reabsorção dos componentes estruturais do osso, podendo seguir dois caminhos: o reparo ósseo, corrigindo os defeitos provocados, através da neoformação com reconstrução da arquitetura pré-existente ou à necrose, com a lise parcial ou total dos tecidos. Nos grupos sem irrigação, tanto com brocas novas, como desgastadas observou-se a inviabilidade óssea pela predominância de osteócitos com núcleo picnóticos e lacunas vazias demonstrando a degeneração celular provocada pelo calor, ou seja, alterações morfológicas pelo aquecimento friccional. A qualidade do corte das brocas e a irrigação externa foram fundamentais e influenciaram na manutenção da viabilidade óssea dos leitos cirúrgicos.

Allsobrook et al. (2011) afirmaram que uma osteotomia atraumática é fundamental para a osseointegração e depende da utilização de brocas intactas. Numa configuração experimental para simular desgaste das brocas de implante em costelas bovinas utilizou-se uma força de perfuração constante (1,5kg), com objetivo investigar os efeitos de múltiplos usos sobre as mudanças de temperatura do osso. Foram avaliadas as

superfícies de corte das brocas Ø2,0, 3,0 e 3,4mm, a 2.000rpm (*Nobel Biocare*); Ø2,2, 2,8 e 3,5mm, a 800rpm (*Straumann*) e NE Ø2,2, 3,0 e 3,4mm, a 800rpm (*Neoss Australia, New Farm, Queensland*) com 20, 30 e 50 osteotomias. A análise em SEM indicou que os modelos de brocas eram de uma composição de aço inoxidável e aço revestido por WC/C. Estas alcançaram as menores temperaturas, registradas nos termopares *tipo K* instalados a 4 e 12mm de profundidade, apresentando mínima corrosão da superfície e menor deformação plástica, confirmada pela SEM. Contudo, os desgastes das superfícies de corte e a deformação plástica não influenciaram na temperatura obtendo-se aumento máximo de 5°C e nunca por mais de 9s. Concluiu-se que as brocas utilizadas em até 50 osteotomias, duas vezes mais que a recomendação dos fabricantes, não elevaram as temperaturas ósseas para níveis prejudiciais, mas a corrosão na broca foi um potencial indicativo na determinação do tempo de sua vida útil.

Carvalho et al. (2011) avaliaram a influência da reutilização de brocas de alta resistência no aquecimento do osso *in vivo*, a viabilidade celular imediata do osso e o desgaste da broca após a realização de 208 osteotomias sequenciais em tíbia de coelhos. As perfurações começaram com uma broca de aço tipo lança, seguido das helicoidais de diâmetros (Ø) 2,0, 2,8, 3,0 e 3,15mm. Um elevado grau de correlação entre o desgaste da broca e do número de osteotomias foi observado. A broca lança sofreu duas vezes mais deformação plástica que as helicoidais. As brocas usadas não causaram aquecimento ósseo significativo após sua reutilização de até 50 vezes; contudo, proporcionaram maior trauma tecidual na osteotomia do grupo com 50 reutilizações. Concluiu-se que as brocas muitas vezes reutilizadas podem causar danos excessivos ao tecido ósseo, podendo afetar negativamente a osseointegração.

Mendes (2011) avaliou comparativamente o comportamento mecânico das brocas utilizadas em Implantodontia, como as de zircônia e de aço (Sistema *Neodent*, Curitiba, PR, Brasil). O desgaste, rugosidade e alteração da massa das brocas para o preparo de leitões em costelas bovinas, visando a instalação de implantes osseointegráveis foram

avaliados após repetidas osteotomias (grupos de 10 a 40) e esterilizações. Os resultados significantes quanto à variação da rugosidade média (Ra) foram: a) na broca piloto de aço diminuiu a Ra ; na broca piloto de zircônia aumentou a Ra ; b) as brocas helicoidais Ø3,0mm com revestimento DLC aumentaram sua Ra ; c) as brocas de zircônia apresentam menores desgastes na sua superfície afiada após as osteotomias e menores valores de rugosidade média, antes e após as sucessivas perfurações e processos de esterilizações.

A influência das condições de corte na vida da ferramenta e na força de avanço das brocas mais exigidas em Implantodontia durante a preparação de alvéolos ósseos receptores de implantes foi estudada por Carneiro et al. (2011). As variáveis analisadas foram: velocidade de avanço, a rotação e o material de ferramenta com uso de tíbias bovinas como corpo de prova, simulando-se procedimentos cirúrgicos. Os experimentos fizeram uso de brocas de aço inoxidável martensítico não revestidos (M340), aço inox austenítico e cerâmico (Y-TZP). A vida da ferramenta foi determinada pelo número de furos realizados, tendo como critério de fim de vida, a temperatura próxima da parede óssea a 47°C, medida com termopar *tipo T*. A força de avanço foi monitorada por um dinamômetro próprio para ferramentas rotativas (*Kistler*). O fluido de corte anticorrosivo foi composto por 20% de fluido de arrefecimento automotivo e água (160ml/min). Os resultados mostraram que o aço inox martensítico superou o austenítico e o material cerâmico. Observou-se que a alta velocidade de avanço promoveu queda da temperatura, enquanto a rotação elevada à queda na força de avanço. Quanto mais rápido a ferramenta realizou o corte, menor foi o tempo para a dissipação do calor no osso. O aumento da rotação, embora também aumente a capacidade das furações, tem influência mais significativa na diminuição da força de avanço, devido às menores áreas de contato cavaco-ferramenta. Os maiores parâmetros de corte conduziram a um maior número de furos com força de avanço baixa.

Paterno Jr, Joly e Abrão (2011) avaliaram o aquecimento ósseo no ato da

perfuração e o desgaste das brocas de 4 sistemas de implantes: G1– *Nobel Biocare*, G2– *Straumann*, G3– *3i*, G4– *Neodent*. Utilizaram 8 pares de brocas helicoidais (dois de cada sistema), constituído por duas brocas mais utilizadas de cada fabricante: Ø 2,0mm e 2,8mm *Nobel*, 3i e *Neodent* e Ø 2,8mm e 3,5mm da *Straumann*. Foram seleccionadas 8 costelas bovinas para a realização de 20 perfurações sequenciais, totalizando 160, com uso de termopares *tipo T* a 11mm de profundidade, com padronização da temperatura ambiente (27°C), troca das brocas, irrigação e a velocidade de perfuração. O desgaste das brocas foi avaliado pela medição de massa e análise em MEV. Os resultados mostraram que todos os grupos apresentaram semelhanças nos valores de temperatura óssea até a 11^a perfuração, mas que a partir da 12^a perfuração o G1 apresentou comportamento térmico distinto. As brocas de aço do G1 apresentaram menor aquecimento ósseo e maior constância de temperatura durante as perfurações, quando comparado aos demais grupos. As imagens em MEV mostraram mínimo desgaste das brocas e sem significância na perda de massa dos 4 grupos analisados.

Utilizando um modelo animal de costelas bovinas, Sartori et al. (2012) avaliaram comparativamente a deformação, rugosidade (*Ra*, *Rz* e *Rmax*) e perda de massa (g) com brocas de três diferentes tipos de brocas usadas em osteotomias para a instalação de implantes osseointegrados. Foram utilizados 25 costelas bovinas e 3 tipos de brocas (Sistema *Neodent*, Curitiba, PR, Brasil): de aço helicoidais Ø2,0 e 3,0mm para o [G1], com revestimento por película de WC/C [G2] e brocas de zircônia [G3] Ø2,0 e 3,0mm, separados em 5 subgrupos: 1, 2, 3, 4 e 5, correspondentes a 0, 10, 20, 30 e 40 de perfurações, respectivamente. A rugosidade média da superfície [*Ra*], parcial e máxima e massa de todas as brocas foram medidas e analisados em MEV antes e após o uso. Houve uma perda de massa em todos os grupos [G1, G2 e G3] e esta perda gradual ocorreu de acordo com o número de perfurações feitas, mas esta diferença não foi estatisticamente significativa. Em relação à rugosidade, o [G3] aumentou as *Ra*, *Rz* e *Rmax* em relação ao [G2] e elevou a *Ra* em comparação com o [G1]. Não houve

diferença estatisticamente significativa entre [G1] e [G2]. Na MEV foram observadas zonas de deformação em todas as amostras de Ø2,0mm, com a perda do substrato, sendo uma característica mais frequente no [G3]. As brocas de zircônia de Ø2,0mm apresentaram maior perda de substrato e desgaste abrasivo na área de corte e aumento da rugosidade quando comparado com o aço e ao revestimento WC/C. Não houve diferença estatisticamente significativa entre [G1] e [G2] em qualquer teste mecânico realizado.

A deformação da broca, rugosidade e o aquecimento ósseo foram avaliados por Dos Santos et al. (2013) após várias osteotomias *in situ* para implantes, por técnica guiada e num processo de perfuração clássica em tíbias de 20 coelhos. As brocas helicoidais utilizadas para as osteotomias: Ø2,0, 2,8, 3,0 e 3,15mm (Sistema Conexão, SP) foram analisadas por SEM. Duas microfotografias (200x) foram obtidas da ponta ativa das brocas, antes e depois do uso. As deformações foram quantificadas, incluindo áreas de perda de substância e defeitos de condensação ou abrasão. A técnica de cirurgia guiada gerou temperatura mais elevada no osso, deixando as brocas mais deformadas do que nos procedimentos de perfuração clássicos. O aumento da temperatura dos tecidos foi diretamente proporcional ao número de vezes utilizadas, mas em nenhuma das técnicas gerou necrose crítica por elevação térmica. As deformações e rugosidades de superfície das brocas foram diretamente proporcionais ao número de vezes em que foram utilizadas em ambos os grupos, mas existiu tendência mais elevada no grupo da técnica guiada.

Recentemente, Mendes et al. (2014) publicaram um estudo com avaliações da deformação, rugosidade e a perda de massa de aço inoxidável, de revestimento com DLC e brocas de zircônia após várias osteotomias com procedimentos de esterilização. Foram utilizadas brocas de aço inoxidável (G1), aço com revestimento DLC (G2) e zircônia (G3) com grupos divididos em subgrupos 0, 1, 2, 3 e 4, correspondentes a 0, 10, 20, 30 e 40 usos, respectivamente nas costelas bovinas. Não houve diferença

significativa em massa e rugosidade entre todos os grupos e subgrupos. Nas MEV, todos os grupos revelaram sinais de desgaste, enquanto a delaminação do revestimento foi detectada no G2. Brocas do G1 exibiram a superfície mais irregular, enquanto que as arestas cortantes foram mais regulares no G3. Portanto, as brocas de zircônia apresentaram superfícies mais regulares, enquanto que as brocas de aço inoxidável revelaram sinais de desgaste mais acentuados. Sugeriram-se outros estudos para se avaliar a influência putativa destes achados na variação térmica.

2.8 Modelos ósseos e estudos de aquecimento

Um marco importante nas pesquisas sobre aquecimento ósseo foi estabelecido com três estudos clássicos com uso de metodologias semelhantes, realizados por Eriksson e Albrektsson(1982-1984). Os experimentos utilizaram uma técnica sofisticada de microscópica vital, por meio de um implante especial de titânio, com câmera óptica de vidro inserida na metáfise proximal em tíbia de coelhos. Por meio de observações *in vivo* do crescimento ósseo em câmara, distanciadas em 100µm foi possível determinar um limite fisiológico para as osteotomias. No aquecido por 5min a 47°C ocorreu reabsorção óssea de 30 a 40% das áreas de observação, após 40 dias. O osso reabsorvido foi essencialmente substituído por células de gordura, levando até 50 dias para uma revascularização satisfatória. Contudo, nos aquecimentos entre 44°C a 47°C nenhum dano celular foi significativo na comparação com os animais controle. Sinalizou-se também que o aquecimento observado nas pesquisas não é idêntico ao provocado no procedimento clínico, no qual podem alcançar-se valores mais expressivos, uma vez que o tecido ósseo anestesiado permanece mais isquêmico pela ação vasoconstritora, desta forma, sujeito a maiores danos térmicos.

Objetivando orientar os pesquisadores para escolha do modelo animal para ensaios de qualidade, de densidades ósseas e propriedades mecânicas, Aerssens et al. (1998) compararam as características minerais, conteúdo de cinzas, *fator-I* de

crescimento insulina-ligado, proteínas extracelulares e tecido colágeno de sete espécies de vertebrados (humano, cão, carneiro, porco, vaca, frango e ratos) mais utilizadas nesses estudos. Após analisarem as corticais e o tecido trabecular dos animais, demonstraram que nenhum modelo foi semelhante à situação humana nos parâmetros examinados. Em relação à quantidade de medula óssea encontrou-se similaridade entre humanos, cães e porcos; intermediados pela espécie bovina. As concentrações de colágeno encontradas foram semelhantes no humano e na espécie bovina, um indicativo importante relacionado às microfraturas. Quanto ao osso trabecular, todos os fatores resultaram distantes do padrão humano, ficando para as espécies caninas, suínas e bovinas as maiores semelhanças.

Numa ampla revisão dos fatores biológicos afetados pela geração de calor durante as osteotomias para implantes dentários, Tehemar (1999) afirmou que uma preparação atraumática do leito receptor é um fator relevante que influencia na sobrevivência dos implantes. A geração de calor está relacionada a diversas variáveis, tais como: modelos ósseos, instrumentos de avaliação do calor, fatores relacionados ao operador, ao fabricante e ao paciente, além de características biológicas locais. Dessa forma, a metodologia de avaliação do calor gerado nas osteotomias, em conjunto com os modelos ósseos, ainda são pontos de grande especulação nos estudos.

Polímeros de resina com densidade uniforme têm sido utilizados como alternativa para simular os ossos maxilares vivos. Harris e Kohles (2001) investigaram os efeitos causados por repetidas osteotomias com brocas de 5 diferentes sistemas (*3i Tri-Spade, 3i Disposable, Nobel-Biocare, Straumann e Lifecore*). As brocas foram submetidas a 30 perfurações em blocos de homopolímeros com densidade $1,41\text{g/cm}^3$ (*Delrin Acetal, Commercial Plastics, West Palm Beach, FL, USA*) e esterilizadas em autoclave a cada três perfurações. Concluiu-se que o desempenho da broca depende de seu desenho e do uso repetitivo. Investigações futuras são necessárias para se elucidar qual a característica do desenho da broca que realmente influencia na sua degradação com o

uso. Foi sugerida a utilização de modelos que representem padrões de osso cortical e medular, uma vez que os mesmos podem fornecer dados clínicos finais da vida útil das brocas cirúrgicas.

A literatura tem revelado que as temperaturas das osteotomias variam consideravelmente devido à variação das condições experimentais de cada caso e aos parâmetros cirúrgicos, tais como: geometria da broca, o desgaste da broca, velocidade de perfuração, pressão aplicada, tipo de irrigação e modelo ósseo. Um exemplo disso são os preparos em amostras de osso a partir de uma variedade de espécies e de localizações anatômicas com o objetivo de determinar o impacto térmico da velocidade de rotação da broca. Diferenças significativas das propriedades físicas de diferentes ossos e, até em distintas partes de um mesmo osso são encontradas. Buscando um modelo alternativo, Prabhu (2007) utilizou um substituto ósseo (*Sawbones*) numa fresadora CNC de cinco eixos para um estudo relacionando a força de corte e desempenho de brocas e alargadores. Manteve constante a velocidade de avanço (0,1mm/rev), rotação (750rpm) e a carga axial (dinamômetro *Kistler*). Utilizou 3 termopares *tipo K* para 8 tipos de brocas de Ø2,7, 3,2 e 4,0mm com 16 furações cada uma. As medições de temperatura na ponta da broca apresentaram níveis que podem levar a danos no osso, nas condições de corte selecionadas. Entretanto, não houve nenhuma correlação clara entre a força de perfuração e a temperatura máxima, mas ocorreram diferenças na entre geometrias de broca com o mesmo diâmetro e a força por unidade de diâmetro. O modelo mecanicista da força de perfuração, com base na geometria que quantifica os efeitos pelas alterações da broca continua sendo uma área para investigações futuras.

Strbac et al. (2013) basearam-se numa amostra uniforme de osso sintético que representa área cortical de 3mm e medular de 15mm (*BoneSim Composite, Newaygo, MI, EUA*), apresentando condutividade térmica equivalente à do osso humano, equivalente ao *tipo II* da classificação de Lekholm e Zarb (1987). O objetivo foi investigar

os efeitos térmicos dos diferentes métodos de irrigação durante perfurações intermitentes, investigando os efeitos da profundidade, diâmetro e do tipo de irrigação sobre as mudanças de temperatura em 320 osteotomias, a 10 e 16mm de profundidade, com diversos métodos de irrigação. Sequências automatizadas foram realizadas com brocas helicoidais de Ø2,0mm e cônicas Ø3,5, 4,3 e 5mm, com registros em tempo real da temperatura, através de dois termopares multicanais com 14 sensores, a uma distância pré-definida de 1 e 2mm do preparo, em 7 níveis de profundidade. O modelo ósseo utilizado, totalmente padronizado, forneceu comparabilidade otimizada nas avaliações térmicas resultantes de osteotomias. O maior aumento de temperatura foi observado sem uso de irrigação (29,9°C), seguindo-se da irrigação externa (28,5°C), interna (25,9°C) e combinada (25,7°C). As temperatura foram significativamente mais elevadas durante osteotomias com brocas Ø2,0mm e as cônicas Ø3,5, 4,3 e 5mm. A irrigação externa mostrou temperaturas significativamente mais altas para todas as brocas cônicas quando comparadas com a irrigação interna ou combinada, nas duas profundidades. As menores variações térmicas ficaram para irrigação interna ou combinada e brocas cônicas com vários diâmetros. Quanto à eficiência dos métodos de irrigação foi demonstrado que a interna e a combinada parecem ser mais benéficas.

Gehrke et al. (2013) também mediram a temperatura durante as perfurações em três blocos ósseos sintéticos com densidade *tipo I* (Nacional Ossos, São Paulo, Brasil), com espessura de 40mm, comparando um protocolo simplificado de uma única broca com um preparo convencional escalonado para implantes dentários. O grupo G1 utilizou sequência para implantes cilíndricos Ø4,1mm (*Straumann*, Basel, Suíça) com diâmetros 2,2mm (800rpm), Ø2,8mm (600rpm) e Ø3,5mm (500rpm) na profundidade de 12mm. O G2 usou sequência para implantes cônicos Ø4,3mm *NobelReplace®* (*Nobel Biocare*, Göteborg, Suécia) iniciando com broca Ø2,0mm (2000rpm), seguida da Ø3,5mm (800rpm) e Ø4,3mm (800rpm), na profundidade de 13mm. No G3 utilizou-se broca cônica Ø4,2mm (1500rpm) da *IDAll Implant* (Montreuil, França) na profundidade de 12mm. As 20

perfurações foram feitas com e sem irrigação por solução salina a 50ml/min, com uso de termopares *tipo K* e o registro do tempo necessário para completar a perfuração. O sistema de única broca não elevou a temperatura acima dos valores observados na perfuração convencional sequenciada e pode ser considerado tão seguro quanto a este último. A utilização de brocas com irrigação foi eficaz na redução do calor. Contudo, indicaram mais estudos com ossos corticais, tanto *in vitro* e *in vivo*, a fim de conseguir uma melhor compreensão do fenômeno da geração de calor na preparação de sítios para implante dentários, bem como para estabelecer um protocolo ideal para perfuração em diferentes tipos de ossos.

2.9 Métodos para mensuração térmica

2.9.1 Termopares tipo T

Eriksson e Adell (1986) mensuraram elevações da temperatura durante perfurações *in vivo* em cinco mandíbulas humanas (4 mulheres e 1 homem, idades entre 34-69 anos) desdentadas utilizando termopares *tipo T* localizados a 0,5 mm da superfície da broca, separados por parede cortical. Os movimentos foram intermitentes com baixa pressão, velocidade de 1.500-2.000rpm e irrigação com soro fisiológico na temperatura ambiente. Dezoito medições térmicas mostraram uma média inicial de 29,2°C antes da perfuração e temperatura máxima em 30,3°C durante as perfurações. A temperatura máxima registrada foi de 33,8°C, com duração nunca excedendo a 5 segundos. Todas as temperaturas estavam abaixo do nível de uma regeneração óssea prejudicial. Concluiu-se que as perfurações executadas de acordo com a técnica de osseointegração não causam quaisquer danos na regeneração óssea pela produção de calor friccional.

Segundo Brisman (1996) é fundamental para o sucesso dos implantes endósseos que um mínimo de calor seja acrescido ao osso durante a perfuração dos sítios para implantes. Foi avaliado o efeito da velocidade, da pressão e do tempo de preparo sobre a temperatura nas osteotomias para implantes osseointegráveis em 60 amostras de cortical

de fêmur bovino, separadas em quatro grupos de 15. Os preparos tiveram velocidades e cargas axiais distintas: G1, com 1.800rpm e 1,2kg; G2, com 1.800rpm e 2,4kg; G3, com 2.400rpm e 1,2kg e grupo G4, com 2.400rpm e 2,4kg; todos com irrigação externa. As furações de 7mm de profundidade foram realizadas com uso de três brocas novas por grupo, com diâmetros crescentes: piloto Ø2,0mm e helicoidais Ø2,5 e 3,25mm e termopares instalados a 0,5mm das perfurações. As menores velocidades (1.800rpm) e carga mínima (1,2kg) produziram o mesmo calor que para 2.400rpm e a carga de 2,4kg, mas os 2 quesitos (rotação ou pressão) aumentaram a temperatura no tecido ósseo. O aumento da velocidade, como da carga permitiu um corte mais eficiente, sem qualquer aumento significativo na temperatura. Portanto, combinando-se o aumento da pressão com o aumento da velocidade de rotação, a geração de temperatura é diminuída devido à maximização da taxa de corte ou eficiência de corte.

Golin (2005) utilizou termopares *tipo T* para correlacionar aumentos térmicos desenvolvidos no corte em costelas bovinas com brocas helicoidais de aço inoxidável martensítico com e sem revestimentos do sistema *Neodent*. As 5 brocas helicoidais de Ø2,0 e 3,0mm para cada um dos 3 grupos de materiais, com 6 amostras para os ensaios de caracterização micro estrutural em MEV. O grupo G1 conteve brocas com tratamento superficial de passivação; o G2 foi representado por brocas de filme de TiN e o G3 por brocas com filme em WC/C. Após as 20 perfurações padronizadas com a CNC observou-se a maior perda de massa nas brocas revestidas por WC/C e aumento de rugosidade para grupo sem revestimento e com WC/C, independentemente dos diâmetros das brocas. As diferenças de variação térmicas foram pequenas, com a média de 5,4°C para o G1, 6,5°C para o G2 e 7,5°C para o G3 (revestidas com WC/C). As médias de temperatura para as osteotomias estavam de acordo com as descritas por Eriksson e Albrektsson (1983), ou seja, menores que 47°C.

Considerando a necessidade de se controlar os excessos de calor gerado nos procedimentos cirúrgicos para a colocação de implantes, Faria et al. (2012)

desenvolveram um estudo para avaliar a temperatura durante o preparo do tecido ósseo, variando as velocidades de rotação. Foram utilizadas 5 amostras da porção mais cortical de fêmur bovino com cortes transversais a cada 40mm e um corte longitudinal, dividindo-as ao meio para montagem de um aparato especialmente idealizado para se padronizar os procedimentos nos ensaios. As perfurações foram feitas com três brocas de aço com Ø2,0mm (Sistema Conexão, SP, Brasil) nas velocidades de 1.200, 1.800 e 2.300rpm, com pressão intermitente de 2kg e sob constante irrigação com solução fisiológica a 0,9% em temperatura ambiente ($24\pm 1^\circ\text{C}$). As temperaturas foram medidas com termopares *tipo T* (0,7mm) inseridos no osso a 1mm da perfuração e a 10mm de profundidade. O aumento da velocidade de rotação das brocas durante as perfurações ósseas gerou maiores valores de temperatura.

As alterações da temperatura intraóssea geradas por brocas para implantes em três diferentes composições, com dois métodos de refrigeração foram estudadas por Harder et al. (2012). Eles utilizaram brocas helicoidais de 3 lâminas com ângulo de ponta de 118° , em quatro diferentes materiais: brocas de aço com refrigeração externa; aço de refrigeração interna; aço revestido com ZrN com refrigeração externa e broca de ZrO_2 com refrigeração externa. Cada um dos 4 grupos testados foi constituído por 10 brocas. Utilizaram 40 fragmentos de costelas bovinas, fixados em suporte apropriado e um medidor para assegurar uma distância constante de 0,5mm entre os termopares *tipo T* com tempo de resposta de 0,5 a 1,0s. As perfurações com 1,2mm de diâmetro, perpendiculares no longo eixo foram preenchidas com massa condutora de calor para fixar os termopares, colocados a 4, 8 e 12mm da futura osteotomia, limitada a 13mm. Foi utilizado um fluxo de irrigação de 50ml/min durante todos os procedimentos e velocidade de 1.200rpm. Os valores térmicos médios na profundidade de 4mm foram maiores que em 8 ou de 12mm. As brocas de aço com refrigeração interna geraram menor temperatura a 4mm, quando comparada com as de aço de arrefecimento externo. Não

houve diferenças significativas na geração de calor entre os materiais de perfuração, mas o método de irrigação afetou a temperatura intraóssea.

2.9.2 Estudos com termopares - tipo J e K

Yacker e Klein (1996) realizaram um estudo em osso bovino para avaliar o efeito da irrigação em diferentes profundidades de osteotomia, com diferentes diâmetros de brocas para implantes. Utilizaram um dispositivo com termômetro acoplado ao microprocessador e termopar *tipo J*. Os blocos ósseos com 21 a 23mm de altura foram submetidos a análises por TC para confirmar a densidade óssea similar a mandíbula humana onde foram realizados preparos nas profundidades de 8,5, 10,5, 13,5, 15,5, 18,5 e 20,5mm. As osteotomias sem irrigação alcançaram temperaturas acima de 47°C em poucos segundos. Ocorreu aumento na temperatura do osso adjacente, mas a irrigação direcionada auxiliou significativamente na redução da temperatura. A densidade óssea mostrou-se fator mais importante no aumento da temperatura da broca do que a profundidade de perfuração. A incorporação de broca piloto numa sequência de escalonamento tendeu a diminuir a temperatura, mas a ampliação da osteotomias de Ø2,0 para Ø3,0mm gerou tanto calor como a osteotomia com broca Ø2,0mm. Embora muitos fatores estejam relacionados com a eficiência de corte e alterações na temperatura da broca, o seu efeito líquido é que tem relevância clínica.

O aumento da temperatura óssea relacionado à força de aplicação, com velocidade constante das brocas cirúrgicas, de 49.000rpm e forças axiais de 1,5 a 9,0N, em amostras de osso cortical de fêmur bovino foi investigado por Abouzgia e James (1997). As temperaturas registradas por termopares *tipo K* indicaram que baixos valores podem ser obtidos com aplicação de uma grande força. A ascensão e queda de temperatura com a força é o resultado de fatores concorrentes. A temperatura aumentou com a força, até cerca de 4,0N, mas em seguida diminuiu com aplicação de forças maiores, em virtude do menor tempo de perfuração, indicando que a duração é o fator dominante nessas condições. Numa série separada de ensaios obtiveram-se maiores

valores no sentido longitudinal do que na direção circunferencial; diferença esta atribuída às propriedades térmicas anisotrópicas do osso. As relações encontradas entre o aumento da temperatura e da força aplicada, distância e direção, provavelmente também se aplicam às situações clínicas.

Com o propósito de comparar o aquecimento gerado pelas brocas de aço e de cerâmica (*SPI VECTO, Thommen Medical, Waldenburg, Suíça*), Sumer et al. (2011) utilizaram 40 amostras uniformes de fêmur bovino cortical frescos, com brocas cirúrgicas de aço e cerâmica Ø4,3mm, carga constante de 2kg e velocidade de 1.500rpm. Foram executadas 50 perfurações com diferentes profundidade e mensurações das temperaturas com sensores de 4 canais, de acordo com o número de uso das brocas. A média da temperatura com as brocas de aço, nas profundidades de 3, 6 e 9mm foi, respectivamente, 32,2°C, 35,9°C e 37,0°C. Houve diferença estatística apenas na profundidade de 3mm entre as brocas de aço (32,2°C) e a de cerâmica (34,5°C), não foram significativas as variações térmicas nas demais profundidades (6 e 9mm). Desta forma, os maiores valores foram gerados na parte superficial da cavidade com a broca cerâmica, mas as alterações não puderam ser correlacionadas com tipo de broca, nas diversas profundidades. Destacou-se a necessidade de mais estudos para determinar os efeitos do material de composição das brocas na variação térmica.

2.9.3 Estudos com outros sensores térmicos

Abouzgia e James (1995) investigaram as alterações de velocidade da broca ocorridas pela força de pressão manual durante a perfuração cirúrgica em espécimes de corticais de fêmur bovino. A força aplicada, a velocidade de perfuração e a energia consumida foram medidas por um dispositivo óptico com emissão de luz infravermelho (IV) e um fototransistor conversor de tensão durante as osteotomias, na temperatura ambiente. Os testes foram conduzidos para forças entre 1,5 e 9,0N, com velocidades de 20.000 a 100.000rpm e sem irrigação. Nas medições simultâneas de velocidade e carga para as brocas mostraram que a velocidade média de funcionamento foi alterada com a

força aplicada. A geração de energia calorífica diminuiu com o aumento da velocidade e a força axial. As medições da potência elétrica mostraram que a energia total consumida, em geral, diminuiu com a velocidade e a força, em virtude do menor tempo de perfuração. Contudo, numa discussão clínica feita pelo Dr. Tomas Albrektsson, ao final da publicação citou-se que esses achados estão em contraste gritante com a clínica, onde são recomendadas técnicas de perfuração a baixa velocidade, com forças intermitentes.

Durante a fresagem do osso, a maior parte da energia de corte é convertida em energia calorífica próximo da superfície do contato osso-ferramenta. No entanto, é difícil mensurá-la com uso de termopares, uma vez que eles apresentam limitações de uso nessa área de contato. Para encontrar uma alternativa, Shin e Yoon (2004) propuseram dois termômetros IV para medir as temperaturas máximas em dois pontos superfície e do cavaco fresco no interior do osso mensurando a distribuição térmica em movimento. Utilizaram fêmur bovino de 80mm mantidos em solução salina durante os preparos sem irrigação, com taxas de alimentação de 2, 3,2, 5,5 e 9,8mm/s, nas profundidades de corte de 0,3, 0,5, e 1mm, com termômetros fixados em 10 e 20mm do centro da ferramenta. O incremento da temperatura máxima variou de 49 a 115°C sob várias condições de corte. Constatou-se que essa variação térmica pode atingir até 1,9mm de profundidade do osso com uso da broca esférica sem irrigação. Concluiu-se que é desejável aumentar a taxa de alimentação ou de avanço e diminuir a profundidade de corte para reduzir os danos térmicos aos tecidos durante as osteotomias.

A eficácia da solução salina utilizada para controle da temperatura e a dispersão do calor durante a perfuração óssea foi investigada por Sener et al. (2009) em várias profundidades, utilizando termoresistores com revestimento plástico (-40 à +80°C). O estudo *in vitro* foi projetado para simular as condições clínicas envolvidas na osteotomia para implantes com 15 mandíbulas de bovinos. As temperaturas nas profundidades de 3, 7 e 12mm atingiram valores máximos nas perfurações sem irrigação, com 50,9, 47,4 e 38,1°C, respectivamente. Utilizando solução salina a 25 e 10°C as temperaturas máximas

a 12mm foram 37,4 e 36,3°C, respectivamente. Observou-se maior variação térmica na parte superficial da cavidade e durante os procedimentos mais longos ou com diâmetros maiores, necessitando-se de irrigação mais eficiente em tais casos. As soluções salinas com temperaturas mais baixas são mais eficazes no arrefecimento do osso porque diminuem a temperatura da broca e ainda apresentam um efeito antiinflamatório local.

Para testar um método alternativo de gravação de temperatura, Laurito et al. (2010) realizam diferentes experimentos usando termômetro fluoróptico em costelas bovinas adultas. Um sistema de termometria óptica (*Luxtron m3300 Biomedical Lab*) permitiu medir temperaturas aonde os sensores convencionais falham. As sondas de construção inteiramente não metálicas e totalmente imunes à interferência eletromagnética (IEM) foram testadas com duas marcas de brocas (*Straumann Italia* e *Camlog Alta-Tech Biotechnologies*). As osteotomias foram realizadas sob temperatura ambiente e com confirmação radiográfica da posição dos sensores e da densidade, com unidade *Hounsfield*. Conclui-se que o método utilizado parece ser apropriado para uma gravação em tempo real dos dados de temperatura, mas necessita-se de mais estudos para definir procedimentos que permitem melhor controle da temperatura.

Em recente revisão sistemática da literatura realizada entre 1960 a fevereiro de 2013, Mishara e Chowdhary (2014) investigaram a geração de calor durante o corte rotativo com brocas de implante e sua influência no desenvolvimento da osseointegração. Das 299 publicações iniciais, 70 artigos cumpriram rígidos critérios de inclusão. Dos resultados relacionados com a produção excessiva de calor durante a osteotomia, a preparação bem sucedida da cavidade para implante, com danos mínimos para o osso circundante foi fundamental. Confirmou-se que a variação térmica óssea é multifatorial, sendo que sua natureza e complexidade não foram ainda totalmente esclarecidas. Sobre a vida útil das brocas citaram que não existe consenso entre fabricantes e os clínicos na determinação da vida da ferramenta de corte, permanecendo critérios subjetivos de eficiência na performance da broca durante a osteotomia. Sugeriram-se novos estudos *in*

vivo para confirmar os fatores que geram menos calor, como a força axial, o *design* ideal da broca, velocidade empregada, o sistema de irrigação, a área de contato da broca-osso, assim como o tempo mais oportuno para substituição de uma broca cirúrgica.

3. Proposição

3.1 Objetivo geral:

O objetivo maior deste trabalho é analisar o poder de corte, a manutenção da superfície e a variação térmica consequente do uso das brocas de aço e cerâmicas, submetidas a sucessivas utilizações padronizadas para furação em costelas bovinas, simulando preparos para implantes dentários.

3.2 Objetivos específicos:

- Comparar a eficiência através de esforços corte de três diferentes tipos de materiais utilizados nas brocas: aço com revestimento DLC, aço com superfície experimental e brocas cerâmicas ATZ (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) antes e após sucessivas osteotomias padronizadas nos espécimes bovinos.
- Verificar a correlação entre os três grupos materiais das brocas de diferentes formas geométricas, com o desgaste das arestas e a perda de massa.
- Avaliar as temperaturas alcançadas de acordo com o número de perfurações realizadas, com ou sem irrigação externa e em dois níveis de profundidade, nos três grupos de brocas.

4. Materiais e Métodos

4.1 Experimento preliminar – piloto

Com a finalidade de planejar a execução de 450 preparos padronizados, simulando uma técnica sequencial em osteotomias para implantes dentários e combinando com mais 900 canais paralelos e colaterais, para instalação de sensores de temperatura foi necessário o desenvolvimento de um sistema computadorizado auxiliado por um robô. Previamente aos experimentos, o estudo piloto foi essencial, com razões metrológicas na seleção de equipamentos versáteis que possibilitassem precisão de furação e repetibilidade em todos os grupos de brocas no espécime testado.

Depois de alguns ensaios com costelas bovinas, com diferentes velocidades de avanço e recuo (eixo z) e deslocamentos horizontais (eixos x e y) formulou-se um programa computacional para o controlador do robô (Figura 1A). Os parâmetros iniciais fixados no experimento principal foram: velocidade 800rpm, torque 45Ncm e um sistema de irrigação externa fornecido pelo motor de implante, com objetivo de aproximar-se dos valores de uso clínico e corresponder a indicação do fabricante das brocas (Figura 1B).

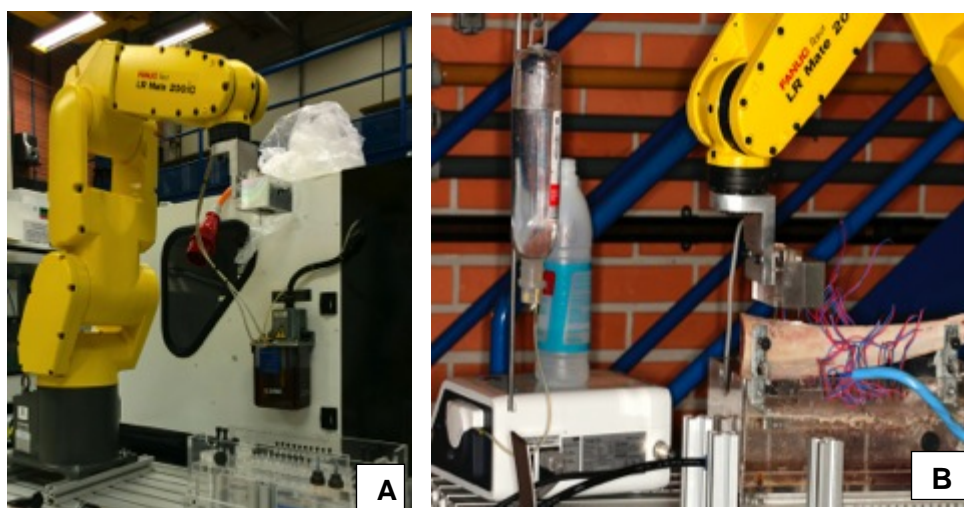


Figura 1 – A, Robô utilizado nos ensaios; B - Motor de implantes no estudo piloto.

No processo de furação focado no estudo, durante o corte ou osteotomia, a broca foi submetida a esforços de compressão, devido ao avanço da ferramenta e a esforço de

torção, pela rotação da broca. Assim, os principais componentes de força do processo foram: força de avanço e torque (Figura 2). No centro da broca helicoidal o diâmetro é nulo, aonde a aresta de corte sofre um esmagamento e apresenta velocidade de corte igual à velocidade de avanço (V_f) (STEMMER, 2007).

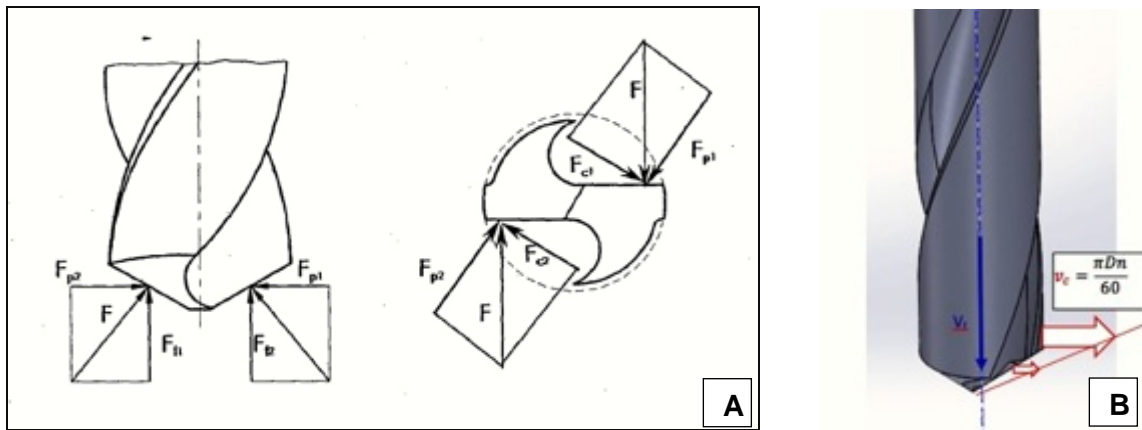


Figura 2 – A, Forças de usinagem (F) atuantes no gume ou aresta principal na furação com brocas helicoidais. Três componentes mostrados: força de corte (F_c); força de avanço (F_f) e força passiva (F_p). B - Cálculo da velocidade de corte (V_c), diâmetro (D), rotação em rpm (n) e velocidade de avanço (V_f). Adaptado de Stemmer (2007).

Durante os experimentos preliminares, nas furações em distintas partes dos espécimes bovinos frescos, com uso de brocas novas e muito utilizadas e sem poder de corte, com e sem uso de irrigação obteve-se a uma carga axial máxima de 57N, mensurada em balança digital. Essa carga foi devida aos braços mecânicos do robô (limitado a 5kg), somada ao peso dos acessórios do motor de implante e contra-ângulo com a broca acoplada ao mesmo. Os outros parâmetros mantidos constantes no robô para o experimento piloto foram: tempo de perfuração para cada broca, o tempo total para a execução de uma sequência de dez furações e a velocidade de avanço.

4.1.1 Influência das variáveis na furação de tecidos ósseos:

O conceito mecânico de furação é caracterizado pela formação do cavaco (fragmentos ósseos) num processo periódico dividido em quatro etapas: deformação elástica, deformação plástica, ruptura e movimento sobre a superfície de saída da broca. Esta última influencia diretamente na força de usinagem, no calor gerado durante o corte

e nos mecanismos e taxas de desgaste da ferramenta de corte (CARNEIRO et al., 2010). Uma das principais variáveis na furação é a densidade ou qualidade óssea encontrada. Outra é a velocidade de avanço, que representa o tempo de passagem da fonte de calor da broca nas paredes ósseas. A capacidade de corte inclui a geometria, revestimento e o nível de desgaste da broca. Não menos importante é ciclo de furação sequencial nas brocas e a intermitência no processo, possibilitando a refrigeração das mesmas e remoção dos fragmentos ósseos. Portanto, a força de usinagem no preparo em tecidos ósseos está intrinsecamente ligada às condições da interface cavaco-ferramenta, dependendo dos planos de cisalhamento e da resistência do material a ser cortado, proporcionando muitas variáveis e correlações (CARNEIRO, 2009):

- a)** O aumento da velocidade de corte tende a reduzir a força de usinagem, pela redução na resistência ao cisalhamento e da área de contato;
- b)** A velocidade do avanço aumenta diretamente as áreas dos planos de cisalhamento, causando aumento da força de usinagem;
- c)** Densidade óssea: quanto maior a resistência do material a usinar, maior a força nos planos de cisalhamento e, portanto, a necessidade da força de usinagem;
- d)** Geometria da ferramenta. O aumento no ângulo de ponta da broca e a redução no ângulo de saída tendem a aumentar a área de contato cavaco-ferramenta, impondo restrição no seu escorregamento, aumentando a força de usinagem;
- e)** Estado de afiação da ferramenta. Com o desgaste da broca, altera a geometria da mesma, aumentando da área de contato entre o cavaco e a ferramenta;
- f)** O uso do fluido de corte sob ação refrigerante pode aumentar a força de usinagem.

Durante os ensaios de furação sem uso de irrigação verificou-se um material compósito aderido à ferramenta de corte, devido a tensões de compressão no processo, com possível formação de aresta postiça de corte (APC). Foram observadas áreas aquecidas nos espécimes frescos distantes da interface broca-osso, registradas com uma

câmera térmica IV (*Infrared Camera, Flir SC620*), conforme relato de Watanabe et al. (1992); Yacker e Klein (1996), Shaw (2005), Stemmer (2007) e Carneiro (2009); entretanto, essa investigação foge do escopo deste trabalho (Figuras 3 e 4).



Figura 3 - Aquecimento da broca e da superfície óssea registrados na câmera IV.

Figura 4 - Diferentes brocas utilizadas, com sedimentos aderidos à superfície das brocas.

4.1.2 Flúido de corte ou irrigação

O flúido de corte tem por finalidade aumentar a vida da ferramenta, melhorar a eficiência na remoção do material, aprimorar o acabamento superficial e reduzir a força e potência de corte. As possíveis consequências da irrigação são: diminuição da temperatura pelo aumento da dissipação de calor (ação de refrigeração), lubrificação, proteção contra a corrosão e arrastamento dos cavacos. Em baixas velocidades a irrigação é relativamente sem importância, enquanto a lubrificação é relevante para reduzir o atrito e evitar a formação da APC (STEMMER, 2007).

No experimento em questão, a água destilada foi utilizada como flúido de corte no preparo dos canais a serem ocupados pelos termopares. O objetivo da irrigação foi no auxílio de corte, melhorando o deslizamento dos fragmentos ósseos sobre a superfície de saída da broca helicoidal $\varnothing 1,1\text{mm}$ (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) e a visualização da superfície cortical do espécime preparado. Para esse procedimento, na confecção dos canais para os sensores de temperatura foi utilizado água destilada com fluxo contínuo

de 20ml/min, numa velocidade de 1600rpm e torque de 45Ncm, conforme o programa 1 (P1) do motor de implante (Figura 5 e 6).

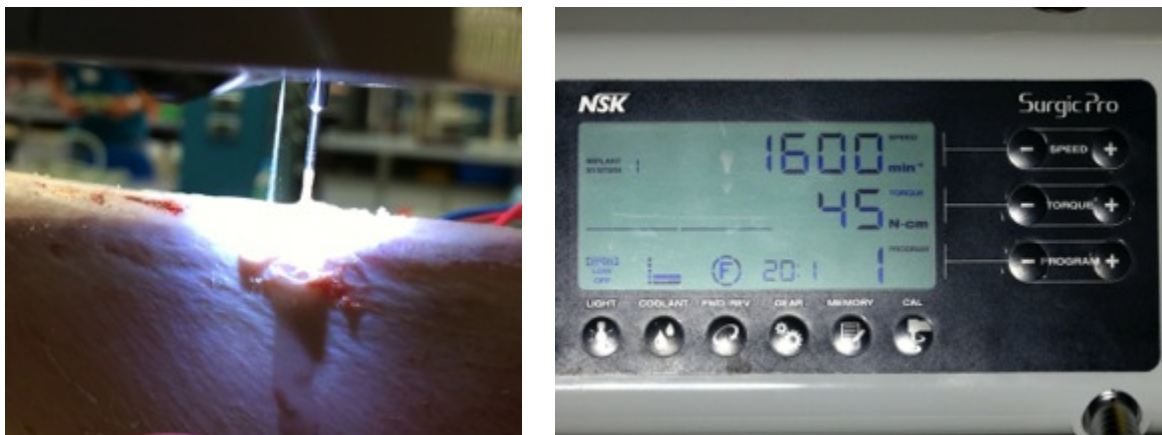


Figura 5 – Irrigação da broca Ø1,1mm no preparo para os termopares. Figura 6 – Motor de implante no programa 1 (P1): velocidade 1600rpm, torque 45Ncm e fluxo de 20ml/min.

4.1.3 Taxa ou velocidade de avanço.

O nível de desgaste das brocas para Implantodontia e as condições de corte influenciam o gradiente de temperatura gerado pelo processo de furação sendo distribuído ao longo da parede do preparo (CARNEIRO, 2009). Um dos parâmetros utilizados para amenizar aumentos de temperatura na broca e no tecido ósseo é a taxa de avanço. Shin e Yoon (2006) demonstraram que, com o aumento da velocidade de avanço em diferentes profundidades de corte, a temperatura da superfície óssea diminuiu. Os resultados das temperaturas corticais nas furações em osso femoral bovino, com 4 velocidades de avanço (mm/s) medidas por dois sensores IV (T1s e T2s), distando 0,3mm, 0,5mm e 1,0mm da broca e com preparos de 10mm entre si estão no quadro1:

Avanço [mm/s]	Profundidade de corte [mm]					
	0,3		0,5		1,0	
	T1s[°C]	T2s [°C]	T1s[°C]	T2s [°C]	T1s[°C]	T2s [°C]
2,0	19,7	10,5	22,1	11,6	31,3	16,8
3,2	16,5	10,8	19,6	12,6	23,5	13,6
5,5	16,1	10,3	18,8	11,7	21,8	14,5
9,8	16,5	11,7	18,5	12,5	-	-

Quadro1-Avaliação temperatura X avanço na profundidade de corte (Shin e Yoon, 2006).

Procurando aproximar-se da prática clínica e também baseando-se nos estudos da literatura consultada utilizou-se nos experimentos *in vitro* em questão uma velocidade de avanço de 2mm/s (120mm/min) e de recuo a 4mm/s, movimentos estes mantidos constantes para todas as furações, desde o estudo piloto. Esses valores estão de acordo com os estudos de Golin (2005), Shin e Yoon (2006), Augustin et al. (2008), Carneiro (2009), Carneiro et al. (2011) e Augustin et al. (2012).

4.1.4 Seleção dos sensores de temperatura - termopares

Para encontrar um sensor de temperatura adequado ao experimento com objetivo de mensurar a variação térmica resultante das furações foi levado em conta as condições físicas, duração da furação, vida útil do sensor e a precisão do mesmo. Através da coleta de informações e discussão junto ao Laboratório de Sistemas Térmicos da PUCPR, verificou-se que o termopar *tipo T* era o mais apropriado para este projeto, por sua disponibilidade e faixa de operação. Esse tipo de sensor também foi usado por Eriksson e Adell (1986), Cordioli e Majzoub (1997), Golin (2005), Chacon et al. (2006), Carneiro (2009), Paterno Jr, Joly e Abrão (2011), Faria et al. (2012) e Harder et al. (2012).

Os termopares são sensores de temperatura que apresentam baixa inércia térmica sendo adequados para medições transientes. Os termosensores do *tipo T* são constituídos por uma liga de cobre (polo positivo) e *constantan*, uma liga composta por cobre (55%) e níquel (45%), no polo negativo. Esta configuração confere ao sensor uma faixa de operação entre -200 e 350°C, com tempo de resposta máxima em 0,2s.

Na presente aplicação os termopares foram utilizados em dois níveis de profundidade, a 5 e 13mm da superfície com objetivo de mensurar a variação térmica no interior do osso, tanto num nível mais superficial, logo abaixo da cortical do espécime bovino, quanto no osso trabecular, ao final do preparo (a 13mm) (Figura 7 A e B).

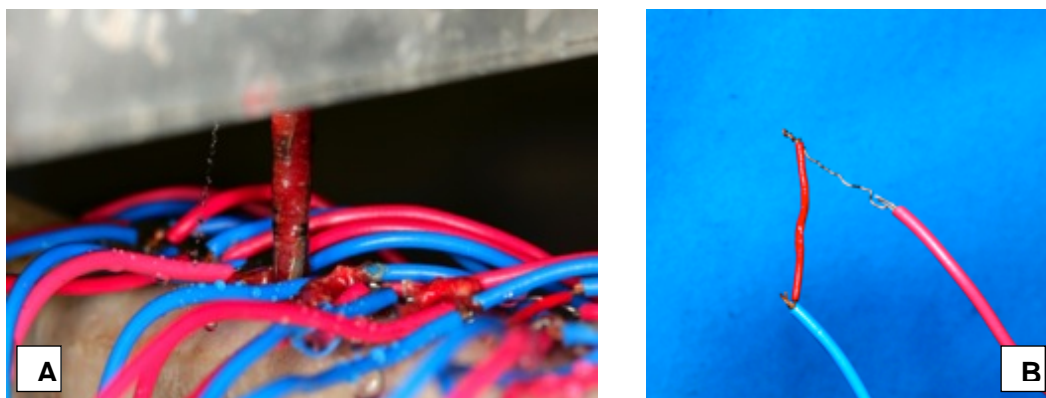


Figura 7 – A, Termopares no experimento. B - Detalhe do tipo T após vários usos.

4.2 Brocas do experimento

Todas as brocas de implantes foram fornecidas pela empresa Neodent (Curitiba, PR, Brasil). As três configurações testadas apresentam *design* semelhantes, mas compostos por materiais e revestimentos distintos em cada um dos três grupos.

4.2.1 Composição e características das brocas de aço

As brocas correspondentes ao grupo GA foram de aço inoxidável martensítico com revestimento por DLC (*diamont like carbon*) (Figura 8 A e B).



Figura 8 – A, Brocas de aço com revestimento DLC. B - Detalhes da broca $\varnothing 3,0\text{mm}$.

O grupo GE (experimental) foi composto por duas brocas helicoidais e uma piloto $\varnothing 2,0/3,0\text{mm}$ em aço inox com uma superfície condicionada por ácido (Figura 9 A e B).

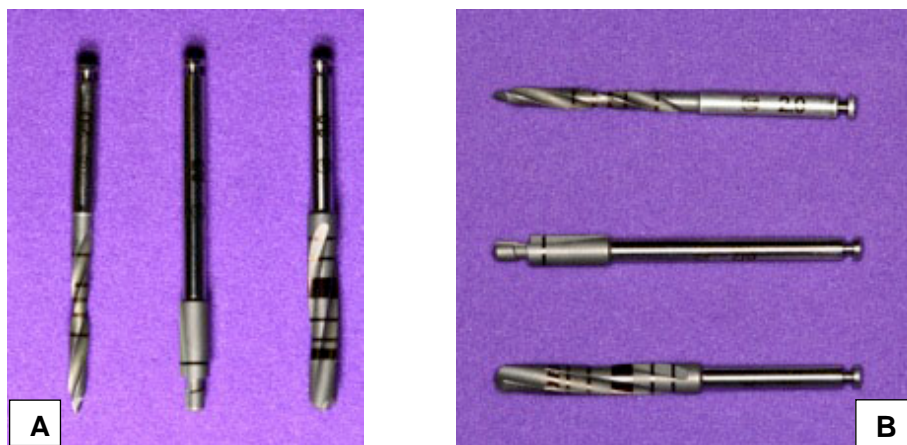


Figura 9 – A e B, Brocas do grupo GE: helicoidal $\varnothing 2,0$, a piloto $\varnothing 2,0/3,0$ e $\varnothing 3,0$ mm.

Características gerais das brocas aço cirúrgico - ISO 7153-1:1991(E) e 7153-1:1999(E):

- Endurecimento por têmpera
- Ferro-magnéticos
- Boa resistência à corrosão
- Ótima polibilidade
- Ótima usinabilidade e estabilidade dimensional
- Elevada resistência ao desgaste
- Resistência à tração de 897 MPa
- Módulo de elasticidade de 223 GPa.

4.2.2 Composição e características das brocas cerâmicas:

As brocas cerâmicas do experimento estão em conformidade com a Norma DIN EM 60672 (ATZ). A cerâmica ATZ (*aluminum-toughened zirconia*) apresenta uma matriz de zircônia estabilizada com ítria, reforçada com partículas de alumina ($76\%ZrO_2+20\%Al_2O_3+4\%Y_2O_3$). A adição de uma segunda fase resultou em considerável aumento da resistência à flexão e na tenacidade à fratura (VOLZ, 2013; HOCHSCHEIDT et al., 2014). No grupo GZ foram utilizados dois modelos de brocas cerâmicas (ATZ) a piloto $\varnothing 2,0/3,0$ mm e uma helicoidal de 3 lâminas com $\varnothing 3,0$ mm. Uma vez que o fabricante não mais fornece a broca $\varnothing 2,0$ mm no material cerâmico, esta foi substituída por uma helicoidal em aço com DLC, correspondente a utilizada no grupo GA (Figura 10 A e B).



Figura 10 – A, Brocas do grupo GZ(misto). B - Detalhes da cerâmica ATZ Ø3,0mm.

Características gerais brocas cerâmicas – Norma ISO 13356:2008(E)(Y-TZP) e Norma DIN EM 60672(ATZ).

- Alta resistência à compressão
- Inércia química
- Boa tenacidade à fratura
- Biocompatibilidade
- Resistência à fratura $K1c = 6-10MN/m^{3/2}$ para a Y-TZP e $10MN/m^{3/2}$ na ATZ
- Força de flexão máxima = 1200MPa para a Y-TZP e 2000MPa na ATZ
- Módulo de elasticidade = 200GPa para a Y-TZP e 220GPa na ATZ

4.3 Composição dos grupos e subgrupos

Todas as brocas do experimento corresponderam as mais utilizadas na clínica para o preparo de implantes dentários (*Neodent*, Curitiba, PR, Brasil), ficando distribuídas em três grupos de materiais, com geometrias semelhantes:

- Grupo GA - brocas de aço, duas helicoidais Alvim Plus, superfície tratada com DLC Ø2,0mm (lote 800076266), Ø3,0mm (lote 800075709) e uma broca piloto Ø2,0/3,0mm (lote 800078107);
- Grupo GE - brocas de aço com superfície experimental: uma helicoidal Alvim Plus Ø2,0mm (lote 800131417), uma broca piloto Ø2,0/3,0mm Plus (lote 800126885) e uma helicoidal Plus Ø3,0mm (lote 800133894);

- Grupo GZ - constituído por uma broca de aço Plus, com DLC $\varnothing 2,0\text{mm}$ (lote 800076268) e duas de zircônia ATZ (DIN EM 60672), sendo uma piloto $\varnothing 2,0/3,0\text{mm}$ (lote 800000441) e uma helicoidal Plus $\varnothing 3,0\text{mm}$ (lote 800075709).

Cada grupo de brocas novas foi subdividido em seis subgrupos (SG) de acordo com a quantidade de perfurações a serem realizadas, totalizando três subgrupos controle (SG-0) e 15 SG de trabalho (SG-1 a 5), da seguinte forma:

- SGA(0), SGE(0) e SGZ(0) - brocas sem uso ou subgrupos-controle;
- SGA(1), SGE(1) e SGZ(1) - brocas aço e zircônia com 10 perfurações;
- SGA(2), SGE(2) e SGZ(2) - brocas de aço e zircônia com 20 perfurações;
- SGA(3), SGE(3) e SGZ(3) - brocas aço e zircônia com 30 perfurações;
- SGA(4), SGE(4) e SGZ(4) - brocas aço e zircônia com 40 perfurações;
- SGA(5), SGE(5) e SGZ(5) - brocas aço e zircônia com 50 perfurações.

4.4 Análises prévias das brocas

Antes dos experimentos nos espécimes bovinos, foram feitas análises nas brocas com objetivo de avaliar algumas características como: ângulo de ponta, ângulo de hélice; qualificar possíveis alterações no processo de fabricação. Um teste de eficiência de corte (EC1) em material sintético avaliou valores iniciais de torque, tempo e número de voltas para as duas brocas helicoidais de cada grupo. A análise quantitativa foi realizada em balança analítica de precisão avaliou a massa inicial (PM1) das brocas.

4.4.1 Características geométricas das brocas do experimento

Todas as brocas foram submetidas a uma avaliação visual feita no estereoscópio Zeiss (*SteREO Discovery.V12*) instalado no Laboratório de Metrologia do Curso de Engenharia Mecânica da PUCPR. Alguns procedimentos preliminares para visualização da superfície das brocas fizeram-se necessários, tais como:

- Limpeza superficial mecânica com auxílio algodão e álcool etílico 70%;
- Uso de um dispositivo auxiliar para o posicionamento e fixação das brocas;
- Uso de um goniômetro (*Etalon*, Suíça) para medir os ângulos de ponta e das arestas de interesse, conforme figuras abaixo (Figura 11):

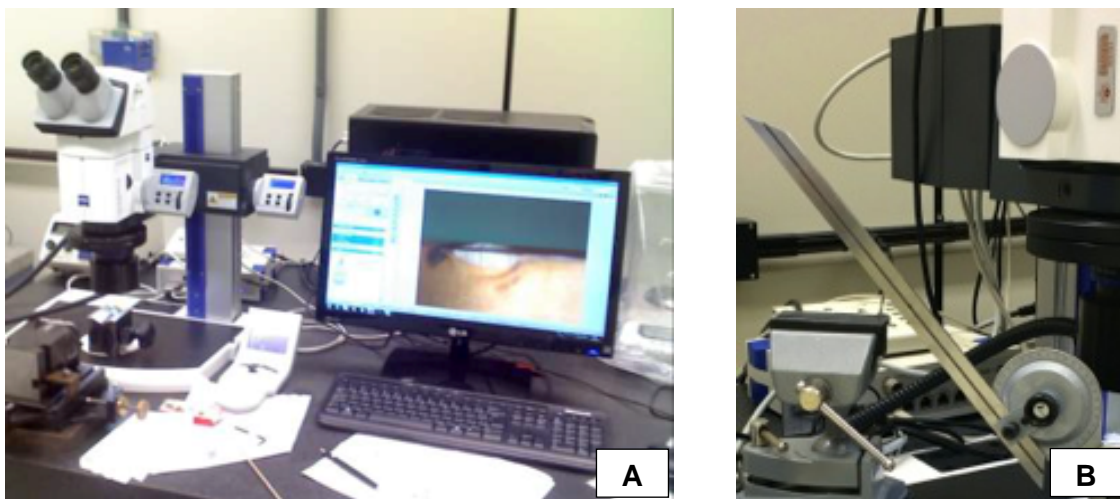


Figura 11 – A, Estereoscópio Zeiss para avaliação das brocas. B, Goniômetro e morsa utilizados para avaliação dos ângulos geométricos e desgaste das brocas.

4.4.1.1 - Broca helicoidal de aço Alvim Plus $\varnothing 2,0\text{mm}$ com superfície tratada com DLC (lote 800076266): ângulo de ponta $81,8^\circ + 65,4^\circ$ e ângulo de hélice de $15,5^\circ$ (Figura 12).

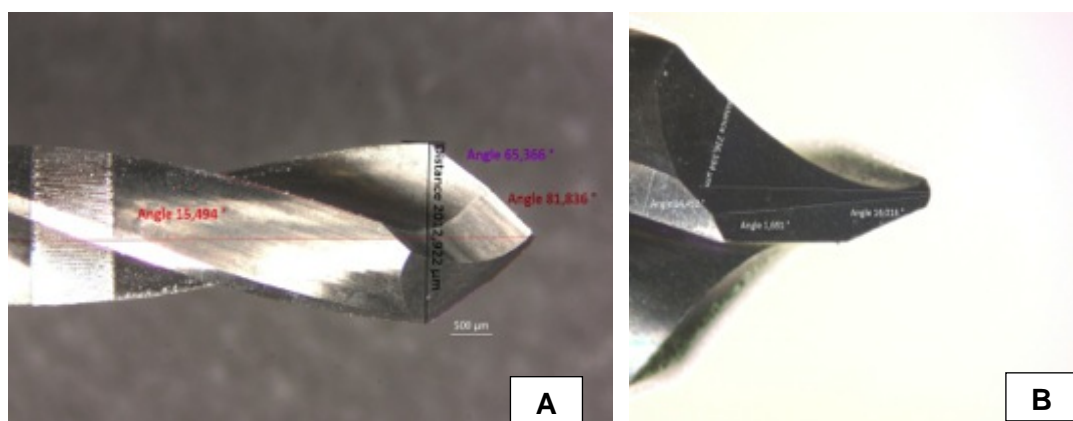


Figura 12 – A, Broca de aço com DLC $\varnothing 2,0\text{mm}$, ângulos de ponta e de hélice. B - Detalhe das arestas de corte primária e secundária, com ângulos de ponta distintos.

4.4.1.2 - *Broca piloto Plus* $\varnothing 2,0/3,0\text{mm}$ de aço revestido com DLC (lote 800078107): ângulo de ponta com 33° e de corte em $148,5^\circ$ (Figura 13 A e B).

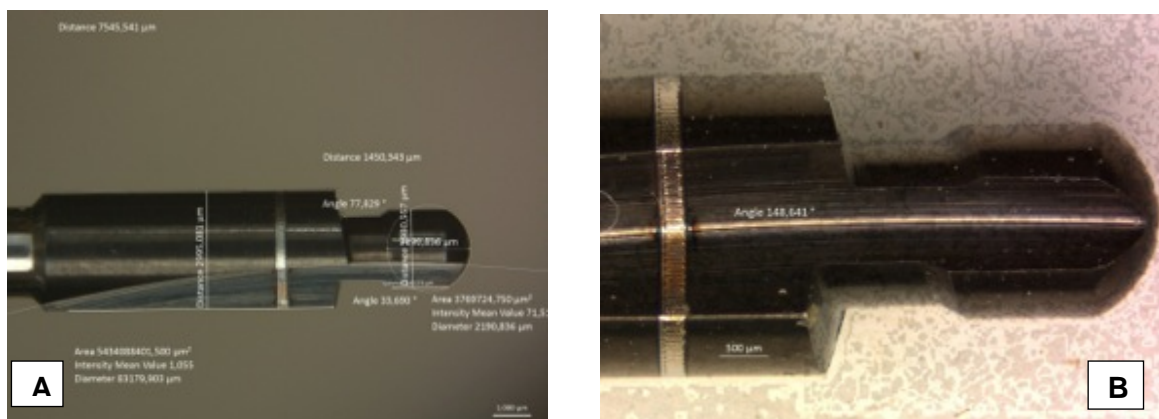


Figura 13– A, Broca piloto de aço DLC utilizada. B - Gumes de corte em 2 níveis, com uma guia apical de 3mm e um corte efetivo de 2mm até a 1ª marca.

4.4.1.3 - *Broca helicoidal Alvim de aço Plus* $\varnothing 3,0\text{mm}$ trilaminar (lote 800075709): ângulo de ponta de $118,2^\circ$, as arestas de corte multiangulares e ângulo de hélice de $11,7^\circ$.

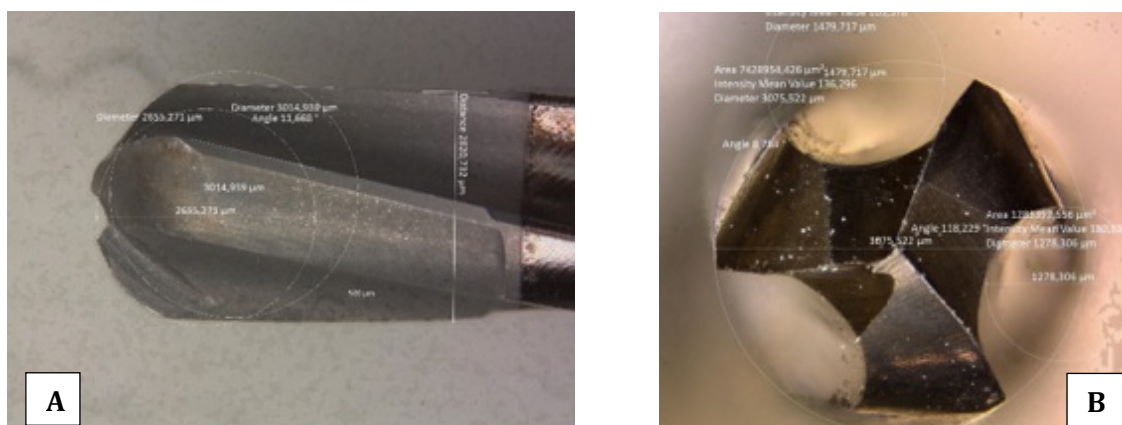


Figura 14 – A, Broca helicoidal tripla $\varnothing 3,0\text{mm}$ aço com DLC. B - Gumes de cortes.

4.4.1.4 - *Broca de aço superfície experimental helicoidal* - $\varnothing 2,0\text{mm}$ (lote 800131417): ângulo de $80,7^\circ + 72,6^\circ$ e ângulo de hélice com 16° (Figura 15 A e B).

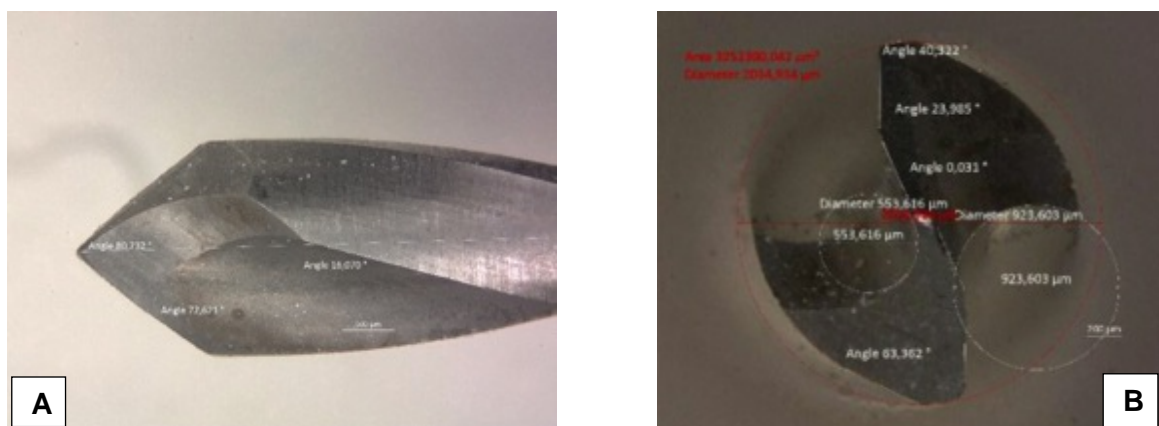


Figura 15 – A, Broca helicoidal aço experimental $\varnothing 2,0\text{mm}$. B - Vista de topo da broca.

4.4.1.5 - Broca aço com superfície experimental piloto $\varnothing 2,0/3,0\text{mm}$ (lote 800126885): ângulo interlaminar de $94,5^\circ$ e de corte $148,5^\circ$ (Figura 16 A e B).

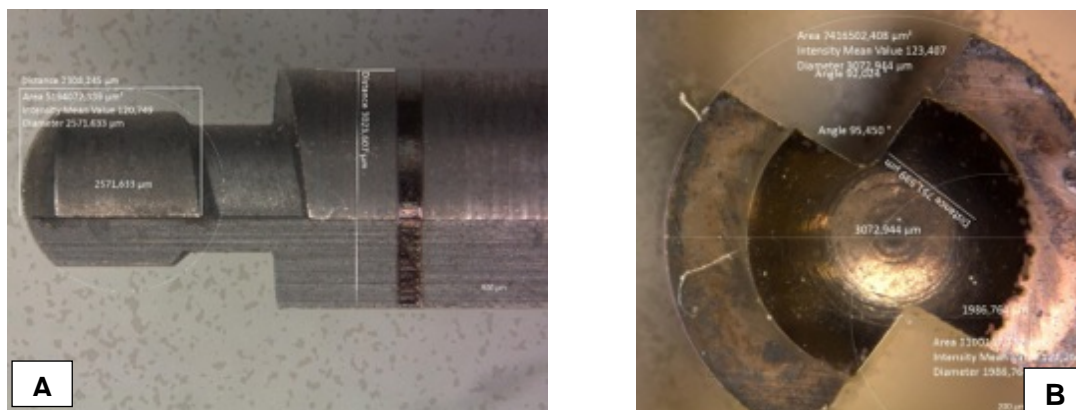


Figura 16 – A, Broca piloto $\varnothing 2/3\text{mm}$ de aço inox (GE). B - Vista de topo da broca.

4.4.1.6 - Broca de aço superfície experimental helicoidal $\varnothing 3,0\text{mm}$ (lote 800133894): ângulos de ponta de $118,2^\circ$, múltiplas arestas de corte e ângulo de hélice de $11,7^\circ$.

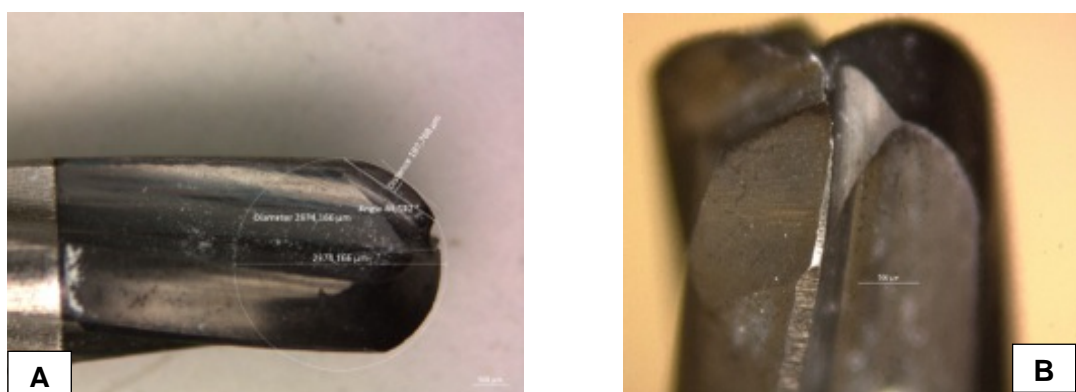


Figura 17 – A, Arestas de corte da broca aço $\varnothing 3,0\text{mm}$ (GE). B – Perfil da trilaminar.

4.4.1.7 - Broca cerâmica de zircônia - ATZ piloto $\varnothing 2,0/3,0\text{mm}$ (lote 800000441): ângulo interlaminar de $94,5^\circ$ e de corte $148,5^\circ$ (Figura 18 A e B).



Figura 18 – A, Lâminas de corte da broca piloto cerâmica. B - Vista lateral da broca com uma guia apical de 3mm e corte efetivo de 2mm até a marca a laser.

4.4.1.8 - Broca helicoidal de zircônia ATZ $\varnothing 3,0\text{mm}$ (lote 800133894): ponta com ângulo de 118° , ausência da aresta transversal e ângulo de hélice 12° (Figura 19 A e B).

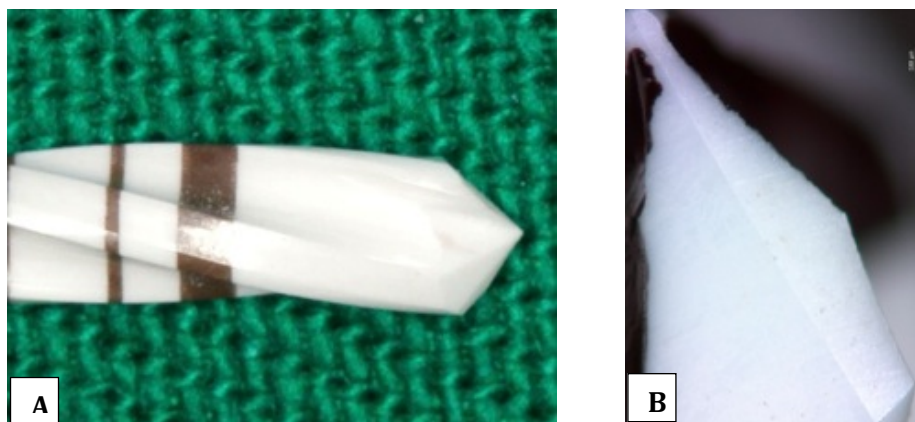


Figura 19 – A, Broca cerâmica trilaminar ATZ 3,0mm. B - Arestas da broca cerâmica.

4.4.2 Visualização das arestas de corte e desgaste de flanco

As brocas helicoidais podem apresentar desgastes na face e flanco, no gume ou aresta transversal, na quina e nas guias laterais. As marcas de desgaste ocorridas no flanco, nas brocas helicoidais são conhecidas como arestas de corte, são representadas por VB_B (desgaste médio de flanco) e VB_{Bmax} (desgaste máximo do flanco), de acordo com a Norma ISO 3685:93. Geralmente não são uniformes, sendo maior nos extremos das marcas e na quina da ferramenta. As alterações nas arestas de corte observadas nas brocas do experimento, como o desgaste linear, foram realizadas nas regiões de maior esforço das brocas helicoidais, ou seja, na superfície secundária de corte, corresponde à face externa da lâmina, entre a aresta principal de corte e parte interna da hélice.

Para os materiais altamente reflexivos, como as brocas metálicas, necessita-se de uma iluminação “difusa” para evitar erros de paralaxia, ou seja, erro de medições por parte do operador.

Na presente avaliação foi utilizada uma lupa estereoscópica com aumento de 100x (Zeiss Discovery V.12) que preenche esses requisitos (Figura 20 A e B).

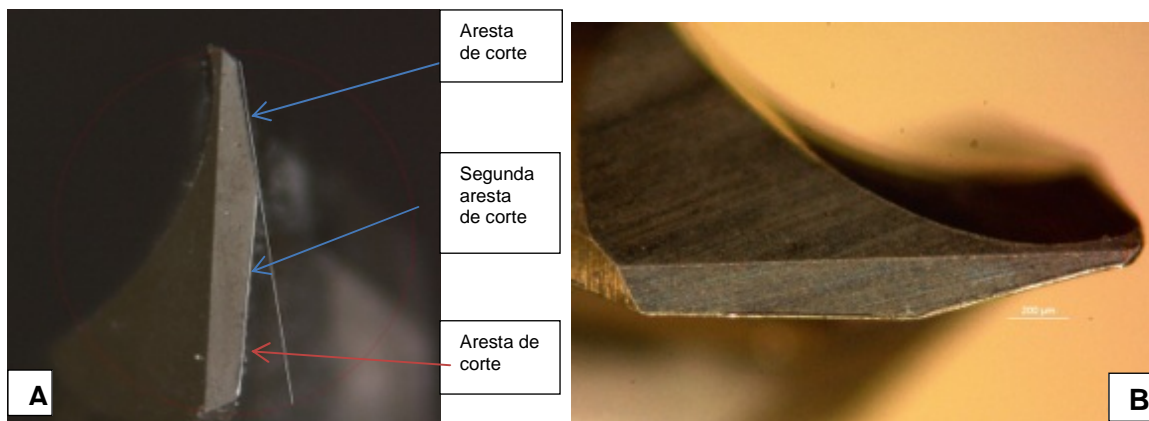


Figura 20 – A, Arestas corte da broca $\varnothing 2,0\text{mm}$ (SGA- 0) detalhe das duas arestas de corte, devido a afiação. B – Uma das lâminas e arestas de corte da helicoidal de $\varnothing 2,0\text{mm}$.

4.4.3 Vida útil da ferramenta de corte

Para medição do desgaste em ferramentas de corte de geometria definida, a medição óptica é um parâmetro razoável para caracterização do seu fim de vida útil. Por recomendação da Norma ISO 3685:1993, no desgaste em que apresenta uma perda da capacidade de corte e do acabamento da superfície usinada, visualiza-se na ordem de 0,2 a $60\mu\text{m}$ para o desgaste abrasivo e de 2 a $2000\mu\text{m}$ para o desgaste de cratera. Isso representa um aumento óptico de 50 a 1000x. Se o critério assumido possui uma faixa como 10 a $60\mu\text{m}$, o parâmetro pode ser observado em um microscópio de até 100x.

Como critério para determinar o final da vida da ferramenta foi estabelecido, a princípio, o valor do desgaste máximo do flanco (VB_{Bmax}) de 0,6mm ($600\mu\text{m}$) e desgaste médio (VB_B) de 0,3mm ($300\mu\text{m}$) sendo o primeiro o principal parâmetro de referência para comparação da vida da ferramenta no processo de furação (Figura 21).

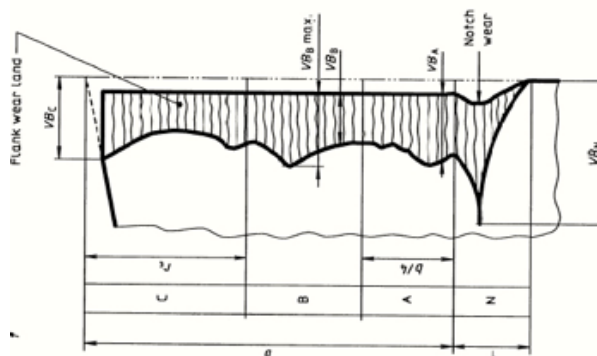


Figura 21- Desgaste medido na broca (VB_{Bmax}) – Adaptado da Norma ISO 3685:93.

4.4.4 Eficiência de corte (EC1)

Para atender ao primeiro objetivo deste trabalho, as avaliações de eficiência de corte (EC) foram direcionadas para as brocas helicoidais $\varnothing 2,0$ e $\varnothing 3,0$ mm de aço e cerâmica. Os testes foram realizados no Laboratório Integrado de Materiais da Neodent (Curitiba, PR, Brasil) para todos os subgrupos de trabalho, antes e após os experimentos nas costelas bovinas, sob temperatura e umidade controladas ($21,5^{\circ}\text{C}$ e $53\% \text{UR}$). O material de perfuração foi composto por um *blank* de resina à base de poliuretano bicomponente (70Pcf ou $1,12\text{g/cm}^3$), medindo $9,51 \times 15,5 \times 150$ mm. Para a broca $\varnothing 3,0$ mm do grupo aço experimental (GE) foram utilizados os mesmos parâmetros de carga axial (1kg), velocidade (800rpm) e densidade do material (70Pcf), porém um *blank* com espessura reduzida em cerca de $1/3$, medindo $3,15 \times 15,5 \times 150$ mm. Esta opção técnica foi necessária para compatibilizar os testes com esta broca (helicoidal $\varnothing 3,0$ mm) em desenvolvimento na Neodent (Curitiba, PR, Brasil) com o material de furação selecionado. Contudo, foi utilizada a mesma espessura antes (EC1) e após os experimentos nos espécimes bovinos (EC2) com a finalidade de demonstrar o percentual de eficiência com o uso. Desta forma, com os dados obtidos na furação do material-teste: torque médio, tempo ou duração do experimento e número de voltas ou revoluções completas até transpassar o *blank* de referência foi possível comparar, confrontando os resultados prévios (EC1) com os valores posteriores às solicitações mecânicas nas costelas bovinas (EC2) (Figura 22 A e B).



Figura 22– A, Material poliuretano para testes de EC; B- Furação do *blank* padrão (EC1).

Assim, os parâmetros controlados foram: velocidade (800rpm), carga axial (1000g), densidade e espessura do *blank*. No teste inicial (EC1) foram avaliados o torque médio, tempo de perfuração e número de voltas na primeira utilização das brocas helicoidais $\varnothing 2,0$ e $3,0\text{mm}$. Após completarem a última osteotomia dos seus respectivos subgrupos, essas brocas retornaram para o teste EC2, nos mesmos parâmetros do EC1. Com os novos dados obtidos permitiu-se avaliar o percentual de EC na furação no *blank* de referência e comparar os dados obtidos em planilhas específicas (Figura 23 A e B).



Figura 23 – A, Equipamento para o teste de EC; B - Programa para avaliação de eficiência de brocas ou eficiência de corte (Neodent).

Neste teste conceituou-se por eficiência de corte, principalmente, como o parâmetro tempo ou duração (s) da broca para se concluir uma furação completa do *blank* de poliuretano de referência, antes (EC1) e após (EC2) a sua utilização nos espécimes bovinos, desconsiderando-se a energia gasta pelo sistema (broca e motor) para realizar os experimentos.

4.4.5 Balança de precisão

Para esta análise quantitativa foi utilizada uma balança analítica (*Shimadzu* AUJ220, modelo *Uniblock*) com 4 casas decimais, instalada no laboratório de Metrologia da PUCPR. Na avaliação inicial (PM1), todos os subgrupos de brocas (SG 1 a 5) tiveram seu peso medido antes da primeira utilização. Após os experimentos nas costelas

bovinas e os testes finais no *blank* padrão (EC2), as brocas passaram por um rigoroso processo de limpeza, desinfecção e secagem, antes de serem submetidas à pesagem final (PM2) com a finalidade de constatar eventual perda de massa, sob temperatura e umidade controlados ($24,5\pm 0,5^{\circ}\text{C}/68\%\text{UR}$) (Figura 24 A e B).



Figura 24– A, Balança analítica de precisão; B - Broca no processo de pesagem inicial.

4.5 Modelo animal

Quando se comparam as características minerais e tecido colágeno dos espécimes vertebrados mais utilizados nos estudos experimentais (cão, carneiro, porco, vaca, frango e ratos), nenhum modelo é idêntico ao osso humano. Em relação à quantidade de medula óssea, ocorre similaridade entre humanos, cães e porcos, intermediados pela espécie bovina. Quando se relaciona às concentrações de colágeno, existem semelhanças do osso humano com a espécie bovina, um indicativo importante relacionado às microfraturas (AERSSSENS et al. 1998).

Uma das principais variáveis relacionadas ao aquecimento ósseo diz respeito à qualidade e quantidade óssea a ser instrumentada. Para categorizar a qualidade ou densidade óssea dos rebordos maxilares e mandibulares humanos relacionados com a forma estrutural e níveis de reabsorção óssea, num enfoque para Implantodontia, tem sido utilizada a classificação dos 4 tipos ósseos de Lekholm e Zarb (1987), conforme a demonstração abaixo (Figura 25):

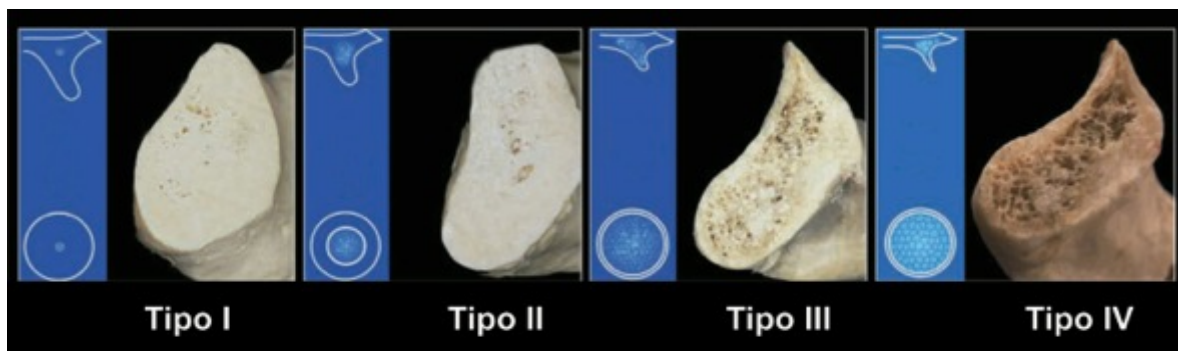


Figura 25 – Classificação da qualidade óssea para o maxila e mandíbula em humanos. Adaptado de Lekholm e Zarb (1987).

No experimento em questão buscou-se aproximar da forma do osso mandibular, baseando-se em estudos com semelhança nos objetivos e que utilizaram como modelo animal as costelas da espécie bovina (ERCOLI et al., 2004; GOLIN, 2005; AERSSSENS et al., 2008; BARBOSA, 2009; LAURITO et al., 2010; OLIVEIRA et al., 2011; MENDES, 2011; SARTORI, 2012; HARDER et al., 2012; GEHRKE et al., 2013).

A escolha desse modelo animal foi justificada principalmente por considerar:

- Proporção medula/cortical óssea e de colágeno semelhantes e suficientes para a avaliação do aquecimento ósseo e do desgaste da ferramenta de corte na confecção dos alvéolos cirúrgicos;
- Densidade e condutividade óssea semelhantes à mandíbula humana. A resistência oferecida pela costela bovina gera calor friccional e se propaga de maneira similar ao tecido ósseo humano vivo. A qualidade óssea esperada está entre o Tipo II e III, segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1987);
- Boa disponibilidade dos espécimes nas espessuras necessárias para execução dos experimentos, desde que a posição vertical seja a escolhida.

4.5.1 Preparo dos espécimes

As costelas bovinas foram adquiridas em estado fresco em uma casa de carnes da região dos Campos Gerais (Ponta Grossa, PR, Brasil). Os animais tiveram procedência reconhecida, com certificados de identificação, rastreabilidade e data do abate (anexos). Do lote de abate bovino do dia 07/03/14 foram selecionados dois animais

da raça *Angus* do sexo masculino com 17 meses, um de 294kg (Nº21839) e outro de 303kg (Nº21828). Uma vez que as costelas aumentam em espessura e largura na direção crânio-caudal foram separadas as partes mais planas do corpo das mesmas, sendo poupadas as áreas direcionadas às articulações torácicas e esternais dos animais.

Para assemelhar-se à arquitetura do corpo mandibular humano desdentado e viabilizar perfurações na profundidade de 13mm, optou-se por manter as costelas bovinas na posição vertical ou em pé (ERCOLI et al.,2004; LAURITO et al.,2010; GEHRKE, LOFFREDO NETO & MARDEGAN 2013). Para tanto, as amostras tiveram um critério de seleção em relação à espessura do corpo ($\geq 10\text{mm}$) no bordo mais plano e volumoso da costela (Figura 26 A e B).

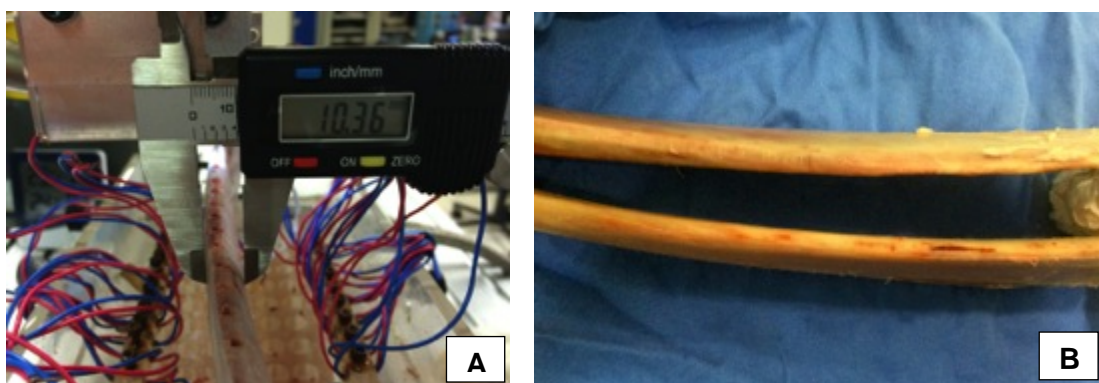


Figura 26 – A, Paquímetro medindo a espessura ($\geq 10\text{mm}$); B - Costelas bovinas em pé.

Com auxílio de uma serra de fita foram seccionados 45 fragmentos de costelas bovinas de 260 a 280mm de comprimento e conformando as extremidades de forma plana para melhor se adaptarem ao dispositivo de fixação na caixa acrílica. Foram removidos os tecidos moles e perióstio com auxílio de raspadores metálicos e lâminas de bisturi. As amostras foram imersas em solução de etanol 50% em solução salina de NaCl a 0,9% e congeladas (-10°C). Esse procedimento é justificado pela pequena diminuição no módulo de elasticidade do tecido ósseo por até 90 dias (TRICIO et al., 1995). Para minimizar as alterações nas propriedades termofísicas e mecânicas do osso durante os ensaios, as peças foram descongeladas 12h antes dos experimentos, ficando sob refrigeração em soro fisiológico ($+5$ a 10°C) (Figuras 27 A e B).

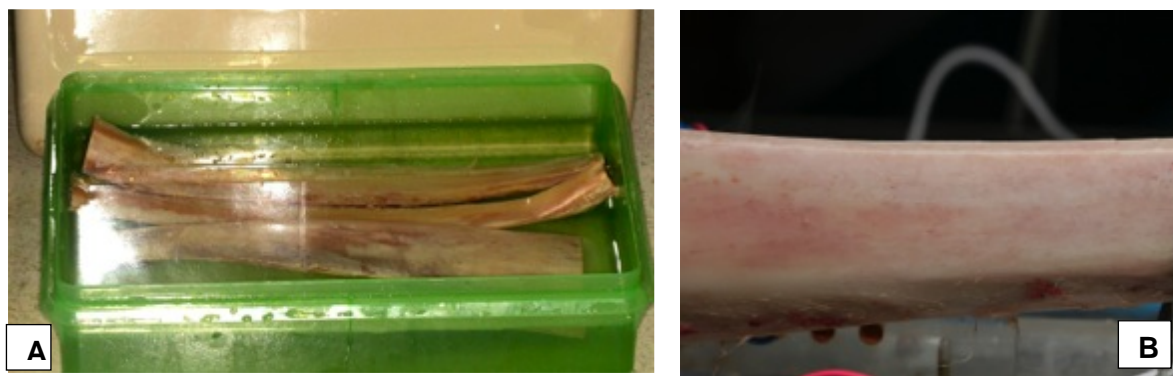


Figura 27 – A, Costelas imersas em solução salina e etanol 50% antes do experimento; B - Espécime preparado para o início das perfurações à temperatura ambiente.

4.5.2 Seleção da borda dos espécimes

Em relação à escolha da borda da costela para os experimentos, foi selecionada a superfície mais plana e volumosa. Nesta área foram observadas espessuras corticais entre 2,0 e 3,0mm, com variações de $\pm 0,5$ mm devido às diferenças individuais na estrutura do osso. A quantidade de cortical nas extremidades foi mensurada por paquímetro digital, mantendo uma média de 2,0mm ($\pm 0,5$), (Figuras 28 A e B).

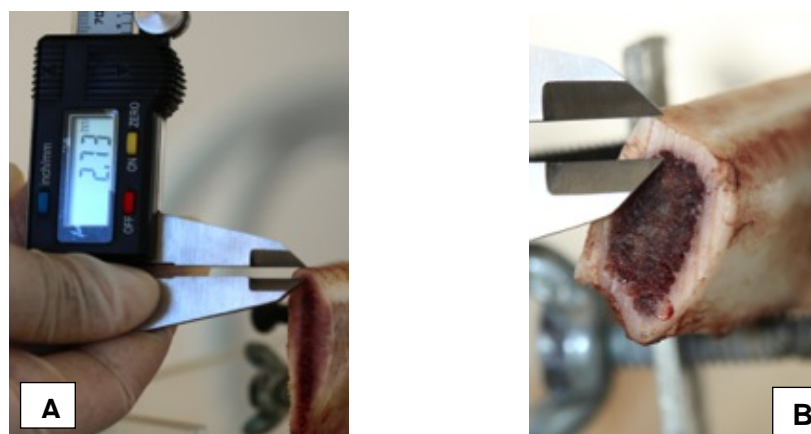


Figura 28 – A, Paquímetro e espessura; B - Mensuração da cortical na borda superior.

Nas regiões centrais dos espécimes osteotomizados, a espessura da cortical na borda de interesse foi confirmada por meio de radiografias periapicais. Para tanto, foi utilizado um sensor digital (Micro Imagem, SP, Brasil) e aparelho de raios X (70Kvp), na técnica do paralelismo, sendo verificado valores correspondentes às extremidades ($2,0 \pm 0,5$ mm) (Figuras 29 A e B).

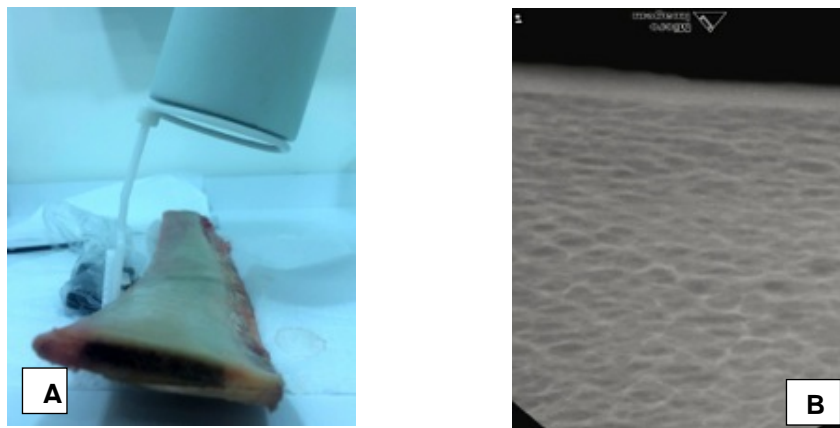


Figura 29 – A, Radiografia periapical (técnica do paralelismo) no corpo da costela bovina; B – Confirmação da espessura cortical na borda superior ($2,0\pm 0,5\text{mm}$).

Eventuais irregularidades corticais na superfície da borda selecionada foram suavizadas por meio de desgastes com uma fresa tipo *maxicut* (WC/C), tendo o cuidado na remoção para preservar a espessura da cortical a ser trabalhada (Figuras 30 A e B).

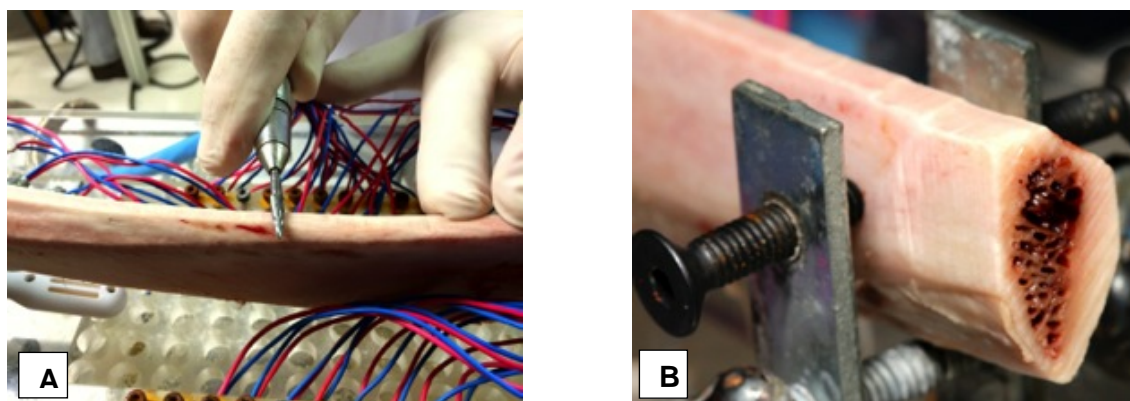


Figura 30 – A, Aplainamento da borda aguda da costela com fresa *maxicut* para facilitar o acesso da broca; B – Observada a espessura média da cortical na borda superior.

O pequeno aplainamento ou descorticalização das bordas mais agudas teve como objetivo facilitar a entrada da ponta das bocas helicoidais, tanto no preparo dos canais para os termopares (broca $\varnothing 1,1\text{mm}$), como para a broca inicial (helicoidal $\varnothing 2,0\text{mm}$) dos orifícios centrais ou principais nos espécimes bovinos. Este procedimento impediu o deslize inevitável das brocas iniciais nos preparos em superfícies inclinadas (Figura 31 A), garantindo desta forma maior precisão de furação e padronização das distâncias horizontais entre os preparos e entre as brocas e os canais dos termopares (Figura 31 B).

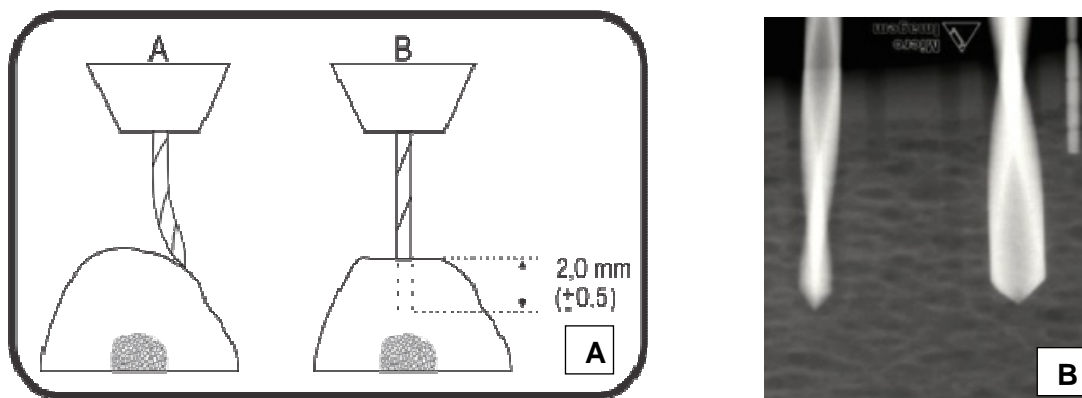


Figura 31 – A, Elevação cortical dificultando a penetração correta da broca. Após o aplainamento, o posicionamento correto da broca; B - Comprovação radiográfica dos distanciamentos entre as brocas e destas com os canais dos termopares.

4.6 Equipamentos e instalações

Os equipamentos para a execução dos preparos nos espécimes bovinos foram montados no Laboratório de Robótica Móvel e Industrial (LASII) do curso de Engenharia Mecatrônica da PUCPR. Cada peça teve que ser adaptada nas estruturas existentes por se tratar de um experimento inédito em muitos aspectos. Entre os principais equipamentos utilizados estão o robô e o controlador, a cuba acrílica com os dispositivos de fixação dos espécimes e o suporte do contra-ângulo para o braço mecânico do robô.

4.6.1 Robô e controlador

A fim de garantir osteotomias reproduzíveis dos diferentes grupos de brocas, com movimentos precisos nos três eixos (x, y e z), todos os experimentos foram executados por um robô com controlador acoplado (*Fanuc LR Mate 200iC Series – R-30iA Mate Controller, Fanuc Robotics America, EUA*). Sua versatilidade, precisão e rapidez de movimentos permitiram a padronização de vários parâmetros, tais como: distâncias entre as perfurações, movimentos verticais intermitentes e profundidades corretas dos preparos. Nos movimentos horizontais, o de maior amplitude foi no eixo y e o menor, entre as perfurações dos termopares, no eixo x , sempre mantendo um direcionamento perpendicular da broca com a superfície óssea no sentido vertical (z) (Figuras 32 A e B).

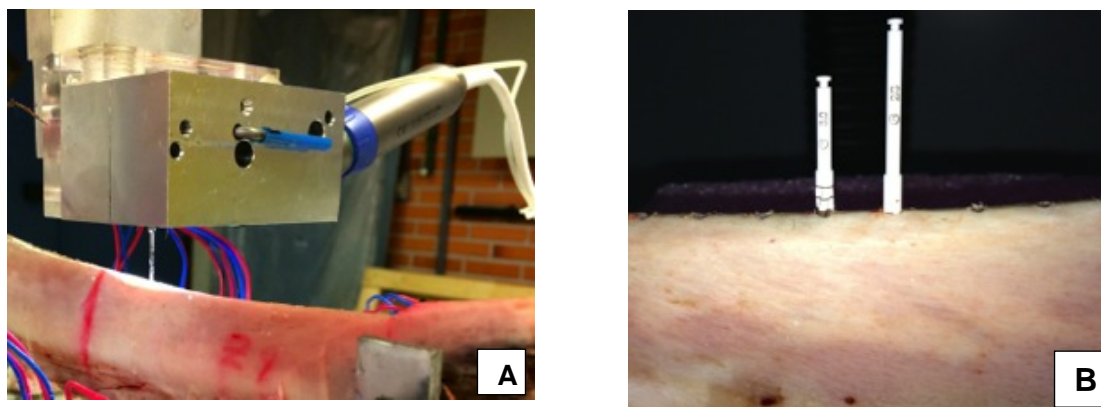


Figura 32– A, Marcação dos pontos centrais para o preparo dos canais com auxílio do robô; B – Distância de 10mm entre as furações e a perpendicularidade com a borda.

4.6.2 Dispositivo de fixação dos espécimes

Previamente aos ensaios, alguns procedimentos tiveram caráter determinante. Um deles foi a construção de uma cuba de acrílico com paredes de 10mm de espessura, nas dimensões 300X150X100mm, projetada especialmente para o experimento (apêndice). Após sua estabilização sobre a mesa do robô foi instalado um dispositivo de drenagem na base da cuba com objetivo de facilitar a eliminação dos sedimentos ósseos (cavacos) com o líquido de irrigação. O outro artifício fundamental foram os dispositivos de fixação para as costelas bovinas, nas extremidades da cuba acrílica, compostos por duas hastes verticais, com 5 parafusos em cada lado, que possibilitaram todos os ajustes nos diferentes relevos e espessuras dos corpos de prova (costelas) (Figuras 33 A e B).

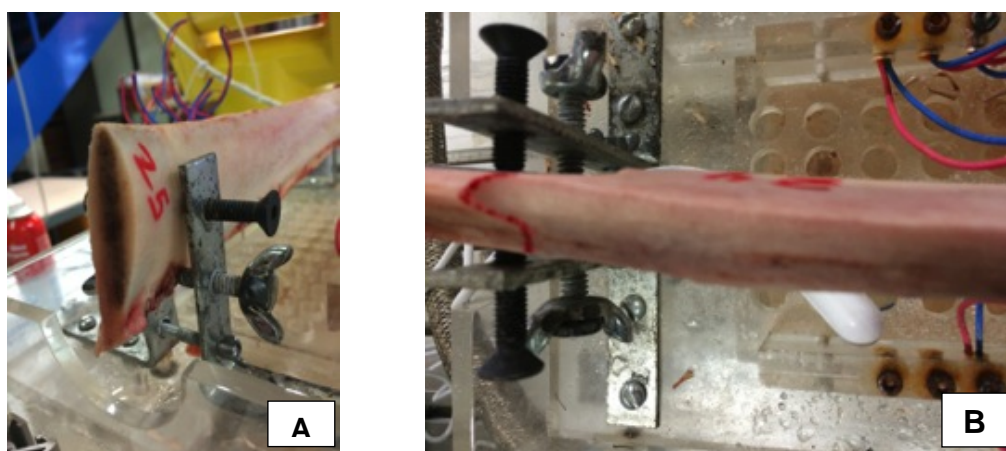


Figura 33 – A e B, Parafusos de fixação adaptáveis às diferentes espessuras nas extremidades dos corpos de prova (costelas bovinas).

4.6.3 Suporte do contra-ângulo

Todas as brocas utilizadas no experimento foram adaptadas a um contra-ângulo com redutor 20:1, encaixado ao micromotor de implante e preso ao braço do robô através de dois dispositivos: um de alumínio e outro de acrílico. Externamente ao suporte de alumínio foi adaptado um braço de alavanca metálico, com uma extremidade apoiada ao dispositivo de fixação *push button* do contra-ângulo. Esse recurso possibilitou a inserção e remoção das brocas durante os ensaios de maneira bastante simplificada (Figura 34).

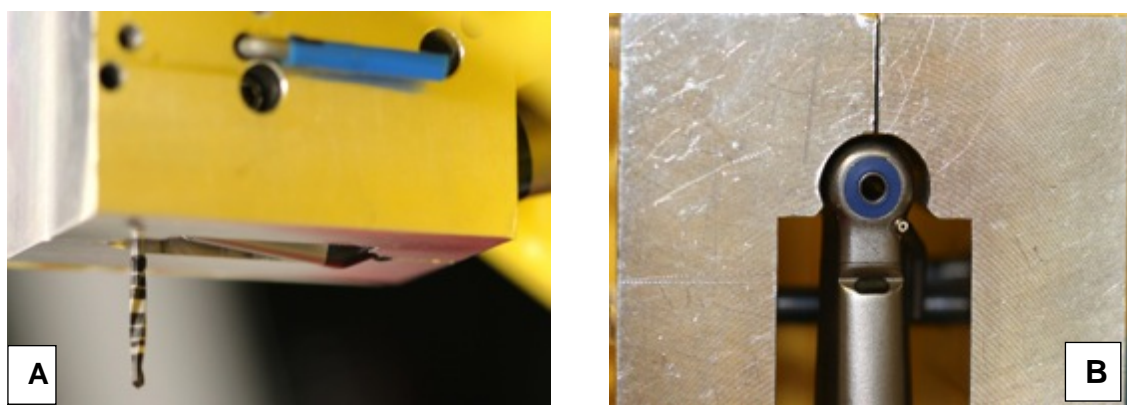


Figura 34—A, Alavanca para liberação das brocas no suporte de alumínio para o contra-ângulo (20:1); B— Canal para a irrigação externa e a fibra óptica nas extremidades.

4.6.4 Termohigrômetro

A temperatura ambiente e a umidade relativa do ar foram verificadas durante os experimentos com a utilização de um termohigrômetro digital (*IncoTerm*[®]) com uma resolução de 0,1°C/1%UR, composto por um sensor interno (-10 à +60°C / 10 a 99%UR) e outro externo (-50 à +70°C / 10 a 99%UR) mantido no interior do recipiente acrílico durante os ensaios. Com os dados da temperatura ambiente e umidade relativa mensurados em cada sequência de perfurações obteve-se uma média para cada subgrupo dos experimentos com as brocas. Os valores foram registrados em planilha apropriada e serviram como uma referência. No entanto, esses dados não entraram no cálculo da variação térmica dos ensaios com as costelas bovinas (Figuras 35 A e B).

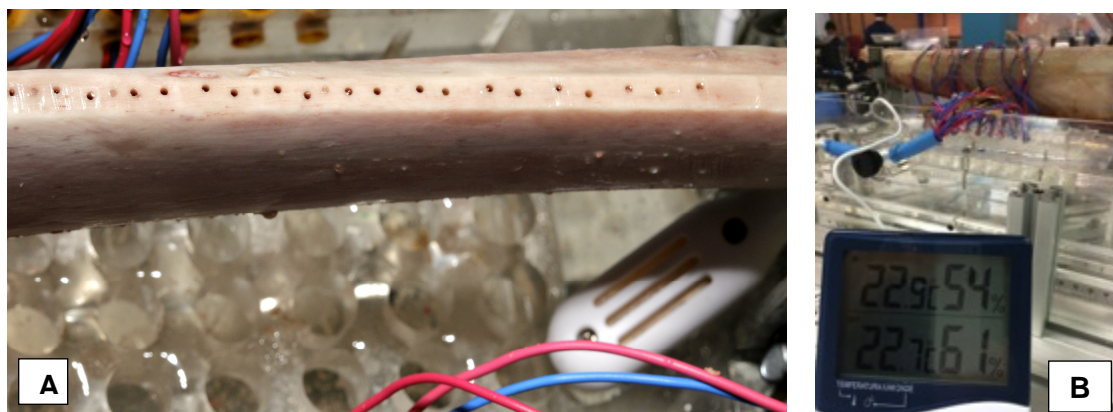


Figura 35 – A, Espécime preparado para iniciar instalação dos termopares; B - Termohigrômetro digital utilizado nos experimentos com sensor na caixa acrílica.

4.6.5 Máquina-ferramenta

O motor de implante utilizado no estudo (*NSK SurgPro Motor System*, Japão) apresenta potência principal de 210W e torque de 50Ncm, velocidade de rotação de 200 a 40.000rpm, bomba peristáltica com volume máximo 75ml/min, iluminação por fibra óptica na cabeça do contra-ângulo (20:1) com *push botton* e capacidade para 10 programações para cada broca. Foram utilizadas três programações nos experimentos: a) programa P1, nos preparos dos canais para a instalação dos termopares com a broca $\varnothing 1,1\text{mm}$; b) P2, para metade das furações centrais com uso da irrigação externa (soro fisiológico a 40ml/min), sempre nas três brocas sequenciais; c) P3, para os outros 50% dos preparos principais realizados sem uso de irrigação externa (Figura 36 A e B).

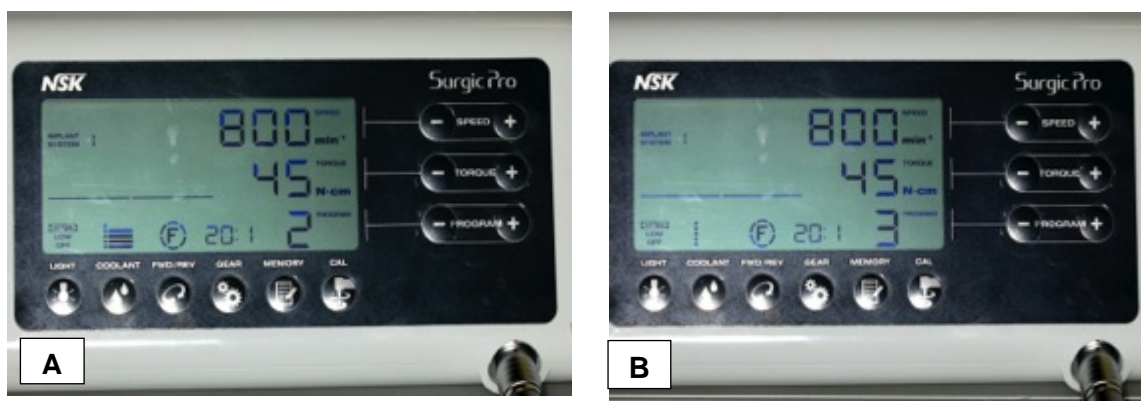


Figura 36 – A, Programação do motor de implantes (P2) para furações (40ml/min). B – Programação dos preparos sem irrigação (P3) para a metade dos experimentos.

4.7 Programação das perfurações no robô

No estudo piloto foram realizadas osteotomias com finalidade de parametrizar os preparos, aproximando-se das situações clínicas. Devido às irregularidades de superfície dos espécimes bovinos e a distância padronizada entre cada leito a ser preparado, fixada em 10mm foi necessário demarcar todos os 10 pontos nos três eixos (z,y e x) a cada nova sequência de osteotomia. Desta forma, o programa de furação e do ponto zero da peça para cada local das furações centrais foi realizada por meio de 10 marcações prévias com uma broca helicoidal $\varnothing 1,1\text{mm}$, a mesma broca selecionada para executar os 20 orifícios dos termopares, colaterais aos 10 preparos centrais (Figuras 37 A e B).

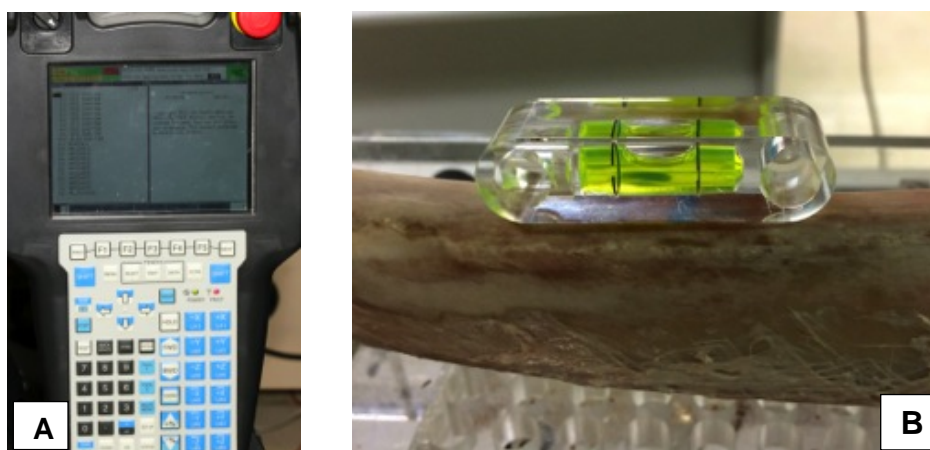


Figura 37 – A, Controlador do robô com o programa de preparo para os termopares; B – Nivelamento prévio do espécime na caixa acrílica, antes das furações iniciais.

4.8 Execução do experimento

4.8.1 Confecção de canais para os sensores de temperatura

Duas horas antes dos experimentos os espécimes foram deixados em solução fisiológica à temperatura ambiente ($21\pm 2^{\circ}\text{C}$). Após seu nivelamento (Figura 37B) nos elementos de fixação do recipiente acrílico foram marcados 10 pontos correspondentes às furações centrais, com intervalos de 10mm. Utilizou-se uma programação específica para a execução dos 20 preparos com a broca $\varnothing 1,1\text{mm}$, a 5 e 13mm de profundidade. Assim, a confecção dos canais para os termopares foi realizada previamente em cada segmento de costela com auxílio do contra-ângulo com redutor 20:1 conectado a um

micromotor elétrico blindado com revestimento de titânio, com fibra óptica (NSK, Japão), no programa P1 (1600rpm, 45Ncm, 20ml/min de água destilada) (Figuras 38 A e B).

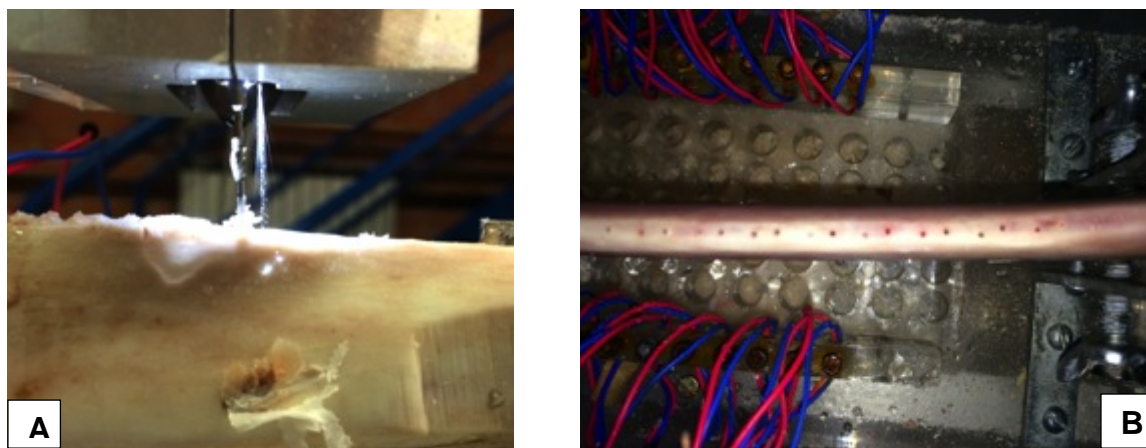


Figura 38 – A, Preparos prévios para os termosensores em duas profundidades; B - Preparos prontos para receber os 20 sensores de temperatura – termopares *tipo T*.

Os 10 pares de canais distanciados em 10mm entre eles ficaram perpendiculares à superfície da costela, sendo 10 canais nas profundidades de 5mm e 10 à 13mm da superfície, mantendo-se o paralelismo e padronização das distâncias, de acordo com os trabalhos de Cordioli e Majzoub (1997), Allsobrook et al. (2011). Cada par de canais ficou equidistante lateralmente a 1,5mm da broca helicoidal $\varnothing 2,0\text{mm}$ e a 1,0mm da parede lateral do futuro orifício central concluído, pela broca helicoidal de $\varnothing 3,0\text{mm}$ (Figura 39).

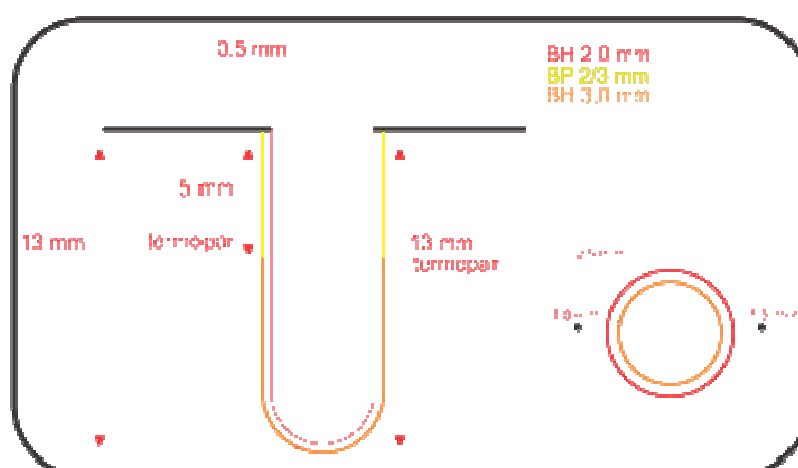


Figura 39 - Profundidade (5 e 13mm) e lateralidade aos canais para os termopares, situados a 1,0mm da broca helicoidal $\varnothing 3,0\text{mm}$ (BH) e da piloto $\varnothing 2,0/3,0\text{mm}$ (BP) e a 1,5mm da broca helicoidal $\varnothing 2,0\text{mm}$ (BH).

4.8.2 Instalação dos sensores de temperatura

Vinte termopares *tipo T* com diâmetro entre 0,8 e 1,0mm foram introduzidos nos orifícios preparados, 10 deles correspondentes às profundidades de 5mm e 10 colaterais àqueles, à 13mm. Esses sensores tiveram por finalidade medir as variações da temperatura em dois níveis de profundidade durante as instrumentações com as 3 brocas sequenciais de cada subgrupo, nos orifícios centrais das costelas. Vale a pena ressaltar que os termopares ficaram posicionados à 1,5mm da parede lateral do furo para as brocas helicoidais de $\varnothing 2,0\text{mm}$ e à 1,0mm da margem do preparo final, para as brocas de 3,0mm de diâmetro (piloto $\varnothing 2,0/3,0\text{mm}$ e helicoidal $\varnothing 3,0\text{mm}$) (Figuras 40 A e B).

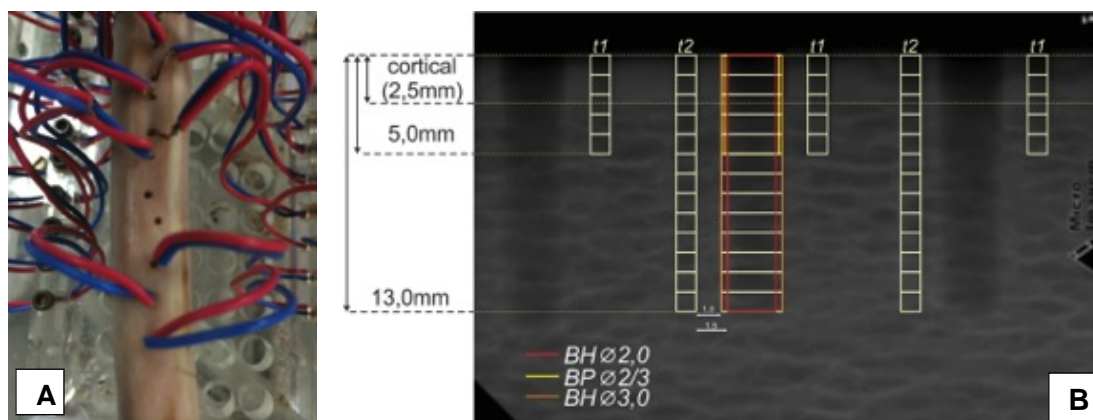


Figura 40 - A, Instalação dos termopares nos canais $\varnothing 1,1\text{mm}$ nas 2 profundidades; B- Desenho radiográfico das furações concluídas demonstrando posicionamento e distâncias dos canais para os termosensores e espessura da cortical.

4.8.3 Sistema de irrigação e hidratação dos espécimes

O sistema de irrigação externa foi proporcionado pelo motor, através da bomba peristáltica, com um fluxo fixado em 40ml/min da solução de NaCl a 0,9%, à temperatura ambiente ($21 \pm 2,0^\circ\text{C}$). Dos 45 experimentos derivados dos três grupos de materiais e 15 SG conforme o número de preparos, em 22 SG realizou-se osteotomias sem uso da irrigação (P3); no SGA-2 (2ª Parte) testou-se câmara IV; na outra metade dos preparos (23 SG), utilizou-se a irrigação externa (P2). Durante a execução dos experimentos (2 a 4h), os espécimes permaneceram submersos em recipiente com solução fisiológica à temperatura ambiente ou mantidos hidratados com gazes umedecidas (Figura 41 A e B).

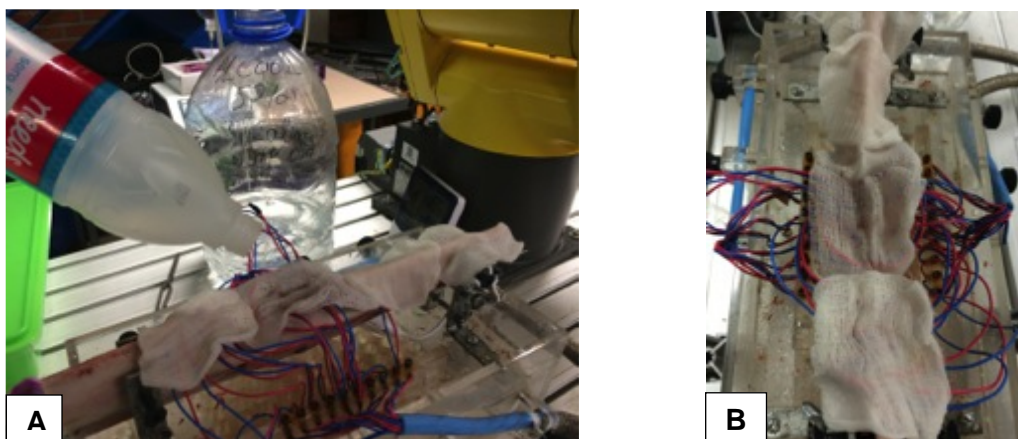


Figura 41–A, Hidratação dos espécimes com soro fisiológico; B– Nos intervalos dos experimentos, uso de gases umedecidas com NaCl (0,9%).

4.8.4 Preparo dos sítios principais

Com a finalidade de simular os movimentos intermitentes preconizados para os procedimentos cirúrgicos da clínica (BRÂNEMARK, 1987), foi criado um protocolo de preparos com movimentos de entrada e saída no eixo z do robô. Estabeleceu-se um parâmetro de descida das brocas com velocidade de 2mm/s e subida de 4mm/s, com intervalos de um segundo. Dessa forma, cada broca teve um avanço e recuo controlados para cada furação intermitente (brocas helicoidais) ou contínua (broca piloto), com um tempo preciso para cada sequência de 10 preparos, conforme o quadro abaixo:

Sequência de uso	Profundidade (mm)	Ciclo de perfuração	Tempo (min)
1ª Helicoidal \varnothing 2,0mm	13	4 paradas	04:55
2ª Piloto \varnothing 2,0/3,0mm	5 (2)*	contínuo	01:22
3ª Helicoidal \varnothing 3,0mm	13	4 paradas	04:55

Quadro 2 - Características da furação nos espécimes bovinos. Série das brocas para o preparo, profundidade, tipo de ciclo e tempo total para a sequência de 10 osteotomias.

*Corte efetivo de 2mm na broca piloto 2,0/3,0mm, após sua guia apical penetrar 3mm.

Com os espécimes posicionados e travados nos dispositivos de fixação, após todos os termopares instalados nos pontos de medição (à 5 e 13mm), as perfurações centrais deram início com o grupo GA, no subgrupo SGA-1. A sequência de brocas (Quadro 2) e os parâmetros fixados no robô (velocidade, carga axial, ciclos e tempos) foram mantidos para todos os grupos de brocas do experimento (Figuras 42 A e B).

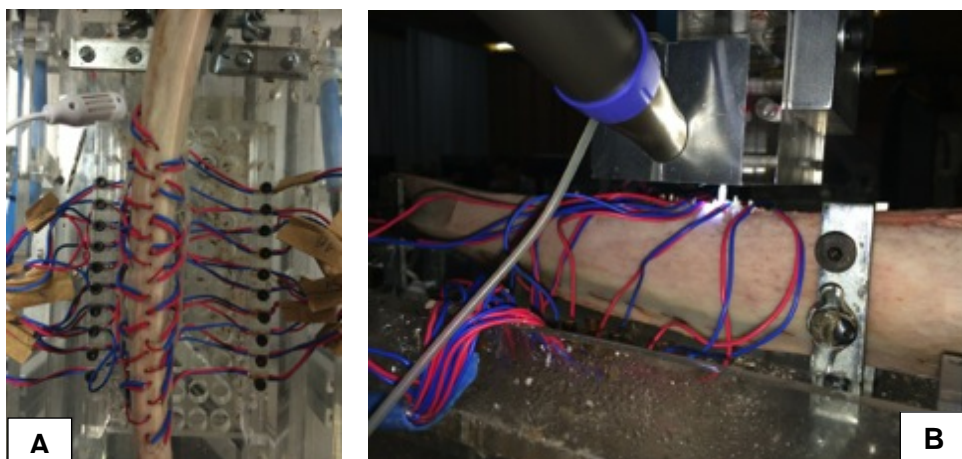


Figura 42– A, Espécime preparado para iniciar as osteotomias; B - Execução da furação principal com broca cerâmica, entre os 20 termopares posicionados.

Em todos os subgrupos, com exceção dos controles SG-0, as osteotomias foram executadas de maneira escalonada, da seguinte forma: iniciou-se com a broca helicoidal $\varnothing 2,0\text{mm}$, com 4 etapas, até 13mm; seguida da broca piloto $\varnothing 2,0/3,0\text{mm}$, num movimento contínuo até a marca de 5mm, que alargou e aprofundou 2mm e se finalizou o preparo com a broca helicoidal $\varnothing 3,0\text{mm}$, também com 4 paradas, até os 13mm de profundidade.

A broca helicoidal $\varnothing 2,0\text{mm}$ centralizou-se no ponto zero-máquina, retirando a maior parte do volume de material do sítio ósseo, com uma furação em cheio. Do ponto inicial predeterminado na superfície foi introduzida 3mm, retornando a posição inicial por 1s; avançou mais 3mm e retornou a posição inicial por 1s; avançou até 9mm, com retorno por 1s e finalizou a sua meta após avançar mais 4mm, aos 13mm de profundidade. Retornando a posição inicial, seguiu-se para a próxima furação 10 mm à frente, com os mesmos movimentos intermitentes, até realizar as 10 furações programadas no robô, totalizando de 4min e 55s para essa primeira broca da osteotomia (Quadro 2).

Uma vez desacoplada do contra-ângulo, a broca $\varnothing 2,0\text{mm}$ deu lugar à broca piloto $\varnothing 2,0/3,0\text{mm}$, encaixada com o auxílio da pinça de titânio (Neodent, Curitiba, PR, Brasil). Esta broca apresenta um guia apical de 3,0mm que percorreu o canal de $\varnothing 2,0\text{mm}$ existente e um parte cortante de 2,0mm de altura, até a primeira marca. Para essa

segunda furação escalonada, a broca piloto fez um único avanço até a marca de 5mm realizando um pré-furo efetivo na profundidade de 2,0mm destinado à broca $\varnothing 3,0\text{mm}$, totalizando 1min e 22s para os 10 preparos sequenciais (Figuras 43 A e B).

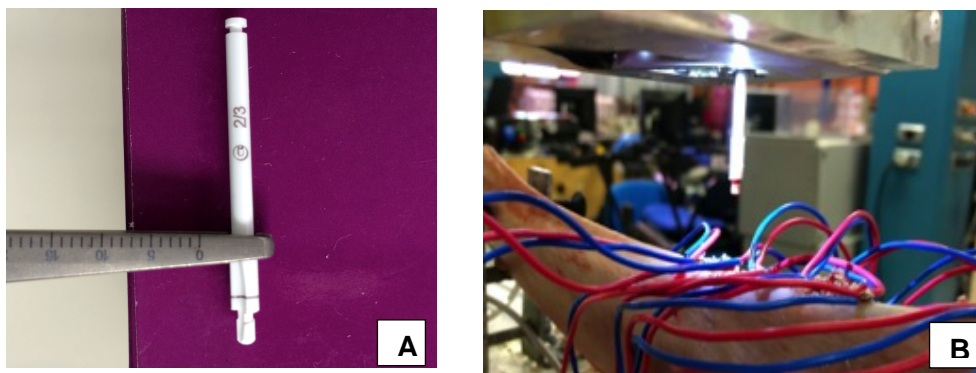


Figura 43 - A, Pinça para desacoplar as brocas do contra-ângulo; B - Execução da segunda furação com uma broca cerâmica - piloto $\varnothing 2,0/3,0\text{mm}$.

Para completar a série de osteotomias, simulando 10 preparos para implantes dentários foi utilizada a broca helicoidal $\varnothing 3,0\text{mm}$. Esta seguiu o mesmo protocolo de avanço da broca inicial $\varnothing 2,0\text{mm}$, com movimentos intermitentes em 4 paradas, também somando 4min e 55s. Assim, uma sequência de 10 preparos concluídos no espécime bovino totalizou 11min e 12s. A profundidade dos preparos foi conferida com uso de sonda para osso e, posteriormente, confirmadas com radiografias periapicais digitais utilizando-se brocas e paralelizadores (Neodent, Curitiba, PR) (Figuras 44 A e B).

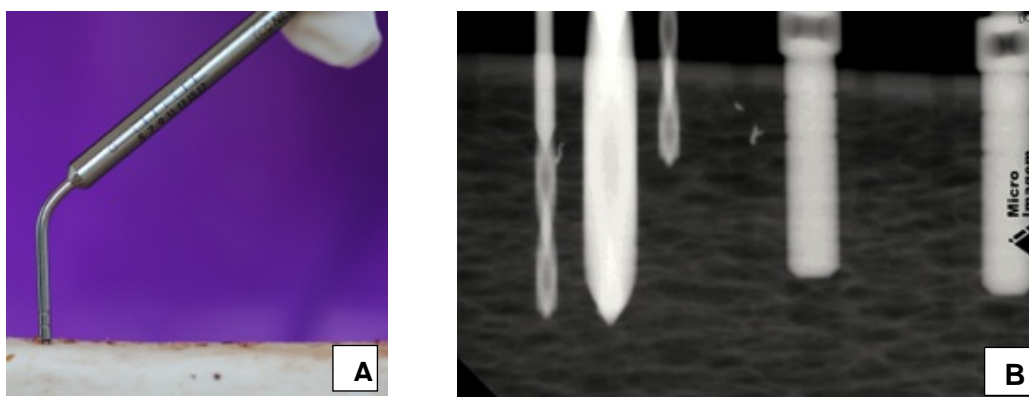


Figura 44 – A, Sondagem dos preparos concluídos; B - Radiografia periapical com paralelizadores e brocas $\varnothing 1,1\text{m}$ a 5 e 13mm da superfície e a 1mm da broca $\varnothing 3,0\text{mm}$.

No período de execução dos experimentos, após as furações dos espécimes bovinos e durante as análises programadas das brocas, estas foram mantidas separadas em *kits* cirúrgicos individualizados, de acordo com seu respectivo subgrupo (Figura 45).



Figura 45 – A, As 3 brocas do grupo GZ no respectivo estojo, junto com a broca de enxerto $\varnothing 1,1\text{mm}$; B - Dois grupos de trabalho, um *Kit* de para cada SG (1 a 5).

Após completarem a sequência de perfurações do seu respectivo subgrupo, as brocas foram desacopladas do sistema de fixação e higienizadas antes de serem disponibilizadas aos testes finais de eficiência de corte (EC-2) e análises de desgastes.

4.8.5 Processo de limpeza das brocas

Antes do teste final para avaliar-se eventual perda de massa (PM-2) das brocas utilizadas no experimento com as costelas bovinas e no *blank* de poliuretano (EC-2), todas as brocas passaram por um procedimento de limpeza e desinfecção, da seguinte forma: remoção dos detritos com escova de *nylon* macia, mergulho dos *kits* de brocas em solução com detergente enzimático (*Riozyme IV-Neutro-Gold*, Rioquímica) com solução a 10%; lavagem em cuba ultrassônica contendo água com detergente enzimático por um período de 10min, a 60°C; enxágue em água destilada para remoção da solução enzimática; secagem com toalha de papel absorvente; inspeção visual do processo de limpeza. Na eventual remanescência de resíduos retornou-se ao processo, repetindo a sequência de enxágue e secagem (Figuras 46 A e B). Desta forma, durante e após os experimentos as brocas não foram submetidas a nenhum processo de esterilização.



Figura 46– A, Cuba ultrassônica e detergente enzimático utilizado; B - Processo de limpeza das brocas por SG de materiais, antes da pesagem para testes de PM.

4.9 Sistema de aquisição de dados

Para analisar as temperaturas alcançadas em dois níveis de perfuração entre os três grupos de brocas e seus respectivos subgrupos foi utilizado um sistema de aquisição de dados (*Agilent® Technologies, Loveland, EUA*) modelo 34970A. Esse equipamento portátil ficou conectado através do módulo *Agilent®* modelo 34901A que realizou o chaveamento dos canais, bem como a medição da temperatura de referência. Cada fio do termopar teve suas extremidades unidas formando a junta quente por descarga elétrica capacitativa. A outra extremidade de cada termoelemento foi conectada a um dos 20 canais do multiplexador utilizado para a leitura dos dados de temperatura, com rastreamento de dados a cada segundo. O módulo de leitura foi configurado para os termopares *tipo T* com unidade de medição em graus *Celsius* ($^{\circ}\text{C}$) na opção monitorar. As temperaturas também foram representadas por gráficos no monitor de um computador (Figuras 47 A e B). Todos os sinais foram monitorados por um programa supervisorio (*BenchLink Data Logger*) fornecido junto com o próprio equipamento de aquisição, que recebeu os dados lidos pelos 20 sensores fazendo a conversão para valores de temperatura em planilhas próprias. Utilizando-se esse modelo, a variação da temperatura dos preparos ficou registrada pelos 10 sensores instalados a 5mm da superfície, correspondentes aos canais com numeração de 101 a 110 da planilha. Os outros 10

preparos com 13mm de profundidade foram captados pelos canais com números de 111 a 120 do programa de aquisição de dados.



Figura 47 – A, Equipamento e módulo *Agilent*® para leituras dos dados térmicos; B – Detalhes dos gráficos com registros de tempos e temperaturas.

Desta forma, com as variações do calor captadas simultaneamente a cada segundo pelos 20 termosensores, foi possível mensurar-se as temperaturas intra-ósseas atingidas durante o período de execução dos experimentos. Para cada broca utilizada na sequência de 10 furações gerou-se um arquivo com dados térmicos, captados de segundo em segundo pelos 20 canais simultaneamente, onde foi necessário obter-se a média da broca no tempo de uso. O valor obtido pode ser comparado com a temperatura base (TB) do espécime, obtida previamente. Também as máximas temperaturas atingidas por cada broca, bem como a duração do calor refletido nas paredes ósseas, em dois níveis de profundidade, puderem ser registradas.

4.10 Cálculo da variação térmica (ΔT)

Para calcular da variação térmica (ΔT) de cada subgrupo do experimento foi levada em conta a média da temperatura base (TB) de cada espécime, previamente aos preparos. Para tanto, foram obtidos pelos termopares os dados referentes à temperatura interna de cada espécime, antes do início das furações e para cada uma das três brocas sequenciais (helicoidal $\varnothing 2,0$, piloto $\varnothing 2,0/3,0$ e helicoidal $\varnothing 3,0\text{mm}$). Com os três valores térmicos iniciais ($^{\circ}\text{C}$), chegou-se a uma média do subgrupo ou à TB de referência. A

variação térmica (ΔT) para cada subgrupo de brocas foi calculada tendo como referência a temperatura base (TB), segundo a fórmula: $\Delta T(\text{SG}) = t_i - t_0$, onde t_i representou a temperatura média obtida numa sequência de 10 furações e t_0 correspondeu à média da TB ou inicial do espécime ($^{\circ}\text{C}$) para cada broca, antes de iniciar os experimentos.

Com os três arquivos gerados a cada sequência das 10 osteotomias escalonadas obteve-se as médias térmicas para cada broca dos 15 SG de trabalho (5 SG para cada grupo de brocas), irrigados ou não, gerando 45 experimentos nas costelas bovinas, totalizando 450 osteotomias e 135 planilhas com dados térmicos (Apêndice - Quadro 8).

4.11 Análise estatística

Os principais dados obtidos dos experimentos referentes aos testes de eficiência de corte (EC), perda de massa (PM) e aquecimento ósseo (ΔT) foram distribuídos em planilha única (Apêndice, Quadro 9) e então serem submetidos aos diversos testes estatísticos afim de avaliar sua relevância. Na análise estatística empregada, com auxílio do programa computacional *IBM SPSS Statistics v.20*, para a descrição das variáveis de natureza contínua foram consideradas a média, mediana, valor mínimo, valor máximo, o desvio padrão (DP) e o erro padrão (EP).

Para avaliação dos dados que apresentaram associação linear entre o número de perfurações e cada uma das variáveis de interesse, controlando-se o tipo de material e o diâmetro da broca (\emptyset) foi utilizado um modelo de regressão linear. Nas comparações dos diâmetros para cada material em relação ao nível médio de cada variável foi considerado o modelo de análise de variância com uma fonte de variação. Assim, na avaliação das hipóteses de interesses considerou-se o ajuste do modelo de regressão linear múltipla com a especificação dada, conforme a equação abaixo:

$$Y_{ijk} = \mu + \alpha_1 X_{1i} + \alpha_2 X_{2i} + \beta_{11} Z_{11j} + \beta_{12} Z_{12j} + \gamma_{21} W_{21j} + \gamma_{22} W_{22j} + \theta_1 S_{1j} + \theta_2 S_{2j} + \rho_{ij} \cdot t_{ijk} + \epsilon_{ijk}$$

onde Y_{ijk} corresponde ao resultado da variável resposta no material i , no tipo de broca j , no nível k de perfurações. O μ corresponde ao nível médio geral, α_1 corresponde ao

parâmetro associado ao material GA; x_{1j} corresponde à variável indicadora associada ao material GA, tal que $x_{1j} = 1$, se o material da observação (ijk) corresponde ao GA. O caso contrário, α_2 corresponde ao parâmetro associado ao material GZ; x_{2j} corresponde à variável indicadora associada ao material GZ, tal que $x_{2j} = 1$, se o material da observação (ijk) corresponde ao GZ. O caso contrário, β_{1j} corresponde ao parâmetro associado à broca $\emptyset 2,0\text{mm}$ no material GA; z_{11j} corresponde à variável indicadora associada à broca $\emptyset 2,0\text{mm}$ dentro do material GA, tal que $z_{11j} = 1$, se o material da observação (ijk) corresponde à broca $\emptyset 2,0\text{mm}$ dentro do material GA.

O caso contrário, β_{2j} corresponde ao parâmetro associado à broca $\emptyset 2,0/3,0\text{mm}$, dentro do material GA; z_{12j} corresponde à variável indicadora associada à broca $\emptyset 2,0/3,0$ dentro do material GA, tal que $z_{12j} = 1$, se o material da observação (ijk) corresponde à broca $\emptyset 2,0/3,0\text{mm}$ dentro do material GA. O caso contrário, γ_{2j} corresponde ao parâmetro associado à broca $\emptyset 2,0$ dentro do material GZ; w_{21j} corresponde à variável indicadora associada à broca $\emptyset 2,0\text{mm}$ dentro do material GZ, tal que $w_{21j} = 1$, se o material da observação (ijk) corresponde à broca $\emptyset 2,0\text{mm}$ dentro do material GZ. O caso contrário, γ_{2j} corresponde ao parâmetro associado à broca $\emptyset 2,0/3,0\text{mm}$ dentro do material GZ; w_{22j} corresponde à variável indicadora associada à broca $\emptyset 2,0/3,0$ dentro do material GZ, tal que $w_{22j} = 1$, se o material (ijk) corresponde à broca $\emptyset 2,0/3,0\text{mm}$ dentro do material GZ. O caso contrário, θ_{1j} corresponde ao parâmetro associado à broca $\emptyset 2,0\text{mm}$ dentro do material GE; s_{1j} corresponde à variável indicadora associada à broca $\emptyset 2,0$ do material GE, tal que $s_{1j} = 1$, se o material (ijk) corresponde à broca $\emptyset 2,0\text{mm}$ dentro do material GE. O caso contrário, θ_{2j} corresponde ao parâmetro associado à broca $\emptyset 2,0/3,0\text{mm}$ do material GE; s_{2j} corresponde à variável indicadora associada à broca $\emptyset 2,0/3,0\text{mm}$ dentro do material GE, tal que $s_{2j} = 1$, se o material da observação (ijk) corresponde à broca $\emptyset 2,0/3,0\text{mm}$ do material GE. O caso contrário, ρ_{1j} corresponde ao parâmetro associado ao

número de perfurações por segundo no material i , na broca diâmetro j , t_{ijk} corresponde ao número de perfurações da k -ésima repetição, no material i para o diâmetro de broca j ($t_{ijk}=10, 20, 30, 40$ ou 50). ε_{ijk} corresponde ao termo de erro da observação (i,j,k) . Definindo-se X como a matriz *design* θ como o vetor de parâmetros do modelo, a matriz de variância e covariância do vetor $\hat{\theta}$ (vetor de parâmetros estimados) ficou sendo dado por $Var(\hat{\theta}) = \hat{\sigma}^2 (X'X)^{-1} Var(\hat{\theta}) = \hat{\sigma}^2 (X'X)^{-1}$, onde $\hat{\sigma}$ corresponde ao erro padrão residual dado pela fórmula abaixo:

$$\hat{\sigma} = \sqrt{\frac{\sum_{ijk} (y_{ijk} - \hat{y}_{ijk})^2}{n-p-1}}$$

onde n é o número de observações consideradas para estimar o modelo, p é o número de parâmetros estimados no modelo \hat{y}_{ijk} corresponde à observação (ijk) estimada no modelo. Para avaliação das hipóteses de interesse foi considerado o teste de *Wald*, dado pela expressão abaixo:

$$t_{calc} = \frac{\hat{\theta}_k}{\sqrt{\hat{Var}(\hat{\theta}_k)}}$$

onde $\hat{\theta}_k$ corresponde ao parâmetro associado à avaliação da hipótese de interesse e $\hat{Var}(\hat{\theta}_k)$ corresponde à estimativa da variância de $\hat{\theta}_k$ obtida através da matriz $Var(\hat{\theta})$.

Para avaliação do valor de p considerou-se que t_{calc} seguiu uma distribuição *t de Student* com $n-p-1$ graus de liberdade.

Desta forma, os resultados estatísticos mais expressivos dos experimentos foram incluídos em dois artigos científicos: o primeiro tema relatando da eficiência de corte e manutenção da superfície das brocas para implantes (5.1) e outro artigo que comparou a geração de calor entre diferentes tipos de brocas utilizadas em Implantodontia (5.2). Os demais dados experimentais e estatísticos relevantes estão elencados no apêndice (7.1-7.5).

5. Artigos científicos

5.1 Artigo científico 1- Elaborado conforme as normas da revista Dental Materials

Análise comparativa da eficiência de corte e manutenção da superfície entre diferentes tipos de brocas usadas em Implantodontia: um estudo *in vitro*.

Heat generation by different dental implant drills: a standardized study in bovine ribs.

Institutional affiliation: Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Curitiba, PR, Brazil.

Institution where the study was conducted: Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), Curitiba, PR, Brazil.

Celso J. Hochscheidt

Master of Sciences in Implant Dentistry, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Curitiba, PR, Brazil - Rua Coronel Bittencourt, 618, Centro 84010-290 - Ponta Grossa, PR - Brazil Phone: +55-42-3025.6762
E-mail: dr.celsohochscheidt@gmail.com

Roberto Hideo Shimizu

Doctor of Sciences in Orthodontics, Universidade Estadual Paulista (UNESP), Araraquara, SP, Brazil - Rua Pe. Anchieta, 1846, Bigorriho 80730-000 - Curitiba, PR - Brazil - Phone: +55-41-3336.8020 E-mail: robertoshimizu@yahoo.com.br

Augusto R. Andrighetto

Doctor of Sciences in Orthodontics, Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, SP, Brazil - Av. Senador Souza Naves, 33, Alto da Rua XV 80050-040 - Curitiba, PR - Brazil Phone: +55-41-3363.5267 E-mail: arandri@gmail.com

Luís Mauro Moura

Docteur en Thermique et Energétique, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon; Full Professor, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), Curitiba, PR, Brazil - Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho CEP 80215-901 - Curitiba, PR - Brazil Phone: +55-41-3271.1385 E-mail: luis.mauro.moura13@gmail.com

Alexsander Luiz Golin

Master of Sciences in Mechanical Engineering and Bioengineering, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR); Engineering Manager, Neodent Osseointegrated Implants, Curitiba, PR, Brazil - Av. Juscelino Kubitschek de Oliveira, 3291 - CEP 81270-200 - Curitiba, PR - Brazil - Phone: +55-41-2169.4000
E-mail: agolin@neodent.com.br

Regina Célia Hochscheidt

Specialist in Implant Dentistry, Avantis, Balneário Camboriú, SC, Brazil - Rua Cel. Bittencourt, 618, CEP 84010-290 - Ponta Grossa, PR – Brazil Phone: +55-42-3025.6762
E-mail: reginahoch@hotmail.com

Funding source: The materials employed in this study were provided by Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO) and Neodent, Curitiba, PR, Brazil.

Corresponding author (permanent address):

Celso J. Hochscheidt - Rua Coronel Bittencourt, 618, Centro 84010-290 - Ponta Grossa, PR - Brazil dr.celsohochscheidt@gmail.com

ABSTRACT

Objectives: This experimental in vitro study evaluated heat generation by dental drills of similar geometries, made from different materials, during performance of 450 standardized osteotomies in bovine ribs to simulate implant site preparations. **Methods:** The three groups – SG, steel with a diamond-like carbon (DLC) coating; EG, experimentally surface-treated steel; and ZG, aluminum-toughened zirconium (ATZ) ceramic – each included three drills: \varnothing 2.0mm twister, \varnothing 2.0/3.0mm pilot, and \varnothing 3.0mm twister, distributed across 6 subgroups. The robot-controlled variables were axial loading, feed rate, and drilling time, whereas the implant motor provided torque (45Ncm), rotation (800rpm), and external irrigation (0.9% NaCl, 40ml/min) for 50% of subgroups. **Results:** In preparations drilled to 5mm under irrigation, the variables number of osteotomies, material, and diameter did not influence thermal variation (ΔT); the \varnothing 3.0mm drill was associated with the greatest ΔT in ZG (2.7°C) ($p < 0.001$). When drilling to 13mm, the greatest ΔT occurred in EG (2.8°C) ($p = 0.029$). When drilling to 5mm without irrigation, mean temperature was influenced by the EG material ($p = 0.008$); the \varnothing 3.0mm drill was associated with the greatest ΔT , which occurred in EG (4.5°C). When drilling to 13mm without irrigation, the greatest ΔT (5.5°C) occurred in EG, and was significantly associated with number of holes drilled ($p = 0.003$). The highest temperature was observed in SG (79.6°C). **Significance:** After 50 uses, the greatest ΔT occurred in EG, and the \varnothing 3.0mm twister drill exhibited the highest mean and peak temperatures. Temperatures were influenced by irrigation, number of uses, depth, drill diameter, geometry, and material; however, due to the acquisition method, mean values were within physiological limits.

Keywords: osteotomy; heating; dental materials; ceramics; dental implant; stainless steel; biocompatible materials; instrumentation; damage reduction; high temperature.

HIGHLIGHTS

- Irreversible tissue damage is dependent on time vs. temperature.
- Drilling time, feed rate and axial loading should be constant during heating assays.
- Acid-treated surfaces outperformed DLC and ceramics.
- Obtaining actual heating values at the drill-bone interface remains a challenge.

ABBREVIATIONS

ATZ, aluminum-toughened zirconium

BT, baseline temperature

DLC, diamond-like carbon

EG, experimental steel group

SG, steel group

ZG, ceramic group

ZrO₂, dioxide zirconium

ΔT, thermal variation

1. INTRODUCTION

Since the earliest studies of osseointegration, Dr. Brånemark and his team proposed careful surgical technique as one of the determining factors of the biological and mechanical of dental implants [1]. It is now known that the osseointegration and stability of dental implants also depend on minimally traumatic preparation of the implant socket, so as to preserve tissue vitality [2,3].

Lundskog [4] demonstrated that osteonecrosis is associated with temperature and exposure time. Even for brief periods, temperature elevations above 60°C at the drill-bone interface could cause permanent tissue damage. Matthews and Hirsch [5] stated that temperatures of 56°C during bone preparation could result in permanent injury, due to denaturation of alkaline phosphatase. But only through the *in situ* experiments of Eriksson and Albrektsson et al. [2,6] were the thermal tolerance limits of bone regeneration established: between 44 and 47°C, for up to 1 minute. Consequently, these values have become the reference range for performing osteotomies without causing necrosis [6-8].

Tehemar [9] states that the heat produced by rotary cutting with implant drills is dependent on the operator, the drill material, the site of drilling, and patient conditions, such as cortical thickness and bone density. Operator-related factors include: speed, depth of preparation, irrigation method, axial pressure, use of a system with a defined drilling sequence, intermittent or continuous drilling, and drilling time [10-12]. Bit or bur-related variables include its material composition, sharpness, design, and diameter [13,14]. Bone heating also depends on cutting speed, feed rate, and on external factors, including cooling technique [14-16].

The cutting efficiency and durability of different materials for the drills most commonly used in implant dentistry have been documented in the literature [17- 22], but there are few comparative studies of temperature measurements between different cutting tools, such as coated-steel vs. ceramic drill bits [13,23-26].

This experimental *in vitro* study evaluated the heat generated while drilling to two depth levels during 450 standardized osteotomies in bovine ribs, simulating dental implant preparations, using drills with similar geometries but made from different materials: DLC-coated steel, acid-treated surface steel, and aluminum-toughened zirconium (ATZ) ceramic.

2. MATERIALS AND METHODS

Drills (Neodent, PR, Brazil) were distributed across three groups according to material and design: SG, DLC-coated steel (\varnothing 2.0mm twister, \varnothing 2.0/3.0mm pilot, and \varnothing 3.0mm twister); EG, experimental acid-treated surface steel, with the same diameters and geometries as in EG; and ZG, which comprised one \varnothing 2.0mm DLC-coated drill and two ATZ ceramic drills: a \varnothing 2.0/3.0mm pilot bit and a \varnothing 3.0mm twister drill (Fig. 1). Six subgroups (0 through 5) were defined according to the number of preparations drilled (0, 10, 20, 30, 40, and 50).

2.1 Specimen selection

Due to its similarity to the human mandible, both in terms of density and in proportion of cortical to cancellous bone, the bovine rib was selected as the bone model for this study [7,10,24,27]. One day after slaughter, 45 rib segments (thickness \geq 10mm) from traceable, certified Angus cattle were submerged in saline solution (NaCl 0.9% + ethanol 50%) and frozen (-10°C) as described by Tritio et al. [28] and elsewhere [13,24]. Twelve hours before the experiments, segments were thawed in a refrigerator and stored for two hours in saline solution at room temperature ($21\pm 5^{\circ}\text{C}$).

2.2 Preparation for thermocouple placement

Bovine tissue specimens were fixated horizontally onto a rigid, adjustable device contained in an acrylic box, so as to remain in a standing position, with the flattest, largest border oriented upward. To facilitate penetration of the \varnothing 1.1mm drill in preparation for thermocouple placement and of the starter drill (\varnothing 2.0mm) into the main osteotomies, the sharpest borders were planed down to provide a precise surface and standardized distances for drilling (Fig. 2A). Cortical thicknesses in the 2.0-3.0mm (\pm 0.5) range were confirmed on periapical radiographs with the paralleling technique and using digital calipers on the ends of the bone segments. On each segment, 20 holes, 10 to 5mm and

10 to 13mm deep, were drilled collateral to the main osteotomies for placement of type T thermocouples (Fig. 2B).

2.3 Equipment and site preparation

An implant motor (NSK SurgPro Motor System, Japan) was coupled to an industrial robot (Fanuc LR Mate 200iC Series, Fanuc Robotics America, USA) programmed specifically to perform systematic, precise instrumentation along the vertical and horizontal axes. The controlled variables were: a) maximal axial loading (57N); b) feed rate (2mm/s forward, 4mm/s reverse); c) drilling time (4m55s for the \varnothing 2.0mm and \varnothing 3.0mm drills, consisting of intermittent vertical movements down to 13mm, and 1m22s for the \varnothing 2.0/3.0mm pilot drill, consisting of a single 5mm advancement); and d) total duration of the drilling series, consisting of 10 osteotomies for 11m12s. The implant motor parameters were: rotation speed (800rpm), torque (45Ncm), and external irrigation (40ml/min) or absence of irrigation (50% of osteotomies).

To simulate movements performed in clinical practice with a view to osseointegration [3] and comply with the recommendations of the drill manufacturer, the robot was programmed to perform back-and-forth strokes along the z-axis at 1-second intervals. At central sites, drilling was started with the \varnothing 2.0mm drill, using four 1-second stops, and finished with the \varnothing 3.0mm drill, also using four stops (Table 1). From subgroup 1 (10 preparations) through subgroup 5, 150 holes were drilled in each group, for a total of 450 main osteotomies and 900 parallel tunnels, equidistant and orthogonal to the surface, with lateral walls 1.5mm from the central holes for \varnothing 2.0mm drills and 1.0mm for the pilot and \varnothing 3.0mm twister drills (Fig. 3A).

2.4 Irrigation and moisture

To assess the influence of cutting fluid on heat dissipation during osteotomy, as reported in several studies [5-10,12,16-18,24-27,29,30-34], an external irrigation system

was used in 50% of preparations. No irrigation was used in the other 50% of sites. During thermocouple placement, specimens were kept moist with gauze pads soaked in saline solution (Fig. 3B). Room temperature ($21\pm 5^{\circ}\text{C}$) and relative humidity were recorded at each sequence by a temperature sensor placed within the acrylic box (resolution 0.1°C / $1\%\text{RH}$) and coupled to a digital thermo-hygrometer (Incoterm[®]).

2.5 Temperature measurement system

Thermocouples were connected to a data acquisition/switch unit (Agilent Technologies[®] 34970A, CA, USA) through a 20-channel multiplexer (model 34901A) with simultaneous channel switching at every second. Changes in temperature and duration reflected on bone walls were measured at two depths (5 and 13mm) by the multiplexer (maximal response time 0.2s) and monitored using BenchLink Data Logger software (Agilent Technologies[®], CA, USA). Using data collected before drilling, baseline temperature (BT) were obtained for each series of preparations in each of the 15 working subgroups. Thermal variation (ΔT) was calculated using the formula $\Delta T = t_1 - t_0$, where t_1 is the mean temperature ($^{\circ}\text{C}$) measured during 10 osteotomies and t_0 is the BT of the specimen before preparations. The temperature data obtained at each second of the experiment were used to construct 135 spreadsheets. All means obtained for the 45 subgroups were treated in a one-way analysis of variance model in IBM SPSS Statistics for Windows, version 20.0.

3. RESULTS

3.1 Irrigated preparations

- The mean temperatures of the irrigated osteotomies remained below physiological limits, with the highest mean temperature (22.0°C) obtained in the ZG group (Tab. 2).

- At the 5mm depth, the variables number of holes, drill material, and drill diameter did not influence ΔT from baseline ($p=0.686$).
- When analyzed separately, the 3.0mm diameter was associated with greater significance at the 5mm ($p<0.001$) and 13mm depths ($p=0.029$).
- The peak temperatures reached were as follows, in sequence: SG, 67.6°C at 5mm; ZG, 52.1°C at 13mm; EG, 32.0°C at 13mm (Tab. 3) (Fig. 4).
- On comparison of the three tested materials with $\varnothing 3.0$ mm drills, the greatest ΔT was observed in group ZG (2.7°C) at 5mm and in group EG (2.8°C) at 13mm (Tab. 4).

3.2 Non-irrigated preparations

- The mean temperature at 5mm was influenced by the EG material ($p=0.008$).
- Statistical significance was achieved for the variable number of holes in preparations made with EG drills at the 13mm depth ($p=0.003$).
- On comparison of the tested materials with $\varnothing 3.0$ mm drills, the greatest ΔT was observed in EG at 5mm (4.5°C) and 13mm (5.5°C) (Tab. 4).
- The peak temperatures reached were as follows, in sequence: SG, 79.6°C at 13mm; EG, 73.2°C at 13mm; ZG, 70°C at 5mm (Tab. 3) (Fig. 4).
- The time to return to BT after reaching peak temperature never exceeded 10 seconds, regardless of irrigation.

4. DISCUSSION

Despite many publications [3-8] on drill-related bone heating in implant dentistry, questions remain as to the causal agent of osseointegration failures [16,29-31]. The factors responsible for overheating of the surgical wound bed include the cutting power of drill bits, which appears to depend on drill material and surface treatment [27]. However, a recent systematic review [32] concluded that heat generation during osteotomy is multifactorial, and its nature and complexity have yet to be fully elucidated. Some variables related to the experiment at hand will be discussed separately in the interest of clarity.

4.1 Use of irrigation

Analysis of the mean temperatures obtained with external irrigation revealed that these temperatures were well within known thermal tolerance limits (44 to 47°C) [2,6,7]. Due to the reading method employed, an influence of irrigation on results could be detected even at the low range of values measured. At the highest mean temperature (23.8°C), which was recorded while drilling with the \varnothing 3.0mm ceramic bit (ZG), without irrigation, at a depth of 5mm, the difference in temperature was 5°C as compared to the irrigated preparations (18.8°C). Irrigation influenced parameters across all groups of materials (Tab. 2), corroborating other investigations on heat generation under similar conditions [12,23,24].

The most substantial peak temperatures were also reached in the non- irrigated preparations, with the highest peak temperature (79.6°C) recorded in the DLC-coated steel group (SG). Major differences were detected between the irrigated and non-irrigated groups (Fig. 4), particularly in the experimental steel group (EG), which exhibited the

greatest change in temperature (32.0°C/73.2°C). These high temperatures corroborate the findings of Matthews and Hirsch [5], who found that all forms of irrigation tested effectively reduced intraosseous heat. However, the duration of peak temperatures in the present study was worthy of note; return to BT occurred within no more than 10 seconds, confirming rapid dissipation of generated heat in the bovine rib model [15].

4.2 Drill material and depth

Comparison between the ceramic material (ZG) and steel was possible for the $\emptyset 2.0/3.0$ mm pilot and $\emptyset 3.0$ mm twister drills. As a result of the continuous movement of the pilot drill, which has a 3mm guide but an actual cutting depth of 2.0mm, the highest temperatures were recorded in cortical bone, both in SG (23.2°C) and in ZG (22.6°C). Therefore, in irrigated preparations, the greatest ΔT from baseline occurred with the $\emptyset 3.0$ mm ceramic drill (2.7°C) and in the experimental steel (EG) group at 13mm (2.8°C). Without irrigation, the greatest ΔT was observed in EG (5.5°C at 13mm and 4.5°C at 5mm) (Box 3). These results are consistent with those of Harder et al. [24], who reported slight temperature elevation at a depth of 4mm with ceramic drill bits.

This minor discrepancy in relation to steel may be justified by the low conductivity of ceramic materials, which leads to a buildup of heat in the zone of friction [24], or because these materials prevent dissipation of thermal energy through the drill [26,30]. This is one of the reasons why stainless steel drills outperform ceramic (ZrO_2) bits in the bovine femur [33]. Differences in heat generation with ceramic drills on the surface of preparations in the work of Sumer et al. [23] may be explained by the higher cortical density of the femur, although they did not correlate with bur material in deeper osteotomies. To Moshiri et al. [26], temperature changes did not correlate with material, but rather with osteotomy depth, although more heat was generated at the bone surface with ATZ ceramic drills. To Haid [25], in turn, not only the composition but also the design of three-flute ceramic burs are associated with higher temperatures and drilling times.

4.3 Drill diameter and geometry

The heat generated during osteotomy is associated with ability to remove the bone particles produced during drilling (chips), which, in turn, depends on drill design [22]. In bovine femur models, the three-flute drill bit geometry has been shown to combine cutting efficiency with increased heat-dissipating capacity [11,34]. Differences in temperature are also found between different geometries with the same diameter, both in drills and in bone reamers [35].

Of the three drill models used in the experiment, the ZG \emptyset 3.0mm drill generated the most heat (23.8°C) (Box 1). The three-flute twist-type (helical) drill achieved statistical significance at both depths (5 and 13mm). This diameter was associated with the highest mean temperatures and with the highest peak temperatures, regardless of irrigation. Hence, the \emptyset 3.0mm drill geometry appears to be associated with greater heating at the apical part of bone preparations, which corroborates the findings of Scarano et al. [14], but contradicts those of Oh et al. [36], who recorded less of a temperature increase with triflute drills as compared with a \emptyset 2.0mm helical drill, even during single-step bone preparations.

4.4 Feed rate

The low temperature variation obtained with ceramic drills in the bovine rib in a previous experiment by Oliveira et al. [13] may also be explained by lower axial loading and a slower feed rate. In all bone models researched, an increased feed rate influences results, as it mitigates the effects of temperature elevation on bone tissue [21,37]. Carneiro et al. [33] recorded lower temperatures at higher feed rates and cutting parameters (45mm/min and 2500rpm) due to a reduced time for heat dissipation, while high rotation speeds reduced the milling force and, consequently, the feed force.

To evaluate other factors involved in heating, in the present investigation, this variable was controlled by robot movements along the z-axis; the feed rate and withdrawal rate remained constant at 120mm/min and 240mm/min respectively.

4.5 Axial loading

Some investigators [5,38] have reported that the temperatures obtained at cortical bone walls are inversely associated with drilling force. Brisman [39] obtained a reduction in peak temperatures in cortical bone by increasing axial loading or maximizing the cutting rate.

In pilot studies performed before the experiment, worst-case drilling conditions – absence of irrigation; old, worn drills – were simulated in bovine specimens, with other drilling parameters remaining constant. Under these conditions, the maximum axial loading achieved was 57N, as determined by the robot arm coupled to the micromotor and contra-angle. Loading variation was found to be directly related to bone density and drill cutting power.

4.6 Reading method

Although the use of thermocouples for intraosseous temperature reading has been well documented [7,11,24], these heat sensors have several limitations, and are only able to provide information on changes in temperature at walls close to the drill [33,34]. Obtaining temperature readings in the cutting zone itself, at the flute-bone interface, remains a challenge [38,40].

During the experiment, low temperature values were demonstrated by the reading method and equipment used for data acquisition. While preparations were performed bordering two temperature sensors, at depths of 5 and 13mm (one at 1.5mm for the \varnothing 2.0mm drill and one at 1mm for the \varnothing 2.0/3.0mm pilot and \varnothing 3.0mm twister drills),

switching was simultaneous for all 20 channels; thus, mean temperatures for each subgroup had to be used for analysis. To address this methodological limitation, some authors have used infrared thermography [15,21,35,36], thermistors [12], or fluoroptic thermometers [40] in an attempt to record heating in real time.

4.7 Number of uses and temperature

A study [16] of more than 100 drilling osteotomies performed using drills with different alloys and coatings concluded that drill design, material type, and mechanical properties significantly affect cutting efficiency and durability, but with no significant increase in temperature. However, a positive correlation between increasing temperature and number of drill uses has been reported [11,13,14,18,19,23,24]; this is consistent with the fact that repeated use progressively increases wear, thus decreasing cutting efficiency and, consequently, generating more heat [32,33,36,38,40].

As it was represented in all three groups and due to mechanical demands, the $\emptyset 3.0\text{mm}$ drill was selected for this analysis. After 50 exposures to mechanical demands (subgroup 5) under irrigation, the ceramic group (ZG) had the highest means, whereas the experimental steel group (EG) had the lowest (Tab. 4). Therefore, the EG group had the best thermal performance, as temperatures reduced with use. This finding contradicts studies [13,16] that have associated repeated use with increased heat generation and decreased cutting efficiency. However, in non-irrigated preparations, the opposite outcome was found: steel (SG) drills reduced temperature. Thus, a positive correlation was found among temperature, number of holes drilled, and irrigation, both for the $\emptyset 3.0\text{mm}$ steel (SG) drills and for ceramic (ZG) drills.

4.8 Drill life

Highly used drills are expected to exhibit wear proportional to their use, which decreases cutting efficiency [10,11,13]. However, there has been little discussion of

changes in the sharpness or cutting power of drills with use, and little research into the correlation between loss of cutting power and drill material [20,22], with clear criteria to determine the life of the drill [17,32]. This topic requires further, specific investigations.

5. CONCLUSION

- Temperatures during osteotomy were influenced by material, irrigation, diameter, drill geometry, depth, and number of uses.
- As a result of the data acquisition method employed, mean temperatures were within the physiological limits of tolerance (44-47°C), regardless of irrigation.
- The $\varnothing 3.0\text{mm}$ triflute twister (helical) drill was associated with the highest mean and peak temperatures, regardless of irrigation. The greatest thermal variation (ΔT) occurred with experimental steel (EG) drills, both at the 5mm and at the 13mm depths.
- After 50 exposures of the $\varnothing 3.0\text{mm}$ drill to mechanical demands under irrigation in this bovine rib model, drills in the ceramic group (ZG) had the highest temperature means, whereas those in the experimental steel group (EG) had the lowest.
- Statistically significant mean temperatures were observed for EG drills ($p=0.008$) and for $\varnothing 3.0\text{mm}$ twister drills, with or without irrigation ($p<0.001$).
- The highest peak temperatures were achieved with steel drills (SG), both under external irrigation (67.6°C) and without it (79.7°C); however, the time to return to baseline temperature (BT) never exceeded 10 seconds.

TABLES

Table 1 – Drilling parameters: drill sequence, depth (mm), type of cycle, and duration of 10 preparations in bovine ribs.

Drill sequence	Depth (mm)	Drilling cycle	Time (min)
1st \varnothing 2.0mm twister	13	4 stops	04:55
2nd \varnothing 2.0/3.0 pilot	5 (2)*	continuous	01:22
3rd \varnothing 3.0mm twister	13	4 stops	04:55

* Single 5mm cut (3mm guide and 2mm actual cutting depth).

Table 2 – Mean temperatures ($^{\circ}$ C) obtained with the three tested drill types at two cutting depths, with and without external irrigation.

Mean Temperature ($^{\circ}$ C) vs. Irrigation vs. Depth vs. Diameter							
Groups	Irrigation	Helical \varnothing 2.0mm		Pilot \varnothing 2.0/3.0mm		Helical \varnothing 3.0mm	
		5mm	13mm	5mm	13mm	5mm	13mm
SG	With	21.98	21.33	21.69	21.14	21.30	21.07
	Without	22.77	22.49	23.17	23.10	22.57	22.24
ZG	With	22.00	21.99	21.90	21.81	21.96	22.01
	Without	22.22	22.18	22.62	22.49	23.64	23.84
EG	With	19.56	20.34	19.26	19.86	18.82	19.54
	Without	21.23	21.91	21.53	22.33	22.45	23.42

Table 3 – Peak temperatures (°C) reached in all groups of variables

Peak temperature vs. Irrigation vs. Diameter vs. Depth				
Temperature (°C)	Irrigation	Groups	Drill \emptyset	Depth
79.65	Without	*SG	3.0	13mm
73.21		*EG		
69.95		*ZG		
67.60	With	SG	3.0	5mm
52.08		ZG		
32.04		EG		

* Experiments without irrigation

Table 4 – \emptyset 3.0mm drills: DLC-coated steel (SG), ATZ ceramic (ZG), and experimentally treated steel (EG). Thermal variation (ΔT) after 50 uses.

Material vs. Depth vs. Irrigation vs. ΔT (°C)					
Group	Baseline temp. (°C)	5mm	13mm	Difference, 5	Difference, 13
SG	19.28	21.30	21.07	2.02	1.79
*w/i	19.97	22.57	22.24	2.60	2.27
ZG	19.34	21.96	22.01	2.2	2.67
*w/i	20.32	23.64	23.84	3.32	3.52
EG	16.78	18.82	19.54	2.04	2.76
*w/i	17.94	22.45	23.42	4.51	5.48

* w/i= Experiments without irrigation

REFERENCES

- [1] Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA and Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, 1981;52:155-170.
- [2] Eriksson A, Albrektsson T, Grane B and McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg*, 1982;11:115-121.
- [3] Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S and Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*, 1983;4:25-28.
- [4] Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1972;9:1-80.

- [5] Matthews LS and Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am*, 1972;54:297-308.
- [6] Eriksson RA and 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.
- [7] Eriksson RA and Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg*, 1986;44:4-7.
- [8] Sharawy M, Misch CE, Weller N and Tehemar S. Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg*, 2002;60:1160-1169.
- [9] Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: A review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999;14:127-136.
- [10] Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME and Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004;19:335-349.
- [11] Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA and Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg*, 2006;64:265-269.
- [12] Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E and Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res*, 2009;20:294-298.
- [13] 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 Implants Res*, 2012;23:963-969.
- [14] Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Di Donato L, Romani GL and Merla A. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2011;13:319-323.
- [15] Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S and Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: Heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992;7:212-219.
- [16] Strbac GD, Unger E, Donner R, Bijak M, Watzek G and Zechner W. Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model. *Clin Oral Implants Res*, 2014;25:665-674.
- [17] Allsobrook OF, Leichter J, Holborrow D and Swain M. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2011;13:244-254.
- [18] Paterno Junior D, Joly JC and Abrão CV. [Evaluation of bone heating and drill wear of different dental implant systems: in vitro study]. *Rev Implant News*, 2011;8:601-608.

- [19] Carvalho AC, Queiroz TP, Okamoto R, Margonar R, Garcia IR, Jr. and Magro Filho O. Evaluation of bone heating, immediate bone cell viability, and wear of high-resistance drills after the creation of implant osteotomies in rabbit tibias. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011;26:1193-1201.
- [20] Sartori EM, Shinohara EH, Ponzoni D, Padovan LE, Valgas L and Golin AL. Evaluation of deformation, mass loss, and roughness of different metal burs after osteotomy for osseointegrated implants. *J Oral Maxillofac Surg*, 2012;70:e608-621.
- [21] Augustin G, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D and Babic S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *Int Orthop*, 2012;36:1449-1456.
- [22] Batista Mendes GC, Padovan LE, Ribeiro-Junior PD, Sartori EM, Valgas L and Claudino M. Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant Dent*, 2014;23:188-194.
- [23] Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU and Yenisey M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J Oral Maxillofac Surg*, 2011;69:1350-1354.
- [24] Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A and Kern M. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2013;51:74- 78.
- [25] Haid UPB. Vergleichende thermografische studie zur temperaturentwicklung im kortikalen knochen beim fräsen eines implantatlagers [Dissertation]. Germany: Universität Regensburg, 2012.
- [26] Moshiri Z, Roshanaei G, Vafaei F and Kadkhodazadeh M. Evaluation the effect of drill type on heat generation in implant drilling site. *Res J Med Sci*, 2013;7:118-122.
- [27] Yacker MJ and Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996;11:634-638.
- [28] Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D and Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 1995;74:608-612.
- [29] Kim SJ, Yoo J, Kim YS and Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci*, 2010;18:522- 527.
- [30] Gehrke SA, Loffredo Neto H and Mardegan FE. Investigation of the effect of movement and irrigation systems on temperature in the conventional drilling of cortical bone. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2013;51:953-957.
- [31] Gaspar J, Borrecho G, Oliveira P, Salvado F and Martins dos Santos J. Osteotomy at low-speed drilling without irrigation versus high-speed drilling with irrigation: An experimental study. *Acta Med Port*, 2013;26:231-236.
- [32] Mishra SK and Chowdhary R. Heat generated by dental implant drills during osteotomy-a review: Heat generated by dental implant drills. *J Indian Prosthodont Soc*, 2014;14:131-143.

[33] Carneiro MB, Sousa MN, Machado ÁR and Luiz NE. [Analyse of drilling process of bone site dental implant using response surface and multiresponse]. VI Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação. Caxias do Sul – Brazil, 2011.

[34] Cordioli G and Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1997;12:186-193.

[35] Prabhu KS. Improved bone drilling process through modeling and testing [M.S.]. USA: University of Florida; 2007.

[36] Oh HJ, Wikesjo UM, Kang HS, Ku Y, Eom TG and Koo KT. Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: A pilot study. *Clin Oral Implants Res*, 2011;22:722-726.

[37] Shin HC and Yoon YS. Bone temperature estimation during orthopaedic round bur milling operations. *J Biomech*, 2006;39:33-39.

[38] Abouzgia MB and James DF. Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1997;12:342-353.

[39] Brisman DL. 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.

[40] Laurito D, Lamazza L, Garreffa G and De Biase A. An alternative method to record rising temperatures during dental implant site preparation: A preliminary study using bovine bone. *Ann Ist Super Sanita*, 2010;46:405-410.

FIGURES

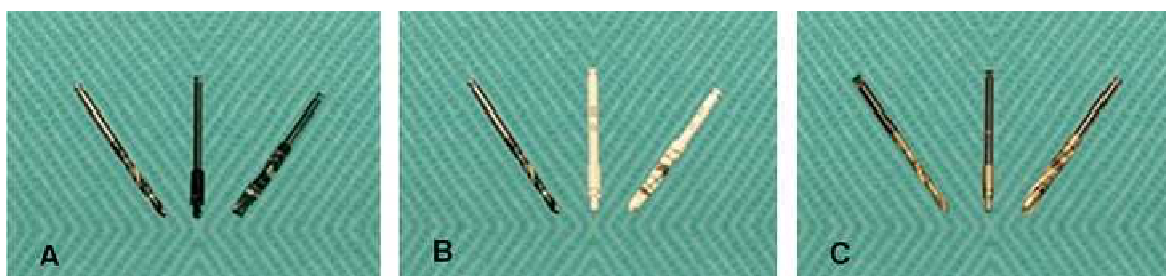


Fig. 1 – **1A)** DLC-coated steel drills (SG). **1B)** Mixed group (ZG) – two ATZ ceramic drills ($\varnothing 2.0/3.0$ mm pilot and $\varnothing 3.0$ mm twister) and one DLC-coated steel drill ($\varnothing 2.0$ mm); **1C)** EG group, experimental acid-treated steel drills.

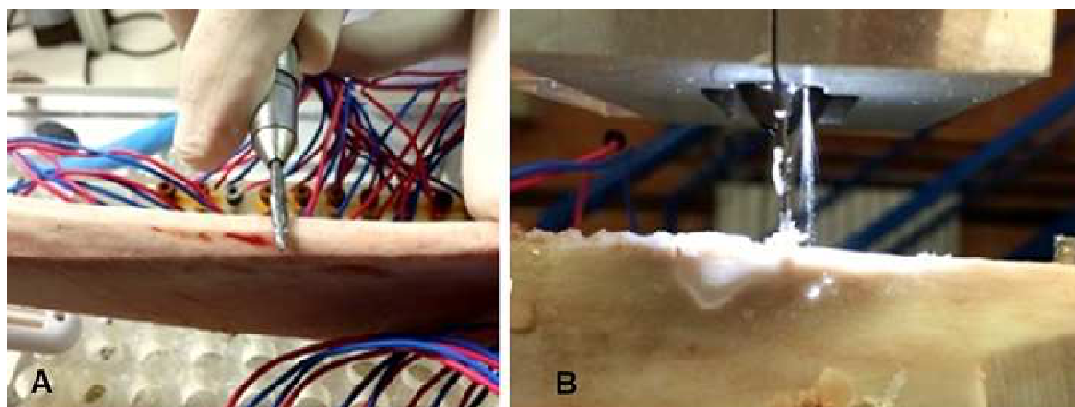


Fig. 2 – 2A) Decortication of the sharpest edge with a maxicut bur; **2B)** Preparation of tunnels for thermocouple placement with the $\varnothing 1.1\text{mm}$ drill.

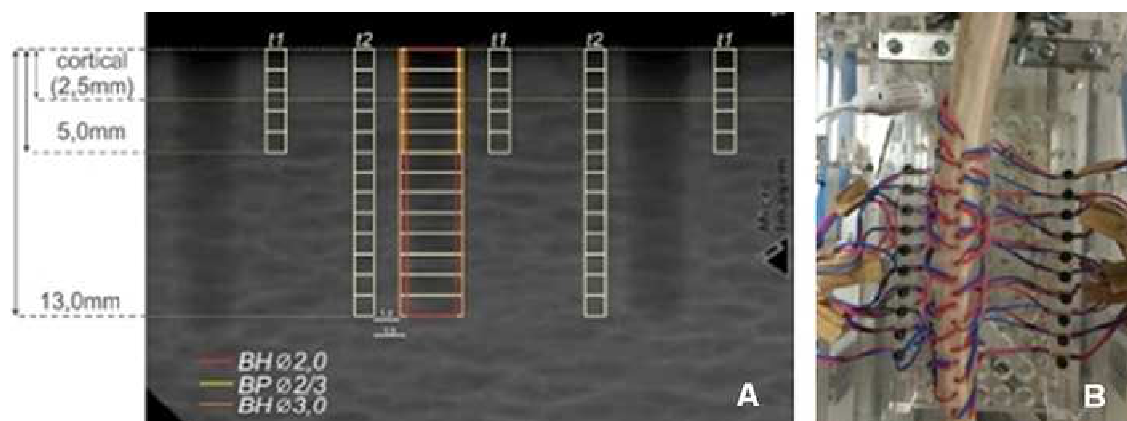


Fig. 3 – 3A) Radiographic schematic of parallel tunnels; **3B)** Specimen prepared for osteotomies. BH = helical (twister) drill; BP = pilot drill.

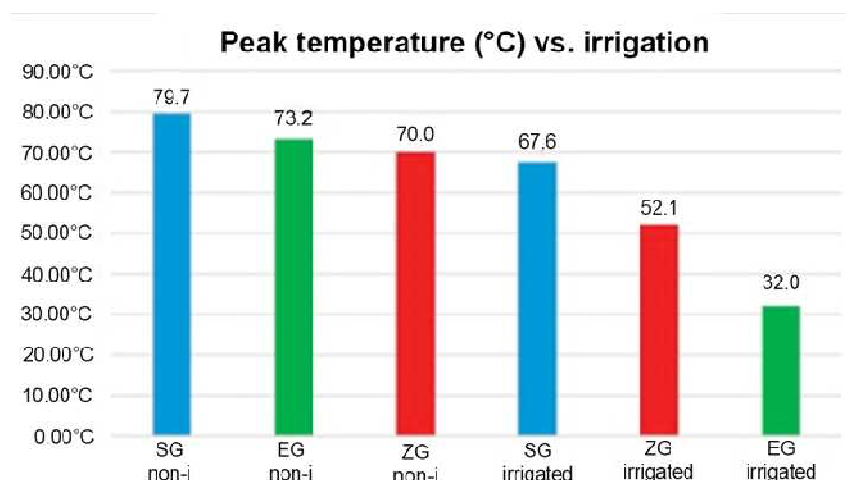


Fig. 4 – Peak temperatures ($^{\circ}\text{C}$) reached in all experimental groups.

5.2 Artigo científico 2- Elaborado conforme as normas da revista *Journal of Biomedical Materials Research, part B: Applied Biomaterials*.

Análise comparativa da geração de calor entre diferentes tipos de brocas usadas em Implantodontia: um estudo *in vitro* padronizado com uso de costelas bovinas.

Comparative analysis of cutting efficiency and surface maintenance between different types of implant drills: an in vitro study.

Celso J. Hochscheidt,¹ Roberto H. Shimizu,² Augusto R. Andrighetto,³ Rodrigo Pierezan,⁴ Geninho Thomé,⁵ Rafael Salatti⁶

¹Master of Sciences in Implant Dentistry, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Curitiba, PR, Brazil

Rua Coronel Bittencourt, 618, Centro - 84010-290 - Ponta Grossa, PR - Brazil

Phone: +55-42-3025.6762

E-mail: dr.celsohochscheidt@gmail.com

²Doctor of Sciences in Orthodontics, Universidade Estadual Paulista (UNESP),

Araraquara, SP, Brazil

Rua Jacarezinho, 656, Mercês - 80710-150 - Curitiba, PR - Brazil

Phone: +55-41-3595.6000

E-mail: robertoshimizu@yahoo.com.br

³Doctor of Sciences in Orthodontics, Universidade de São Paulo (USP), SP, Brazil

Rua Jacarezinho, 656, Mercês - 80710-150 - Curitiba, PR - Brazil

Phone: +55-41-3595.6000

E-mail: arandri@gmail.com

⁴Master of Sciences in Production and Systems Engineering, Professor, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR); Instructor, Sociedade Ensino Técnico (Ensitec), Curitiba, PR, Brazil

Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho - 80215-901 - Curitiba, PR - Brazil

Phone: +55-41-3271.1385

E-mail: rodrigo_pierezan@hotmail.com

⁵Doctor of Dental Surgery, Research Center São Leopoldo Mandic Dental; R&D Director, ILAPEO; Chief Scientific Officer, Neodent Osseointegrated Implants, Curitiba, PR, Brazil

Av. Juscelino Kubitschek de Oliveira, 3291 - 81270-200 - Curitiba, PR - Brazil

Phone: +55-41-2169.4005

E-mail: drqt@neodent.com.br

⁶Analyst, Department of Research, Development, and Innovation, Neodent Osseointegrated Implants, Curitiba, PR, Brazil

Av. Juscelino Kubitschek de Oliveira, 3291, Cidade Industrial - 81270-200 - Curitiba, PR –

Brazil - Phone: +55-41-2169.4000

E-mail: rsalatt@neodent.com.br

Author to whom reprint requests should be sent:

Celso J. Hochscheidt

Rua Coronel Bittencourt, 618, Centro - 84010-290 - Ponta Grossa, PR - Brazil

Phone: +55-42-3223.4438

dr.celsohochscheidt@gmail.com

ABSTRACT

This study evaluated cutting efficiency (CE) and linear wear of dental implant drills after 450 standardized osteotomies on bovine ribs. DLC-coated steel drills (SG), acid-treated steel drills (EG), and ceramic drills (ZG) were divided into subgroups according to the number of uses (0, 10, 20, 30, 40, or 50), in sequence: Ø2.0mm two-flute twist drill, Ø2.0/3.0mm pilot drill, and Ø3.0mm triflute twist drill. Axial loading, feed rate, and timing were robot-controlled, whereas torque, rotation, and irrigation were provided by an implant motor. After osteotomies, drilling time for the Ø2.0mm drill increased 10.2% in SG and 10.9% in ZG ($p<0.001$); for the Ø3.0mm drill, drilling time increased 30.6% on average in SG ($p=0.016$), 8.5% in ZG, and did not increase in EG. The greatest wear occurred in Ø2.0mm drills after 50 uses. Ceramic (ZG) drills (Ø3.0mm) exhibited only edge chattering, as confirmed on SEM. Therefore, after 50 exposures to mechanical loads, twist SG and ZG drills lost CE, whereas cutting and thermal performance improved in EG; the Ø2.0mm drill exhibited the most signs of wear, proportional to use. The CE and wear findings obtained suggest that the life of these drills exceeds 50 osteotomies.

Keywords: Osteotomy, Qualitative analysis, Performance testing, Dental implants, Tribology.

Running Head: Implant drill cutting efficiency and wear after multiple uses.

INTRODUCTION

The success of bone fixation depends directly on the cutting power and friction heat generated by drills or burs during surgical wound bed preparation,^{1,2} which, in turn, appear to be related to the component material and surface treatment of the cutting tool.³ Furthermore, it is known that a minimally traumatic surgical technique is an essential prerequisite for successful osseointegration.^{1,4}

With advances in materials engineering, several technologies have renewed the practice of implant dentistry, such as new surface treatments that increased drill efficiency and durability.^{5,6} Currently, dental implant preparation^{5,6} is often performed using stainless

steel drills coated with titanium nitride (TiN) or diamond-like carbon (DLC), and, more recently, with ceramic drills.⁷ Ceramic materials have several physicochemical advantages, such as resistance to abrasion, corrosion, and high temperatures, as well as low chemical affinity.^{8,9} Some combinations of zirconia with yttrium and magnesium oxides have improved its mechanical properties, increasing cutting power, fracture strength, and wear resistance, while providing an elastic modulus similar to that of steel and excellent biocompatibility.¹⁰⁻¹⁴ Mixed ceramics, such as aluminum-toughened zirconia (ATZ), provide substantially improved flexural and fracture strength.^{15,16}

Several studies have evaluated materials for dental implant drilling and milling tools with a view to improved cutting efficiency and durability,¹⁷⁻²³ but few studies have drawn correlations between different drill materials and geometries and bone heating.^{6,7,11,14,24,25} Furthermore, there is no consensus among manufacturers and practitioners as to the relationships between material, drill geometry, or cutting capacity and the life of the cutting tool, only subjective or empirical criteria for osteotomy performance.^{18,26}

The present experimental *in vitro* study assessed the cutting efficiency of three groups of drills used in dental implant preparation: DLC-coated steel, experimentally acid-treated steel, and ATZ ceramic drills. We also analyzed the wear, thermal performance, and life of these different materials after performance of up to 50 standardized osteotomies in bovine rib specimens.

MATERIALS AND METHODS

Versatile equipment was used to enable precise and repeatable drilling across all groups. A robot-controlled program (*Fanuc LR Mate 200iC*, USA) performed systematic instrumentation with the aid of an implant motor (*NSK SurgPro Motor System*, Japan) (Fig. 1). Input variables were designed to approximate clinical use and manufacturer

recommendations: a) feed rate 2mm/s forward, 4mm/s reverse, at 1-second intervals; b) drilling time 4m55s for twist drills and 1m22s for pilot drills; c) total duration of 11m12s for 10 osteotomies (Table 1); and d) maximal axial loading 57N, provided by the robot arms, implant motor, and contra-angle (20:1). The implant motor parameters were: rotation speed (800rpm), torque (45Ncm), and external irrigation (NaCl 0.9%, 40ml/min). In each specimen, the main osteotomies were preceded by 20 tunnels drilled with a Ø1.1mm bit, at two depth levels (5 and 13mm), parallel and perpendicular, for placement of *T*-type thermocouples.

Group allocation

Drills (Neodent, Curitiba, PR, Brazil) were distributed across three groups according to material and design. Group SG comprised DLC-coated steel drills (Ø2.0mm twister, Ø2.0/3.0mm pilot, and Ø3.0mm twister); group EG (experimental), the same steel drills as in SG, but subjected to an acid surface treatment; and group ZG, a Ø2.0mm DLC-coated steel drill and two ATZ ceramic drills (Ø2.0/3.0mm pilot and Ø3.0mm twister) (Fig. 2). These three groups were divided into six subgroups (SSG-0, 1, 2, 3, 4, and 5) according to the number of osteotomies performed (0, 10, 20, 30, 40, and 50 respectively). At no time were drills exposed to sterilization cycles. Prior to assessment of wear, drills were cleaned and disinfected with a 10% solution of enzymatic detergent (*Riozyme IV-Neutro*, Rioquímica, RJ, Brazil).

Animal model and specimen preparation

On the basis of similar studies,^{5,7,20,21,23,24,27} 45 bovine rib segments from traceable, certified Angus cattle were submerged in saline solution (NaCl 0.9% + ethanol 50%) and frozen (-10°C).^{24,28} Twelve hours before the experiments, specimens were thawed in a

refrigerator and kept moist for 2h at room temperature ($21\pm 2.0^{\circ}\text{C}$). The irregular upper edge was eased with a maxicut bit (WC/C) to a mean thickness of 2.5mm (± 0.5), confirmed at the ends and shafts of the bone segments, on periapical radiographs (Micro Imagem, SP, Brazil), with the paralleling technique (Fig. 3).

Drill analysis

Before the experiments, all drills were examined visually for point angle, rake or helix angle, and possible manufacturing defects under a stereo microscope (*Zeiss, SteREO Discovery.V12-100X*) (Fig. 4). After exposure to mechanical loads in the bovine specimens and final cutting efficiency tests (CE-2), drills were reassessed for potential cutting edge wear, represented by VB_{Bmax} (maximum flank wear).²⁹ A $\text{Ø}3.0\text{mm}$ triflute twist drill from subgroup SSG-5 was selected for scanning electron microscopy (SEM) analyses (*Shimadzu-SSX550*, Japan), as this drill geometry was represented in all three material groups and because of the mechanical loads to which it had been subjected in preparations down to a depth of 13mm.

Bovine rib osteotomies

To simulate movements performed in clinical practice with a view to osseointegration,³⁰ preparations were performed in a stepwise manner, starting with the $\text{Ø}2.0\text{mm}$ drill, in four back-and-forth steps, followed by the $\text{Ø}2.0/3.0\text{mm}$ drill, which was advanced once to 2.0mm, and finishing with the $\text{Ø}3.0\text{mm}$ drill, also using intermittent back-and-forth motions, to a depth of 13mm (Table 1). Osteotomies began with SSG-1 (10 preparations) and ended in subgroup SSG-5, for a total of 150 preparations per drill group, 450 central holes (osteotomies), and 900 lateral holes (tunnels for thermocouple placement) (program P1). In 50% of osteotomies, an external irrigation system was used (P2). In the remaining half, preparations were performed without any cutting fluid (P3).

Cutting efficiency (CE)

The Ø2.0 and Ø3.0mm drills were assessed in a surgical drill efficiency testing device. Drilling into a two-component polyurethane resin blank (dimensions 9.51X15.5X150mm) of known hardness (70Pcf) provided information on drilling time, mean torque, and number of turns. The controlled parameters were axial loading (1000g), rotation speed (800rpm), temperature, and relative humidity (21.5°C/53%RH) (Fig. 5). For the purposes of this study, cutting efficiency (CE) was conceptualized primarily as the duration or time (s) taken to completely drill a hole in the standard blank, disregarding energy expended by the system.

The two twister drills from each of the three material groups were analyzed in the 15 working subgroups (10 to 50 preparations or uses), before (CE-1) and after bovine rib osteotomies (CE-2). All data were analyzed in IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0, using a one-way analysis of variance model.

RESULTS

Cutting efficiency (EC) – polyurethane blank:

Drilling time – Ø 2.0mm drill (Table 2):

- In groups SG and ZG, drilling time increased 10.2% and 10.9% respectively on average (Fig. 6), a statistically significant difference ($p < 0.001$) (Table 3);
- In EG, the mean increase was 4.3%, which tended toward significance ($p < 0.066$).

Drilling time – Ø 3.0mm drill (Table 4):

- The mean increase was 30.6% in group SG and 8.5% in ZG (Fig. 7);
- In EG, there was no increase in drilling time, but significant differences were observed on between-group comparisons ($p \leq 0.006$).

Heating – Ø3.0mm drill – bovine rib:

- In irrigated preparations to a depth of 5mm, the greatest ΔT (difference in temperature) from baseline was found in ZG (2.6°C), whereas at a depth of 13mm, the greatest ΔT occurred in EG drills (2.7°C) (Table 5);
- In non-irrigated osteotomies, the greatest ΔT occurred in EG drills (4.5°C at 5mm and 5.9°C at 13mm) (Table 5).

Cutting edge wear – stereo microscope:

- The least wear occurred in Ø2.0mm steel drills, subgroup SSG-1 (10 osteotomies), with $VB_{Bmax} = 11.44\mu\text{m}$ (Fig. 8A);
- The highest VB_{Bmax} values were found in Ø2.0mm drills in subgroup SSG-5 (50 osteotomies) = 49.87 μm .
- No signs of abrasive wear were detected on ceramic (ZG) drills (Fig. 8B).

SEM analysis – Ø3.0mm drill:

- Photomicrographs at four magnifications of drills from all three material groups confirmed few instances of edge chattering in ZG (Fig. 9-14).

DISCUSSION

As many variables are associated with the cutting power and surface wear of surgical drills,^{3,31} some factors related to the experiment will be discussed separately.

Cutting efficiency (CE)

Drilling time on a reference blank of known thickness and density before and after drill use was the parameter selected for conceptualization of CE in the present study. The Ø2.0mm drills in groups SG and ZG exhibited an increase of nearly 11% in mean drilling time (Fig. 6), a statistically significant difference ($p < 0.001$) (Table 3); For the Ø3.0mm drill,

the most substantial increase occurred in SG (30.6%), and the smallest increase, in the ceramic group (ZG) (8.5%). Surprisingly, in the experimentally treated steel group (EG), there was no increase whatsoever; in fact, mean drilling times improved slightly after the osteotomies (Fig. 7). However, when each drill diameter was analyzed separately within the material groups, only the Ø3.0mm SG drill remained statistically significant ($p=0.016$). Therefore, the treated steel (SG) drills performed best in CE testing.

Another parameter assessed was mean torque (Ncm). All values declined across the subgroups as the number of osteotomies drilled increased, with the strongest evidence for the Ø3.0mm EG drill. This reduction in torque after use was expected, as reported elsewhere in the literature.^{29,32} As occurred on final analysis (CE-2), the SG and ZG twist drills exhibited the greatest percent increases in number of turns or revolutions while drilling the reference blank (Tables 2 and 4).

Although no similar CE testing model for surgical drills was found in a review of the literature, overall, the findings of this study appear consistent with what would be expected after 50 exposures to mechanical loads in bovine bone specimens. For the experimentally acid-treated steel drills (EG), however, the values obtained are suggestive of enhanced durability of cutting power.

Drill geometry and wear

A significant influence on drill CE and durability is attributed to drill design, type of material, and mechanical properties.^{5,25-27,31} During drilling with twist-type (helical) bits, the area of maximal exertion is concentrated around the point or tip, which is the area responsible for the majority of the advancement force.³² Practically no cutting takes place in this zone, which predisposes to plastic deformation and subsequent extrusion of the material toward the cutting regions of the cutting lip or major cutting edge.³² This was proven by Carvalho *et al.*,¹⁹ who obtained twice as much deformation and increased

tissue trauma when using spear drills as the first drill during sequential osteotomy of the rabbit tibia.

The geometry of the Ø2.0mm drill used in this study, with more acute point angles, facilitated drill centering onto the specimens, but was also associated with a greater concentration of cutting forces (Fig. 3A). Signs of wear (VB_{max}) measured at the cutting lips were proportional to the number of uses, and most prevalent in group SG (Fig. 9A).²⁷ Such deformation, to the point of substrate loss, is consistent with the findings of Sartori *et al.*,²¹ although greater wear was observed in the ceramic material (zirconia). Using similar methods, Mendes *et al.*²³ also found increased mean roughness in Ø2.0 and Ø3.0mm steel drills, but less wear in ceramic drills. However, unlike in the present experiment, the drills used by those authors^{21,23} were exposed to several sterilization cycles, a factor that may increase material deformation.³³

Ceramic drills

Some studies^{12,34} have shown that zirconia cutting tools are superior to steel in some aspects, including biocompatibility, less influence on temperature, less wear over use, greater flexural strength, and resistance to loading, abrasion, and corrosion.⁸⁻¹⁰ Furthermore, they retain their sharpness over long periods despite sterilization and reuse.^{6,7,23} Nevertheless, there are disadvantages, such as poor thermal conductivity, less resistance to mechanical impacts, and lower fracture strength, as well as high cost.^{6,9,34,35}

In the present study, both ATZ drill models (Ø2.0/3.0mm pilot and Ø3.0mm twist, group ZG) exhibited superior visual performance, as shown by white marking lines on the white surface of the ceramic. Regarding CE, there were no significant differences in relation to the other groups; however, the absence of wear (VB_{max}) in ceramic drills suggested improved durability in terms of maintaining sharpness, which corroborates the findings of Mendes *et al.*²³

Drill use and heating

The factors involved in friction heat generation during osteotomy are drill-dependent, operator-dependent, and patient-dependent,³¹ i.e., it is a multifactorial process, and its nature and complexity have yet to be fully elucidated.²⁶ The present experiment controlled for several variables when analyzing the influence of material and irrigation on heat generation. After 50 preparations (SSG-5) under irrigation, the experimentally treated steel (EG) group exhibited superior thermal performance. This finding contradicts some studies^{7,36,37} which have associated repeated drill use with wear, greater heat generation, and decreased CE. However, in preparations performed without irrigation, the opposite was observed: steel drills (SG) reduced temperature, while EG drills were associated with the greatest change in temperature from baseline: 4.5°C at 5mm and 5.9°C at 13mm (Table 5). Therefore, we observed a positive correlation between temperature, number of osteotomies, and drill irrigation.

Drill life

Studies of 50 or up to 100 consecutive osteotomies have failed to correlate number of uses with temperature elevation; reported values have remained within tissue tolerance limits.^{5,17,18} Although some manufacturers suggest a limited number of uses for implant drills, it is only through clinical observation that the practitioner detects a need for replacement.^{18,33} There is no consensus among manufacturers or dentists as to the working life of a drill bit, only subjective criteria for osteotomy efficiency or performance.²⁶

Wear values (VB_{Bmax}) obtained in the present experiment with up to 50 standardized preparations were within the limits set forth in the ISO 3685:1993 standard,²⁹ as confirmed by SEM analysis of a Ø3.0mm drill. This suggests that the life of drills in all three tested groups exceeds the aforementioned number of uses.

CONCLUSION

- After 50 osteotomies in bovine ribs, twist drills in SG and ZG exhibited increases in drilling time and number of revolutions, significantly reducing cutting efficiency (CE);
- EG drills performed best in terms of CE when drilling a polyurethane blank, and exhibited the least heating during osteotomy in bovine ribs;
- The least amount of wear was observed in the ZG ceramic drills ($\text{\O}2.0/3.0\text{mm}$ pilot and $\text{\O}3.0\text{mm}$ twist), which suggests superior edge durability;
- The geometry of the $\text{\O}2.0\text{mm}$ twist drill facilitated drill centering and precision during osteotomy, but was associated with signs of increased cutting edge wear, proportional to the number of uses, in all groups;
- The CE results obtained and the fact that wear (VB_{max}) was within acceptable limits suggest that the life of the tested drills exceeds 50 osteotomies.

TABLES

Table 1 – Drilling parameters: duration for a cycle of 10 preparations

Drill sequence	Depth (mm)	Drilling cycle	Time (min)
1st Ø2.0mm twister	13	4 stops	04:55
2nd Ø2.0/3.0mm pilot	5 (2)*	continuous	01:22
3rd Ø3.0mm twister	13	4 stops	04:55

* Advancing only 5mm (3mm guide and 2mm actual cutting depth).

Table 2 – Percent CE loss (%). Drilling time (s), torque (Ncm) and number of revolutions (n) in the three Ø2.0mm twist drill groups at 800rpm and 1000g load (polyurethane blank).

	Before drilling			After drilling			CE loss
	(CE-1)			(CE-2)			
	Mean			Mean			
	Duration	torque	Revolutions	Duration	torque	Revolutions	
	(s)	(Ncm)	(n)	(s)	(Ncm)	(n)	%
SG	7.48	6.89	92.95	8.23	6.82	102.11	10.2
ZG	6.98	7.35	82.12	7.74	7.28	91.44	10.9
EG	10.65	6.96	122.18	11.11	6.84	128.62	4.3

Table 3 – *P*-values of statistical tests of mean drilling times.

Type of material	<i>P</i> -value
SG	<0.001
ZG	<0.001
EG	0.066

Table 4 – Percent CE loss (%). Drilling time (s), torque (Ncm) and number of revolutions (n) in the three Ø3.0mm twist drill groups at 800rpm / 1000g axial loading (polyurethane blank).

	Before drilling			After drilling			CE loss %
	(CE-1)			(CE-2)			
	Duration (s)	Mean torque (Ncm)	Revolutions (n)	Duration (s)	Mean torque (Ncm)	Revolutions (n)	
SG	32.95	6.42	433.17	43.04	6.34	553.54	30.6
ZG	19.66	7.75	253.29	21.33	7.59	264.22	8.5
EG	7.68	5.29	81.53	7.51	5.21	84.48	-2.1

Table 5 – Mean temperatures at two depths in Ø3.0mm drills after 50 uses: DLC-coated steel (SG), ATZ ceramic (ZG), and experimentally treated steel (EG).

Change in temperature (°C) – Material vs. Depth					
Group	Temp. Baseline	5mm	13mm	Difference, 5	Difference, 13
SG	19.28	21.30	21.07	2.02	1.79
	19.97*	22.57*	22.24*	2.6*	2.27*
ZG	19.34	21.96	22.01	2.2	2.67
	20.32*	23.64*	23.84*	3.32*	3.52*
EG	16.78	18.82	19.54	2.04	2.76
	17.94*	22.45*	23.42*	4.51*	5.48*

* Denotes non-irrigated preparation groups.

FIGURES

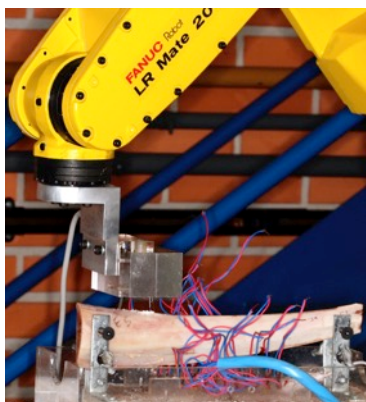


Fig. 1 – Robot used in the experiments, attached to the implant motor.

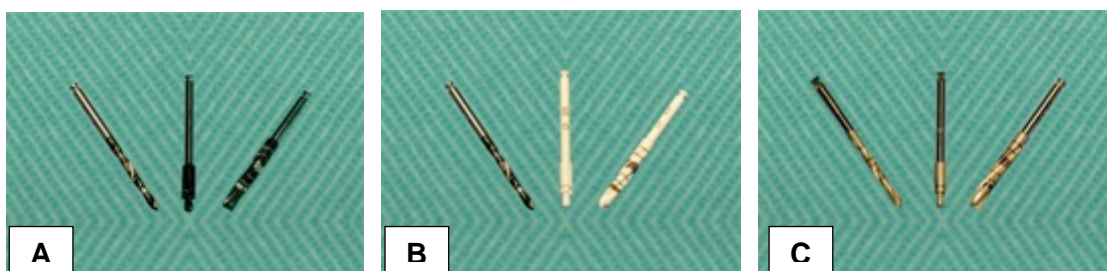


Fig. 2 – **A**, DLC-coated steel drills (SG). **B**: ZG group: two ATZ ceramic drills ($\text{\O}3.0\text{mm}$ twist, $\text{\O}2.0/3.0\text{mm}$ pilot) and one DLC-treated $\text{\O}2.0\text{mm}$ drill; **C**: EG group: experimentally acid-treated steel drills.

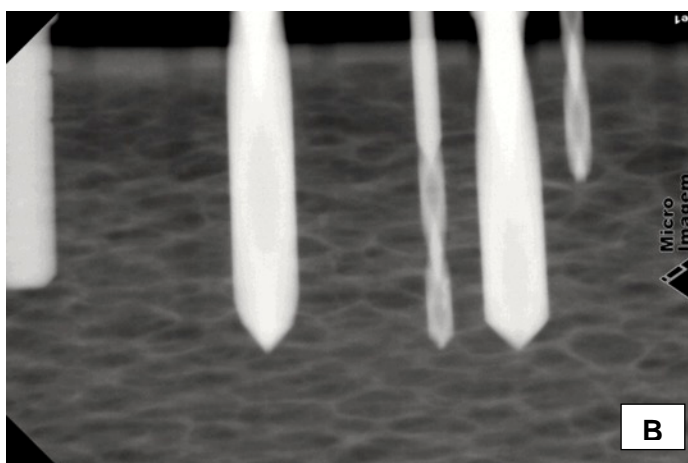


Fig. 3 – **A**, Specimen edge thickness; **B**, Radiograph of completed osteotomies, showing parallel tunnels and superior cortical height.

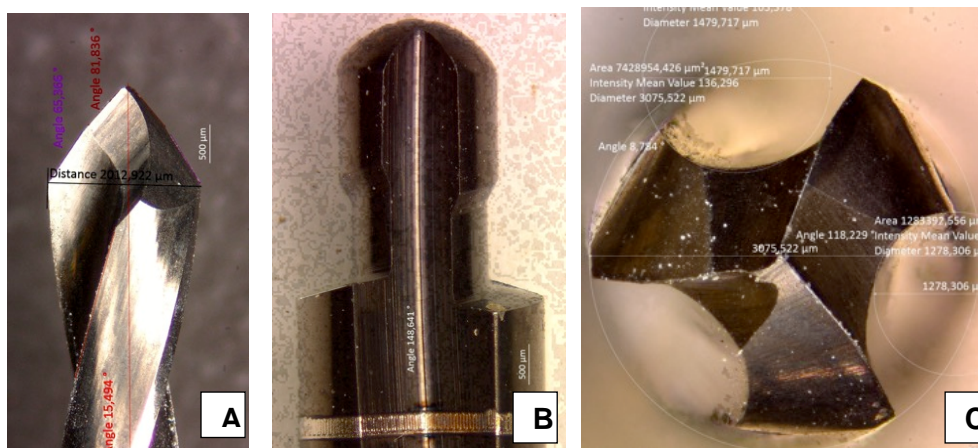


Fig. 4 – **A**, Detailed image of Ø2.0mm steel drill; **B**, Ø2.0/3.0mm pilot drill; and **C**, Ø3.0mm triflute drill, under a Zeiss stereo microscope.

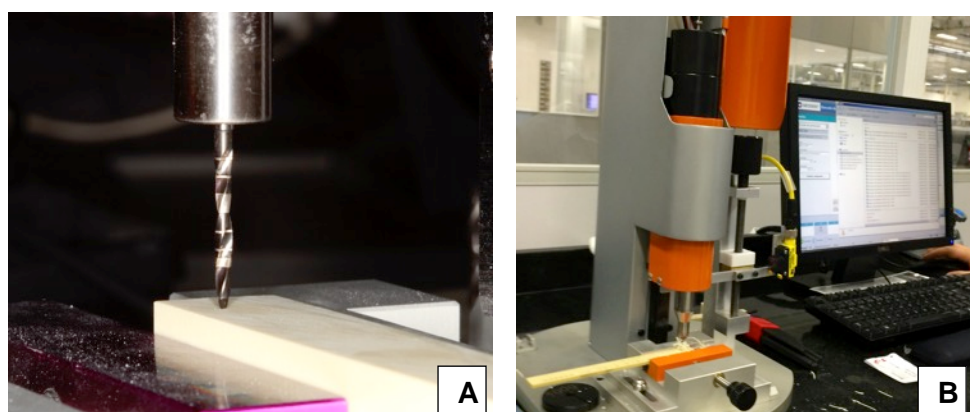


Fig. 5 – Cutting efficiency testing: **A**, before osteotomies (CE-1). **B**, After bovine rib osteotomies (CE-2).

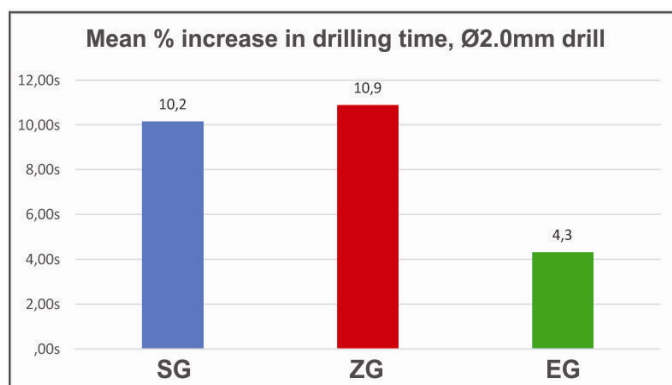


Fig. 6 – Percent increase in mean blank drilling time or CE loss in the Ø2.0mm drill after bovine rib osteotomies.

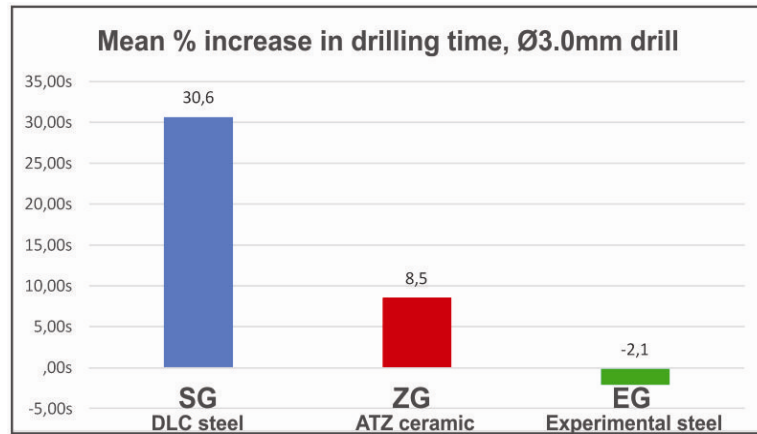


Fig. 7 – Percent increase in mean blank drilling time or CE loss in the Ø3.0mm drill after bovine rib osteotomies.

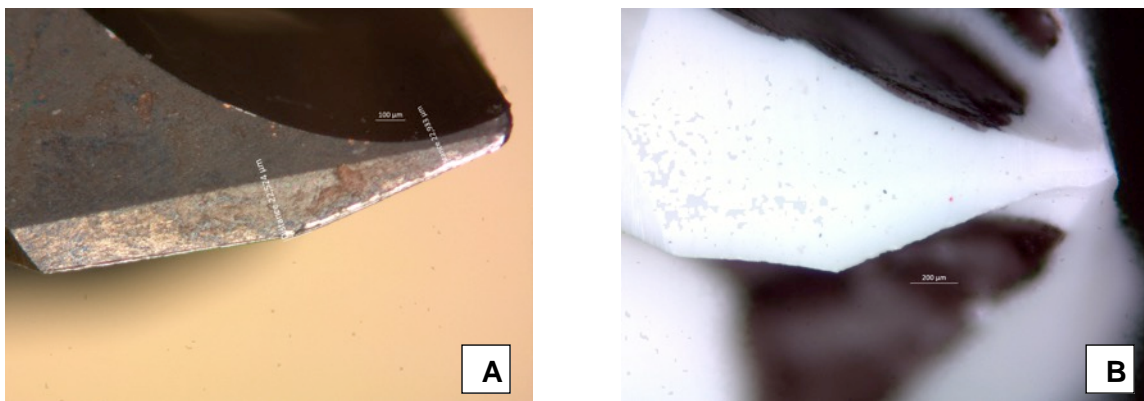


Fig. 8 – **A**, Analysis of edge wear on a cutting lip of the Ø2.0mm drill. **B** – Analysis of one of the three cutting lips of the Ø3.0mm ceramic drill, showing edge fritturing.

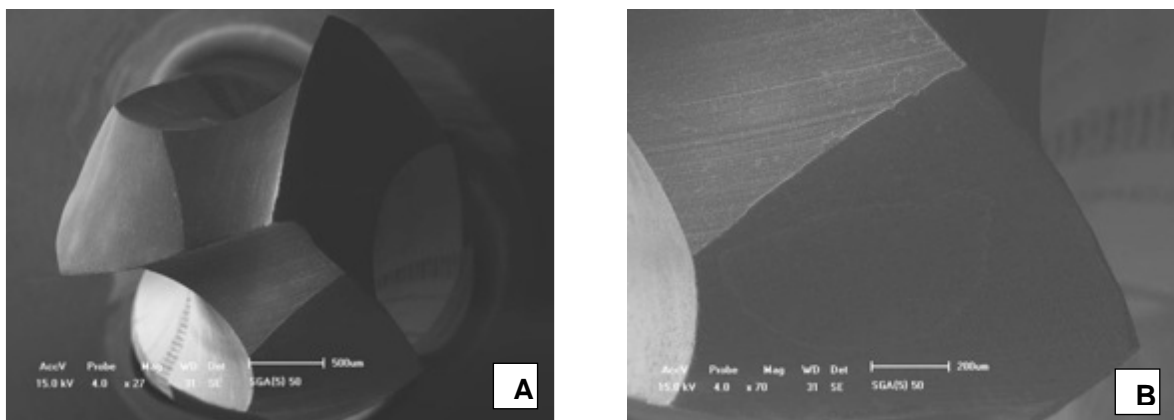


Fig. 9 – SEM micrograph of the Ø3.0mm DLC-coated steel twist drill after 50 uses: **A**, 27x magnification; **B**, 70x magnification.

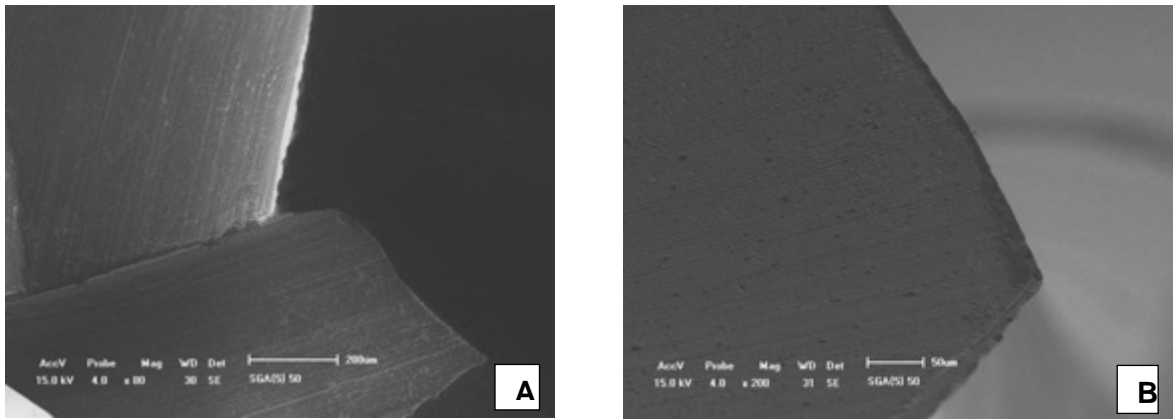


Fig. 10 – SEM micrograph of the Ø3.0mm DLC-coated steel twist drill (SG-50 uses): **A**, 80x magnification; **B**, 200x magnification.

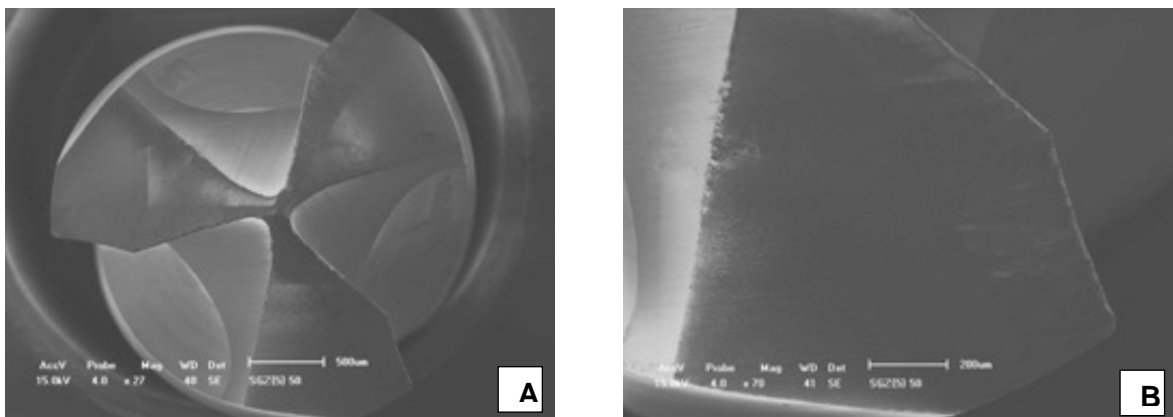


Fig. 11 – SEM micrograph of the Ø3.0mm ATZ ceramic drill (ZG-50 uses): **A**, 27x magnification; **B**, 70x magnification.

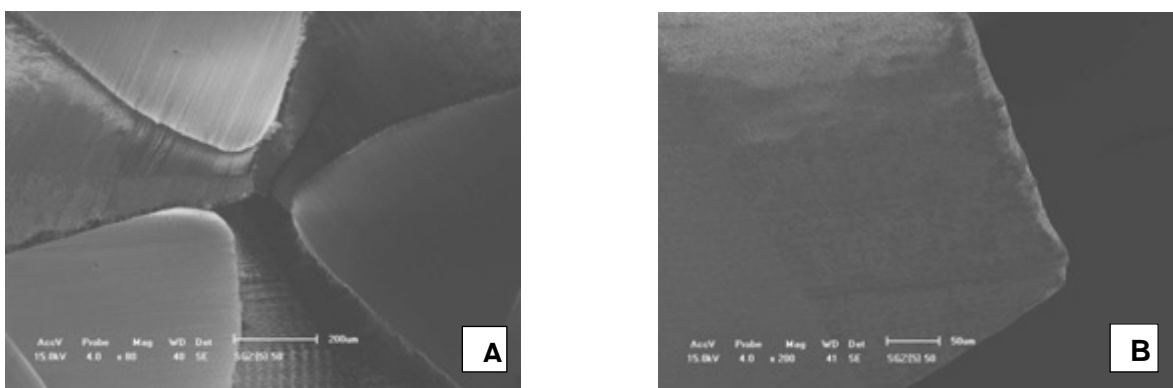


Fig. 12 – SEM micrograph of the Ø3.0mm ATZ ceramic drill after 50 uses (ZG): **A**, 80x magnification; **B**, 200x magnification. There is no evidence of wear, only edge fritting.

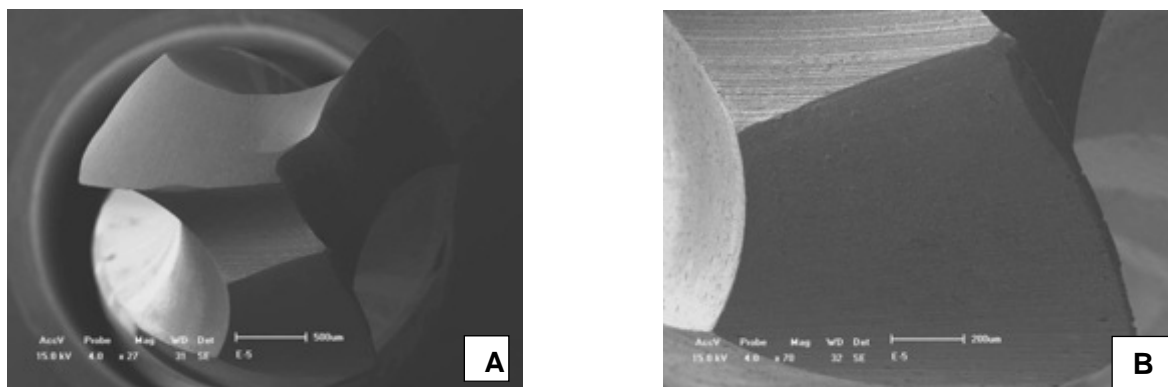


Fig. 13 – SEM micrograph of the Ø3.0mm twist drill (EG-50 uses): **A**, 27x magnification; **B**, 70x magnification.

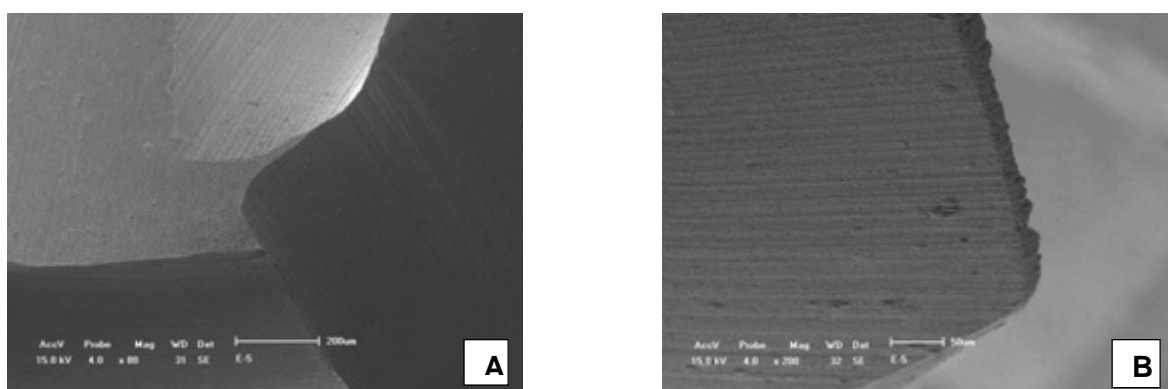


Fig. 14 – SEM micrograph of the Ø3.0mm experimental steel drill (EG-50 uses): **A**, 80x magnification; **B**, 200x magnification.

REFERENCES

1. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg* 1982;11:115-121.
2. Brisman DL. 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.
3. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:634-638.

4. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am* 1972;54:297-308.
5. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:335-349.
6. Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:1350-1354.
7. Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferres-Padro E, Hernandez-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 Implants Res* 2012;23:963-969.
8. Hochscheidt C, Alves E, Bernardes L, Hochscheidt R. [Zirconia dental implants: an alternative for today or for the future? (Part I)]. *Dent Press Implantol* 2011;4:100-110.
9. Hochscheidt C, Alves E, Bernardes L, Hochscheidt M, Hochscheidt R. [Zirconia dental implants: an alternative for today or for the future? (Part II)]. *Dent Press Implantol* 2012;4:114-124.
10. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
11. Gaertner C, Büchter A, Gehrke S, Kleinheinz J. Klinischer Einsatz von Knochenfräsen und Implantatbohrern aus Hochleistungsmischkeramik. *Quintessenz Oralchirurgie - Orale Medizin* 2005;4:325–332.
12. Bayerlein T, Proff P, Richter G, Dietze S, Fanghanel J, Gedrange T. The use of ceramic drills on a zirconium oxide basis in bone preparation. *Folia Morphol (Warsz)* 2006;65:72-74.

13. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Di Donato L, Romani GL, Merla A. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;13:319-323.
14. Haid UPB. Vergleichende thermografische Studie zur Temperaturentwicklung im kortikalen Knochen beim Fräsen eines Implantatlagers [Dissertation]. Germany: Universität Regensburg; 2012.
15. Volz U. Zweiteilig reversibel verschraubte Zirkonoxid-Implantate. *ZWP spezial* 2013;2013:22-23.
16. Hochscheidt CJ, Shimizu R, Andrighetto AR, Leme P, Salgado CV, Volz KU. [Ceramic implants - scientific evidence for its use]. *Full Dent Sci* 2014;5:535-545.
17. Carneiro MB, Souza MN, Machado AR, Luiz NE. Análise da furação de alvéolos ósseos receptores de implantes dentais utilizando superfície de resposta e multiresposta. Presented at 6º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, Caxias do Sul, Brazil, April 11-15, 2011.
18. Allsobrook OF, Leichter J, Holborrow D, Swain M. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;13:244-254.
19. Carvalho AC, Queiroz TP, Okamoto R, Margonar R, Garcia IR, Jr., Magro Filho O. Evaluation of bone heating, immediate bone cell viability, and wear of high-resistance drills after the creation of implant osteotomies in rabbit tibias. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:1193-1201.
20. Paterno Jr D, Joly JC, Abrão CV. [Evaluation of bone heating and drill wear of different dental implant systems: *in vitro* study]. *Rev Implant News* 2011;8:601-608.
21. Sartori EM, Shinohara EH, Ponzoni D, Padovan LE, Valgas L, Golin AL. Evaluation of deformation, mass loss, and roughness of different metal burs after osteotomy for osseointegrated implants. *J Oral Maxillofac Surg* 2012;70:e608-621.

22. Augustin G, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *Int Orthop* 2012;36:1449-1456.
23. Mendes GC, Padovan LE, Ribeiro-Junior PD, Sartori EM, Valgas L, Claudino M. Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant Dent* 2014;23:188-194.
24. Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A, Kern M. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2013;51:74-78.
25. Moshiri Z, Roshanaei G, Vafaei F, Kadkhodazadeh M. Evaluation the effect of drill type on heat generation in implant drilling site. *Res J Med Sci* 2013;7:118-122.
26. Mishra SK, Chowdhary R. Heat generated by dental implant drills during osteotomy - a review: heat generated by dental implant drills. *J Indian Prosthodont Soc* 2014;14:131-143.
27. Gehrke SA, Loffredo Neto Ø, Mardegan FE. Investigation of the effect of movement and irrigation systems on temperature in the conventional drilling of cortical bone. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2013;51:953-957.
28. Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: An *in vitro* study. *J Prosthet Dent* 1995;74:608-612.
29. ISO 3685:1993. Tool-life testing with single-point turning tools; 1993.
30. Brånemark PI. Introduction to osseointegration. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Prótesis tejido-integradas: la oseointegración en la odontología clínica*. Berlin: Quintessence; 1987.
31. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:127-136.

32. Moreno DAN, Schroeter RB, Buettner Ø, Boing D. Análise das características do cavaco na região do gume transversal para diferentes condições de usinagem e geometrias de brocas. Presented at the 7º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, Penedo, Itatiaia, Brazil, May 20-24, 2013.
33. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64:265-269.
34. Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39:585-592.
35. Jianxin D, Xing A. Wear behavior and mechanisms of alumina-based ceramic tools in machining of ferrous and non-ferrous alloys. *Tribol Int* 1997;30:807-813.
36. Strbac GD, Unger E, Donner R, Bijak M, Watzek G, Zechner Ø. Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized *in vitro* study using a bovine rib model. *Clin Oral Implants Res* 2014;25:665-674.
37. Dos Santos PL, Queiroz TP, Margonar R, Gomes de Souza Carvalho AC, Okamoto R, de Souza Faloni AP, Garcia IR, Jr. Guided implant surgery: what is the influence of this new technique on bone cell viability? *J Oral Maxillofac Surg* 2013;71:505-512.

6. Referências

1. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(3):342-53.
2. Abouzgia MB, James DF. Measurements of shaft speed while drilling through bone. *J Oral Maxillofac Surg*. 1995;53(11):1308-15;discussion 1315-6.
3. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies differences in bone composition, density and quality: potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology*. 1998;139(2):663-70.
4. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
5. Allsobrook OF, Leichter J, Holborrow D, Swain M. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;13(3):244-54.
6. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;128(1):71-7.
7. Augustin G, Davila S, Udiljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *Int Orthop*. 2012;36(7):1449-56.
8. Barbosa BA. Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis. [Dissertação] Bauru: Universidade de São Paulo; 2009.
9. Bayerlein T, Proff P, Richter G, Dietze S, Fanghänel J, Gedrange T. The use of ceramic drills on a zirconium oxide basis in bone preparation. *Folia Morphol (Waisz)*. 2006;65(1):72-4.
10. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implant Res*. 2002;13(3):293-7.
11. Bertollo N, Milne HR, Ellis LP, Stephens PC, Gillies RM, Walsh WR. A comparison of the thermal properties of 2 and 3 fluted drills and the effects on bone cell viability and screw pull-out strength in an ovine model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010;25(6):613-7.
12. Boeira AMG, Schroeter RB. Determination of cutting forces in drilling with helical drills using data obtained through turning of circular segments. 20th International Congress Mechanical Engineering. November 15-20, 2009, Gramado, RS, Brazil.
13. Brånemark P-I. Introduction to osseointegration. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Prótesis tejido-integradas: la oseointegración en la Odontología Clínica*. Berlin: Quintessence Books; 1987; p.11-76.

14. Mendes GC. Avaliação de desgaste, massa e rugosidade de brocas com superfície de aço, com revestimento de carbono e zircônia, para implantes osteointegrados, submetidas à osteotomias e esterilizações em autoclave [Dissertação]. Curitiba: Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico; 2011.
15. Mendes GC, Padovan LE, Ribeiro Júnior PD, Sartori EM, Valgas L, Claudino M. Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant Dent.* 2014;23(2):188-94.
16. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implants sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1):35-7.
17. Callister Jr WD. *Ciência de Engenharia de Materiais: uma introdução.* 5ª ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora; 2002a. Ligas Metálicas; p.243-63.
18. Callister Jr WD. *Ciência de Engenharia de Materiais: uma introdução.* 5ª ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora; 2002b. Estruturas e Propriedades das Cerâmicas; p. 265-87.
19. Carneiro MB. Determinação da vida de brocas utilizadas em Implantodontia e influência das condições de corte [Dissertação]. Uberlândia, Minas Gerais: Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade Engenharia Mecânica; 2009.
20. Carneiro MB, Machado AR, Gomes VL, Luiz NE, Lenharo A. Machinability of stainless steel dentistry drills. 20th International Congress of Mechanical Engineering. ABCM. 2009 Nov 15-20, Gramado, RS, Brazil; 2009.
21. Carneiro MB, Souza MN, Machado AR, Luiz NE. Análise da furação de alvéolos ósseos receptores de implantes dentais utilizando superfície de resposta e multiresposta. 6º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação. 2011 Abr. 11- Caxias do Sul, RS, Brasil; 2011.
22. Carvalho AC, Queiroz TP, Okamoto R, Margonar R, Garcia Jr IR, Magro Filho O. Evaluation of bone heating, immediate bone cell viability, and wear of high-resistance drills after the creation of implant osteotomies in rabbit tibias. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(6):1193–201.
23. Castro PRA. Aspectos tecnológicos da usinagem a seco e com mínima quantidade de fluido de corte na furação com broca helicoidal [Dissertação]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica; 2001.
24. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(2):265-9.
25. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implants site preparation: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2):186-93.

26. Dos Santos PL, Queiroz TP, Margonar R, Gomes de Souza Carvalho AC, Okamoto R, de Souza Faloni AP, et al. Guided implant surgery: what is the influence of this new technique on bone cell viability? *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(3):505-12.
27. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The Influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(3):335-49.
28. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg.* 1982;11(2):115-21.
29. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-7.
30. Eriksson AR, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984;42(11):705-11.
31. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand.* 1984;55(6):629-31.
32. Eriksson AR, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(1):4-7.
33. Faria R, Camargo FP, Bottino MA, Araújo MAM, Valera MC, Lima EG. Efeito da velocidade na geração de calor durante o preparo do tecido ósseo para colocação de implante. *ImplantNews.* 2012;9(2):69-75.
34. Fuchsberger A. Spiralbohreroptimierung für den Einsatz in der Medizin. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1987;125(3):290-7.
35. Gaspar J, Borrecho G, Oliveira P, Salvado F, Martins dos Santos J. Osteotomy at low-speed drilling with irrigation versus high speed drilling with irrigation: an experimental study. *Acta Med Port.* 2013;26(3):231-6.
36. Gaertner C, Büchter A, Gehrke S, Klinischeinz J. Klinischer Einsatz von Knochenfräsen und Implantatbohrern aus Hochleistungsmischkeramik. *Quintessenz.* 2005;56(4):325-32.
37. Gehrke SA, Loffredo Neto H, Mardegan FE. Investigation of the effect of movement and irrigation systems on temperature in the conventional drilling of cortical bone. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013;51(8):953-7.
38. Gehrke SA, Bettach R, Taschieri S, Boukhris G, Corbella S, Del Fabbro M. Temperature changes in cortical bone after implant site preparation using a single bur versus multiple drilling steps: an in vitro investigation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(4):700-7.

39. Golin AL. Análise do comportamento de ferramentas de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geração de calor no osso [Dissertação]. Curitiba: Pontifícia Universidade Católica do Paraná; 2005.
40. Haid UPB. Vergleichende thermografische studie zur temperaturentwicklung im kortikalen knochen beim fräsen eines implantatlagers [Dissertation]. Regensburg: der medizinischen Fakultät der Universität Regensburg; 2012.
41. Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A, Kern M. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2013;51(1):74-8.
42. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(6):819-26.
43. Hochscheidt CJ, Alves EDM, Bernardes LAB, Hochscheidt RC. Implantes dentários em zircônia: uma alternativa para o presente ou para o futuro? (Parte I). *Dental Press Implant*. 2011;5(4):100-10.
44. Hochscheidt CJ, Shimizu R, Andrighetto AR, Leme P, Salgado CV, Volz KU. Implantes cerâmicos – evidências científicas para o seu uso. *Full Dent Sci*. 2014; 5(20):391-9.
45. 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): 411-4.
46. 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(6):536-40.
47. Jianxin D, Xing A. Wear behavior and mechanisms of alumina-based ceramic tools in machining of ferrous and non-ferrous alloys. *Tribology Int*. 1997;30(11):807-13.
48. Kanai M, Fujii S, Iwata K, Kand Y, Tomomaga Y. Statistical characteristics of drill life for the standardized performance tests. *CIRP Ann*. 1978;27(1):61-6.
49. Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(5):522-7.
50. Laurito D, Lamazza L, Garreffa G, De Biase A. An alternative method to record rising temperatures during dental implant site preparation: a preliminary study using bovine bone. *Ann Ist Super Sanità*. 2010;46(4):405-10.
51. Lekholm U, Zarb GA. Selección y preparación del paciente. In: Brånemark P-I, Zarb GA e Albrektsson T. *Prótesis tejido-integradas: La oseointegración en la Odontología Clínica*. Berlin: Quintessence Books; 1987, p.199–20
52. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am*. 1972;54(2):297-308.
53. Mishra SK, Chowdhary R. Heat generated by dental implant drills during osteotomy - a review. *J Indian Prosthodont Soc*. 2014;14(2):131-43.

54. Moreno DAN, Schroeter RB, Büttner H, Boing D. Análise das características do cavaco na região do gume transversal para diferentes condições de usinagem e geometrias de brocas. 7º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação. 2013 Mai 20-24 2013. Penedo, Itatiaia, RJ; 2013.
55. Moshiri Z, Roshanaei G, Vafaei F, Kadkhodazadeh M. Avaluation the effect of drill type on heat generation in implant drilling site. Res J Med Sci. 2013;7(5-6):118-22.
56. Norma ASTM International. Standard specification for wrought stainless steels for surgical instruments. Designation: F899-12b.
57. Norma ISO 3685:1993(E). Tool-life testing with single-point turning tools. Second edition. Licenced to Universidad Pontificia Comilla / Enrique Miguelsanz. Downloaded: 2006-09-26.1993:01-48.
58. Norma ISO 13356:2008(E). Implants for surgery — ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). Second edition 2008-06-01.
59. Norma ABNT NBR ISO 7153-1:2006, versão corrigida 2:2010. Instrumental cirúrgico – Materiais metálicos. Disponível em www.abntcatalogo.com.br.
60. Oh HJ, Wikesjo UM, Kang HS, Ku Y, Eom TG, Koo KT. Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: a pilot study. Clin Oral Implants Res. 2011;22(7):722–6.
61. 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 Implants Res. 2012;23(8):963-9.
62. Paterno JrD, Joly JC, Abrão CV. Avaliação do aquecimento ósseo e do desgaste de brocas de diferentes sistemas de implantes dentários: estudo *in vitro*. ImplantNews. 2011;8(5):601-8.
63. Pereira MV. Efeitos da osteotomia realizada por brocas com tratamento superficial de passivação e revestidas com carbono: estudo histomorfológico em coelhos [Dissertação]. Curitiba: Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico; 2010.
64. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1):1-25.
65. Prabhu KS. Improved bone drilling process through modeling and testing. [Tese]. Florida: University of Florida; 2007.
66. Sartori EM, Shinohara EH, Ponzoni D, Padovan LE, Valgas L, Golin AL. Evaluation of deformation, mass loss and roughness of different metal burs after osteotomy for osseointegrated implants. J Oral Maxillofac Surg. 2012;70(11):608-21.
67. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Di Donato L, Romani GL, et al. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. Clin Implant Dent Relat Res. 2011;13(4):319-23.

68. Shaw MC. Metal cutting principles. 2^aed. N. York: Oxford University Press; 2005.
69. Shin HC, Yoon YS. Bone temperature estimation during orthopaedic round bur milling operations. *J Biomech.* 2006;39(1):33-9.
70. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(3):294-8.
71. Serra E, Tucci A, Esposito L, Piconi C. Volumetric determination of the wear of ceramics for hip joints. *Biomaterials.* 2002;23(4):1131-7.
72. Skinner EW, Phillipps, RW. A ciência dos materiais odontológicos. 2^aed. São Paulo: Atheneu; 1962. Brocas dentais: mecanismo de corte e fontes de energia; p. 756-91.
73. Stemmer, EC. Ferramentas de corte I. 7^aed. Florianópolis: Editora da UFSC; 2007.
74. Strbac GD, Unger E, Donner R, Bijak M, Watzek G, Zechner W. Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(6):660-74.
75. Strbac GD, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Watzek G, Zechner W. A novel standardized bone model for thermal evaluation of bone osteotomies with various irrigation methods. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(5):622-31.
76. Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(5):1350-4.
77. Sutter F, Krekeler G, Schwammberger AE, Sutter FJ. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. *Quintessence Int.* 1992;23(12):811-6.
78. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(1):127-36.
79. Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 1995;74(6):608-12.
80. Tschiptschin AP. Relação estrutura-propriedades em recobrimentos duros. *Metalurgia & Materiais.* 2004;4:167-9.
81. Vasconcellos VSL. Avaliação do desempenho de fresas cirúrgicas para implantes osseointegráveis [Dissertação]. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia; 2012.
82. Volz KU. Zweiteilig reversibel verschraubte zirkonoxid-Implantate. Herstellerinfo implantatsystem. *ZWP spezial.* 2013;7/8:22-3.

83. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(2):212-9.
84. Yacker MJ, Klein M. The effect of Irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):634-8.

7. Apêndices

7.1 Resultados complementares: testes de EC, PM e Variação Térmica (ΔT).

7.1.1 Resultados dos testes de Eficiência de Corte (EC) para as brocas $\varnothing 2,0$ e $3,0$ mm.

EFICIÊNCIA DE CORTE - NEODENT Broca Helicoidal $\varnothing 2,0$ mm	ANTES (EC1)		DEPOIS (EC2)		PERCENTUAL (EC)	
	TORQUE MÉDIO (Ncm)	TEMPO (s)	TORQUE MÉDIO (Ncm)	TEMPO (s)	TORQUE MÉDIO	TEMPO (s)
SGA 1 (10) - AÇO DLC	7,0	7,8	7,3	9,2	4,3	17,9
SGA 2 (20)	7,0	8,4	7,2	9,3	2,9	10,7
SGA 3 (30)	6,8	8,0	7,1	7,6	4,4	-5,0
SGA 4 (40)	8,4	9,0	6,3	10,1	-25,0	12,2
SGA 5 (50)	5,3	4,2	6,2	5,0	17,0	19,0
Média	6,9	7,5	6,8	8,2	-1,2	10,2
1SGZ 1 (10) - CERÂMICA	7,2	6,5	7,1	6,9	-1,4	6,2
SGZ 2 (20)	7,5	8,7	6,6	9,8	-12,0	12,6
SGZ 3 (30)	6,6	9,4	6,6	9,5	0,0	1,1
SGZ 4 (40)	8,8	6,1	8,5	6,6	-3,4	8,2
SGZ 5 (50)	6,6	4,2	7,6	5,9	15,2	40,5
Média	7,3	7,0	7,3	7,7	-0,8	10,9
SGE 1 (10) - AÇO EXPERIM.	6,9	10,3	6,7	10,8	-2,9	4,9
SGE 2 (20)	6,8	11,2	6,8	11,4	0,0	1,8
SGE 3 (30)	7,0	10,8	6,9	11,9	-1,4	10,2
SGE 4 (40)	7,0	11,0	7,1	11,4	1,4	3,6
SGE 5 (50)	7,1	10,0	6,8	10,1	-4,2	1,0
Média	7,0	10,7	6,9	11,1	-1,4	4,3

Quadro 3 – Teste EC para broca helicoidal $\varnothing 2,0$ mm no *blank* poliuretano padrão (9,5mm).

EFICIÊNCIA DE CORTE - NEODENT Broca Helicoidal $\varnothing 3,0$ mm	ANTES (EC1)		DEPOIS (EC2)		PERCENTUAL (EC)	
	TORQUE MÉDIO	TEMPO (s)	TORQUE MÉDIO	TEMPO (s)	TORQUE MÉDIO	TEMPO (s)
SGA 1 (10) - AÇO DLC	6,4	35,5	6,4	41,0	15,5	0,0
SGA 2 (20)	6,8	35,1	6,8	40,2	14,5	0,0
SGA 3 (30)	6,4	6,2	6,0	35,0	464,5	-6,3
SGA 4 (40)	6,7	33,1	6,2	37,3	12,7	-7,5
SGA 5 (50)	5,7	54,9	6,2	61,8	12,6	8,8
Média	6,4	33,0	6,3	43,1	30,6	-1,3
1SGZ 1 (10) - CERÂMICA	7,6	18,8	7,6	20,7	10,1	0,0
SGZ 2 (20)	8,7	19,4	7,6	21,3	9,8	-12,6
SGZ 3 (30)	6,9	21,2	7,3	22,3	5,2	5,8
SGZ 4 (40)	8,4	20,2	7,6	21,4	5,9	-9,5
SGZ 5 (50)	7,2	18,7	7,8	21,0	12,3	8,3
Média	7,8	19,7	7,6	21,3	8,5	-2,3
SGE 1 (10) - AÇO	5,3	6,9	5,1	7,2	4,3	-3,8
SGE 2 (20)	5,0	9,5	5,2	9,6	1,1	4,0
SGE 3 (30)	5,1	12,6	4,9	12,5	-0,8	-3,9
SGE 4 (40)	5,5	4,9	5,6	5,5	12,2	1,8
SGE 5 (50)	5,6	4,5	5,3	2,8	-37,8	-5,4
Média	5,3	7,7	5,2	7,5	-2,1	-1,5

Quadro 4 – Testes EC - broca $\varnothing 3,0$ mm, *blank* padrão (9,5) e com 1/3 espessura no GE.

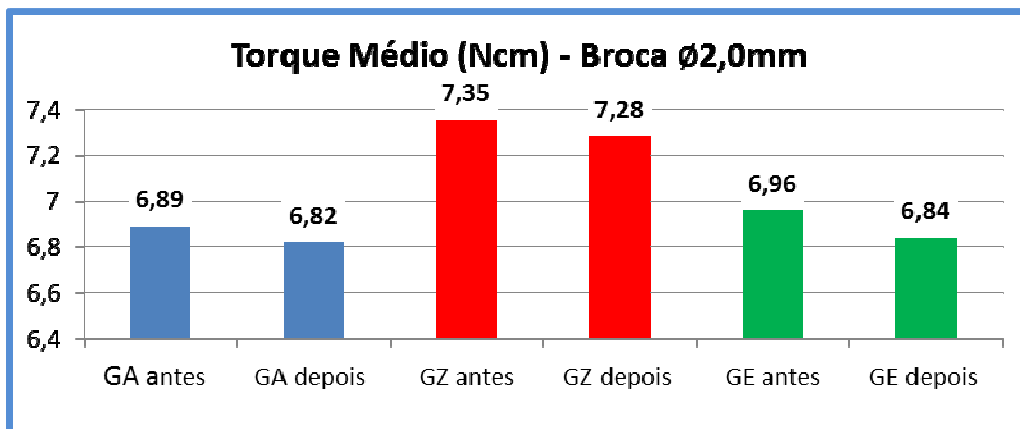


Figura 48 – Esforço de torque médio obtidos com a broca helicoidal Ø2,0mm nos três grupos, anterior e posterior aos experimentos nas costelas bovinas.

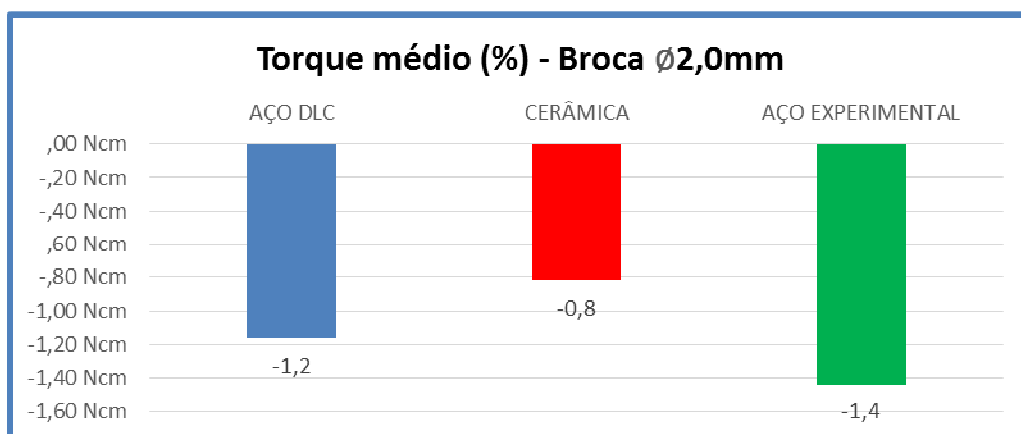


Figura 49 – Valores percentuais da diminuição do torque médio na broca 2,0mm após as furações nos espécimes.

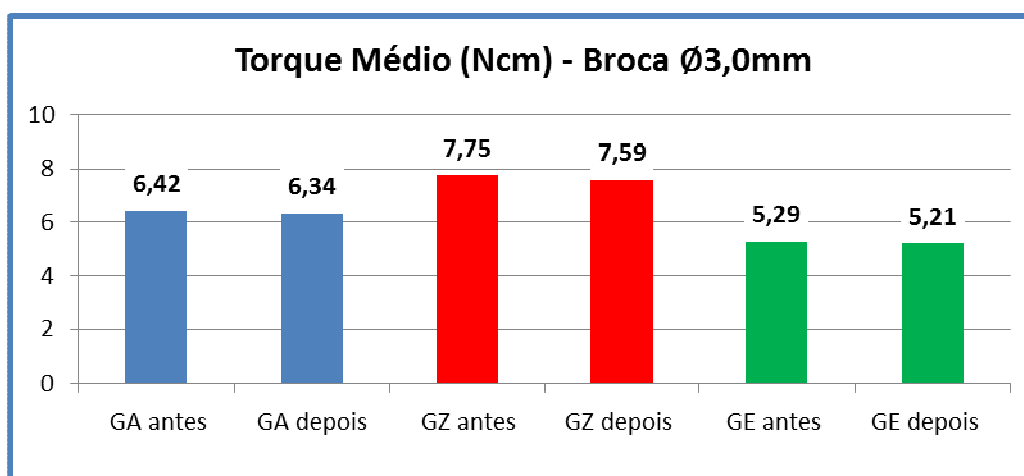


Figura 50– Valores de torque com as brocas 3,0mm nos GA (azul), GZ (vermelho) e GE (verde) anterior e posterior aos experimentos nas costelas bovinas.

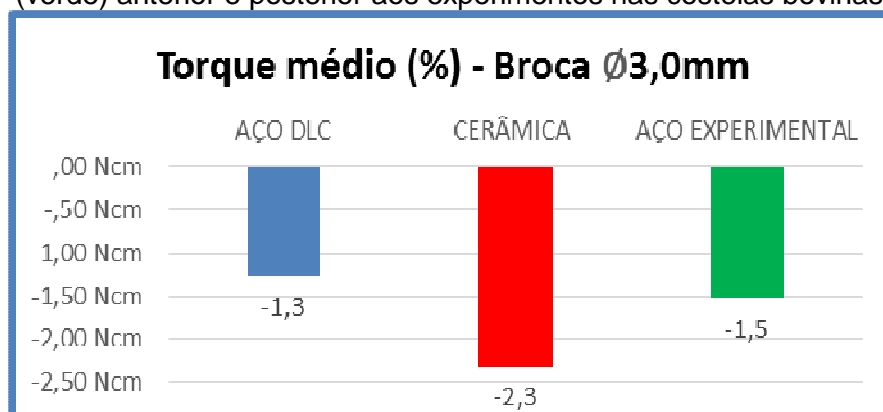


Figura 51 – Valores percentuais da diminuição do torque médio na broca 3,0mm após as furações nos espécimes.

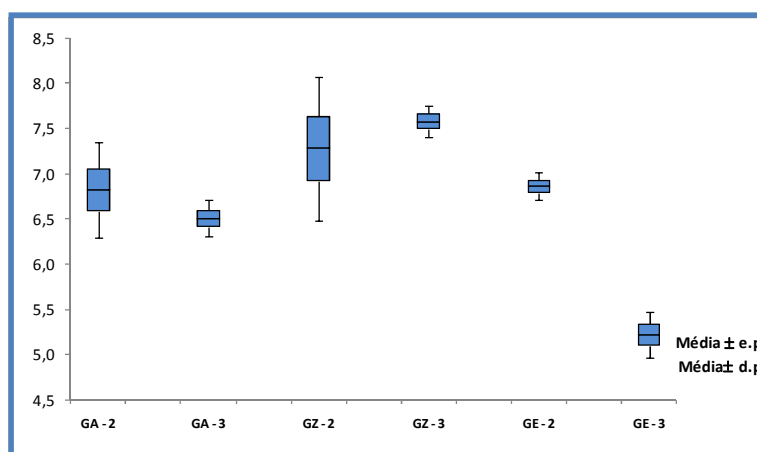


Figura 52 - Resultado do torque (eixo y) para cada tipo de material e diâmetro de broca.

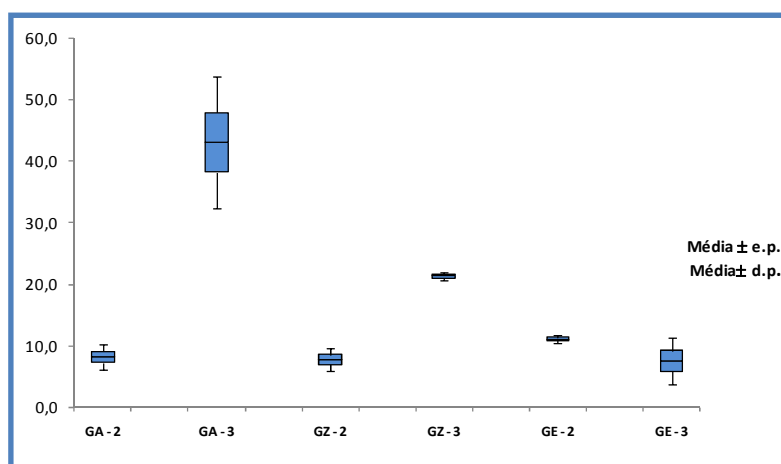


Figura 53 – Tempo (s) de furação para cada tipo de material e diâmetro de broca. GA-2: broca 2,0mm aço com DLC; GA-3: broca 3,0mm aço DLC; GZ-2: broca 2,0mm aço DLC; GZ-3: broca cerâmica 3,0mm; GE-2: broca 2,0mm aço experimental; GE-3: broca 3,0mm aço experimental.

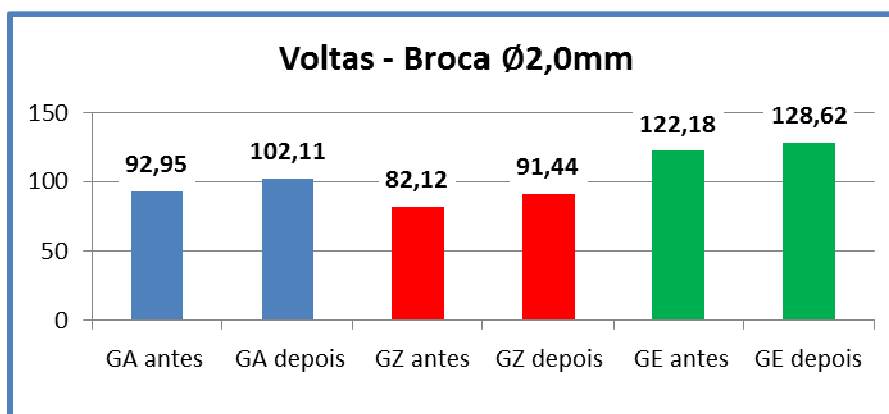


Figura 54 - Número médio de voltas para a furação no *blank* com a broca Ø2,0mm, anterior e posterior ao uso nos espécimes bovinos.

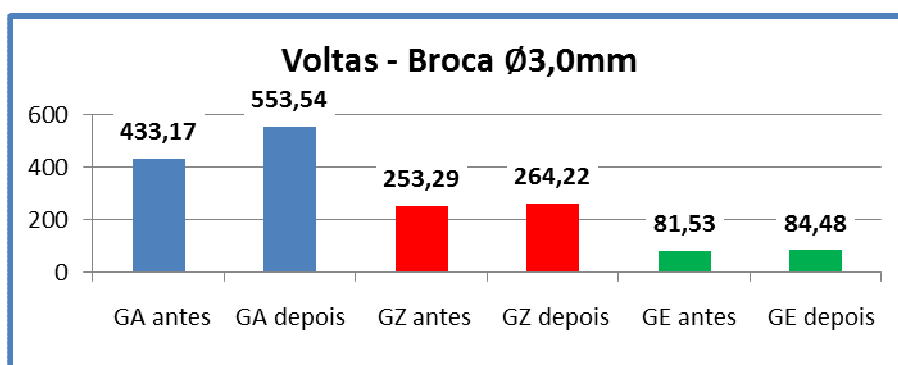


Figura 55 – Número médio de giros com broca Ø3,0mm no *blank* de referência, antes e depois das furações nos espécimes bovinos.

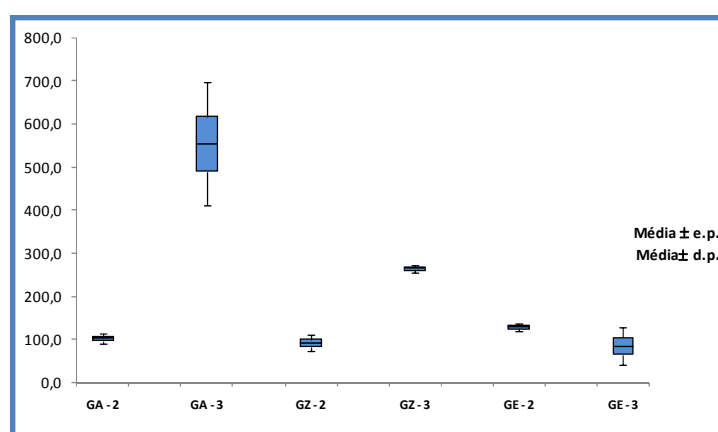


Figura 56 - Estatística descritiva do número voltas X material e diâmetro broca. GA-2: broca Ø2,0mm aço com DLC; GA-3: broca Ø3,0mm aço DLC; GZ-2: broca Ø2,0mm aço DLC; GZ-3: broca cerâmica Ø3,0mm; GE-2: Ø2,0mm aço experimental; GE-3: Ø3,0mm aço experimental.

7.1.2 - Teste para perda de massa (PM): quadros 4 a 7 e figuras 54 e 55.

Valores iniciais (PM1) - g						
GRUPOS	BROCAS	SUBGRUPOS				
		1	2	3	4	5
A	2,0	0,6946	0,6985	0,6954	0,6832	0,6952
	2/3	1,1550	1,1571	1,1551	1,1553	1,1561
	3,0	1,1490	1,1709	1,1440	1,1618	1,1654
Z	2,0	0,6960	0,6986	0,7023	0,6966	0,6987
	2/3	0,8237	0,8210	0,8224	0,8232	0,8226
	3,0	0,8396	0,8192	0,8190	0,8158	0,8175
E	2,0	0,7020	0,7010	0,6993	0,6982	0,7051
	2/3	1,1383	1,1412	1,1440	1,1425	1,1362
	3,0	1,1498	1,1476	1,1471	1,1513	1,1465

Quadro 5 – Valores iniciais de massa (g) para todas as brocas do experimento (PM1).

Após exigência mecânica (PM2) – g						
GRUPOS	BROCAS (Ø)	SUBGRUPOS				
		1	2	3	4	5
A	2,0	0,6945	0,6985	0,6954	0,6832	0,6951
	2/3	1,1549	1,1570	1,1551	1,1551	1,1560
	3,0	1,1490	1,1709	1,1438	1,1617	1,1652
Z	2,0	0,6958	0,6985	0,7022	0,6965	0,6986
	2/3	0,8236	0,8210	0,8224	0,8231	0,8226
	3,0	0,8395	0,8192	0,8187	0,8156	0,8174
E	2,0	0,7019	0,7008	0,6991	0,6980	0,7048
	2/3	1,1383	1,1411	1,1439	1,1423	1,1360
	3,0	1,1497	1,1475	1,1469	1,1511	1,1461

Quadro 6 - Valores finais de massa (g) para todas as brocas do experimento (PM2)

Massa Antes (g)										
	Mater.	GA	GA	GA	GZ	GZ	GZ	GE	GE	GE
	Broca	2,0	2/3	3,0	2,0	2/3	3,0	2,0	2/3	3,0
Subgrupos	1	0,6946	1,1550	1,1490	0,6960	0,8237	0,8396	0,7020	1,1383	1,1498
	2	0,6985	1,1571	1,1709	0,6986	0,8210	0,8192	0,7010	1,1412	1,1476
	3	0,6954	1,1551	1,1440	0,7023	0,8224	0,8190	0,6993	1,1440	1,1471
	4	0,6832	1,1553	1,1618	0,6966	0,8232	0,8158	0,6982	1,1425	1,1513
	5	0,6952	1,1561	1,1654	0,6987	0,8226	0,8175	0,7051	1,1362	1,1465
Massa Depois (g)										
	Mater.	GA	GA	GA	GZ	GZ	GZ	GE	GE	GE
	Broca	2,0	2/3	3,0	2,0	2/3	3,0	2,0	2/3	3,0
Subgrupos	1	0,6945	1,1549	1,1490	0,6958	0,8236	0,8395	0,7019	1,1383	1,1497
	2	0,6985	1,1570	1,1709	0,6985	0,8210	0,8192	0,7008	1,1411	1,1475
	3	0,6954	1,1551	1,1438	0,7022	0,8224	0,8187	0,6991	1,1439	1,1469
	4	0,6832	1,1551	1,1617	0,6965	0,8231	0,8156	0,6980	1,1423	1,1511
	5	0,6951	1,1560	1,1652	0,6986	0,8226	0,8174	0,7048	1,1360	1,1461

Quadros 7 e 8 - Teste para perda de massa (PM1 e PM2) distribuído por subgrupos SG (de 10 a 50 furações) nas três brocas e nos três grupos de materiais.

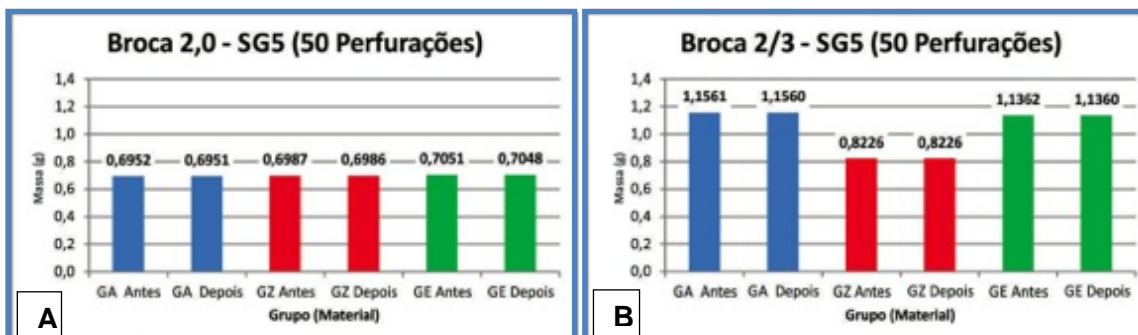


Figura 57 - A, Medidas de massa (g) da broca $\varnothing 2,0$ mm antes do experimento e após 50 preparos. B - Valores de massa para brocas piloto $\varnothing 2,0/3,0$ mm.

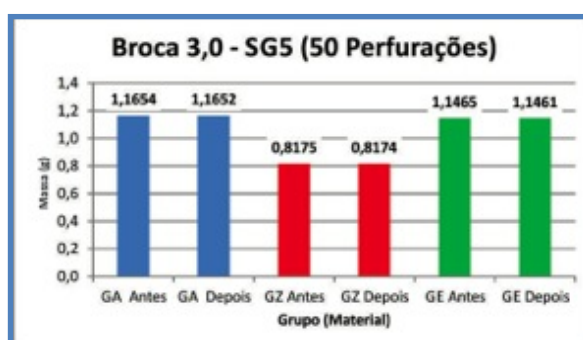


Figura 58 – Valores de massa para as brocas helicoidais $\varnothing 3,0$ mm dos SG-5.

7.1.3 - Perda de massa (PM) – Análises e correlações estatísticas.

Avaliou-se a existência ou não de correlação estatística entre o tipo de material, diâmetro da broca e número de perfurações e a perda de massa (PM). Para tanto, ajustou-se um modelo com as variáveis: tipo de material, diâmetro da broca e número de furações, como variáveis explicativas e a PM como variável resposta. No resultado observou-se que 46,6% das variações de PM são explicadas de forma conjunta pelas variáveis explicativas. Considerando o modelo estimado, para cada tipo de broca, dentro de cada grupo, testou-se a H_0 da inexistência de associação linear entre número de furações e a PM versus a H_a da existência de associação linear entre número de furações e a PM. Na tabela abaixo são apresentadas os coeficientes angulares para o p .

Tabela 1 - Estimativas coeficientes angulares do modelo linear para PM e os valores p .

Material	Broca	Coef. Ang. Estim.	Valor de p
GA	2,0	0,000000	1,000
	2/3	-0,000001	0,658
	3,0	-0,000005	0,034
GZ	2,0	0,000002	0,379
	2/3	0,000001	0,658

GE	3,0	-0,000002	0,379
	2,0	-0,000004	0,085
	2/3	-0,000005	0,034
	3,0	-0,000007	0,004

Assim, tomando o exemplo do GA, na broca 3,0mm estima-se que para cada 10 furações haverá uma perda de massa igual a 0,000005 unidades (g). Este resultado fornece evidência de associação linear significativa entre número de furações e PM para este material, nesse diâmetro de broca ($p=0,034$).

Dado o resultado do teste acima, testou-se a H_0 de homogeneidade da associação entre número de perfurações e PM para todos os três tipos de materiais, *versus* a H_a de que pelo menos um tipo de material esteja associado com o número de perfurações e PM diferente das demais combinações. O resultado da avaliação estatística indicou a rejeição da H_0 ($p=0,013$), indicando que há evidência de haver um efeito diferenciado do número de perfurações sobre a PM para algum tipo particular de material. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p , relativos ao teste de associação de número de furações para cada material com a PM.

Tabela 2 - Valores de p dos testes estatísticos para os três grupos de materiais.

Materiais	Valor de p
GA	0,128
GZ	0,796
GE	<0,001

O resultado indica que no GE há uma associação significativa entre número de perfurações e PM, não havendo evidência desta associação para os materiais GA e GZ.

Adicionalmente, para cada material testou-se a H_0 de PM média igual para os três diâmetros de broca *versus* a H_a de pelo menos num diâmetro ocorrer PM diferente das demais. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p dos testes estatísticos.

Também os materiais foram comparados para cada diâmetro de broca. Assim, testou-se a H_0 de PM igual para os três tipos de materiais *versus* a H_a de pelo menos um tipo de material com média de PM diferente dos demais. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p dos testes estatísticos.

Tabela 3 - Valores de p dos testes estatísticos para os dois diâmetros de brocas.

Tamanho de Broca	Valor de p
------------------	--------------

2,0	0,003
2/3	0,218
3,0	0,284

Em função de que no diâmetro 2,0mm identificou-se diferença significativa entre pelo menos um tipo de material, são apresentados os valores de p , das comparações dos materiais dois a dois, dentro deste diâmetro de broca.

Tabela 4 - Valores de p , dos materiais dois a dois, relacionado com o diâmetro da broca.

Materiais sob comparação	Diâmetro de broca 2,0mm
GA x GZ	0,049
GA x GE	0,001
GZ x GE	0,049

Na figura abaixo podem ser visualizados os resultados destas estatísticas descritivas de PM para cada tipo de material ou grupos e cada diâmetro de broca.

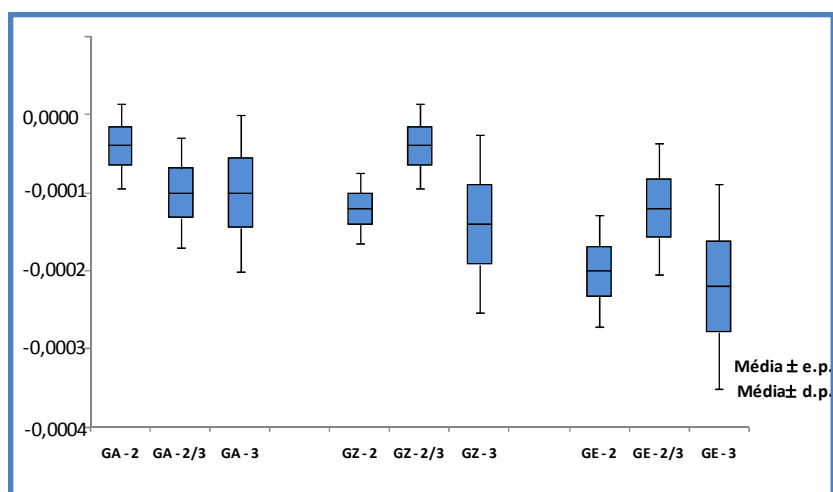


Figura 59 - Resultados da PM (g) (eixo y) para cada material e diâmetro de broca (eixo x).

7.1.4 - Síntese dos resultados obtidos no teste PM (g):

- Na comparação dos materiais das brocas, no grupo GE ocorreu PM mais significativa estatisticamente ($p < 0,001$);
- Quanto ao número de perfurações, a PM do GE teve maior significância estatística com a broca 3,0mm ($p = 0,004$);
- Quando analisados os diâmetros isoladamente, a broca 2,0mm apresentou PM mais significativa ($p = 0,003$).

7.1.5 – Testes estatísticos para aquecimento nos dois níveis de profundidade.

7.1.5.1 Temperatura média com irrigação a 5mm de profundidade.

Avaliou-se a existência ou não de associação entre o tipo de material, diâmetro da broca e número de perfurações nas costelas bovinas (variáveis explicativas) e a média de temperatura com irrigação a 5mm (variável resposta). Como resultado observou-se que 57,8% das variações térmicas são explicadas de forma conjunta pelas variáveis explicativas. Considerando o modelo estimado, para cada diâmetro de broca, em cada grupo de material, testou-se a H_0 da inexistência de associação linear entre número de perfurações e a temperatura *versus* a H_a da existência de associação linear entre número de perfurações e temperatura. Na tabela abaixo são apresentados as estimativas dos coeficientes angulares do modelo linear e os valores de p dos testes estatísticos.

Tabela 5 - Coeficientes angulares do modelo linear e os valores de p testes estatísticos.

Material	Broca	Coef. estim.	Valor de p
GA	2,0	0,0462	0,257
	2/3	0,0018	0,964
	3,0	0,0123	0,760
GZ	2,0	-0,0472	0,107
	2/3	-0,0457	0,118
	3,0	-0,0437	0,134
GE	2,0	-0,0291	0,312
	2/3	-0,0277	0,335
	3,0	0,0067	0,814

Desta forma, dentro de cada grupo de material, para cada tipo de broca, não se identificou associação linear significativa entre o número de perfurações e a temperatura.

Adicionalmente, testou-se a H_0 de homogeneidade da associação entre número de perfurações e temperatura para todos os materiais *versus* a H_a de que pelo menos um tipo de material com esteja associado com o número de perfurações e uma temperatura diferente das demais combinações. O resultado da avaliação estatística indicou a não rejeição da H_0 ($p=0,053$), havendo evidência de um efeito diferenciado do número de perfurações sobre a temperatura para algum grupo de material particular. Entretanto, pode-se identificar uma tendência para rejeição desta hipótese, com um indicativo de que

o material GZ apresenta uma diminuição mais acentuada na temperatura, embora sem a significância estatística (ao nível de 5%), com o aumento do número de perfurações. Para cada material, testou-se a H_0 de média térmica igual para os três diâmetros de broca *versus* a H_a de pelo menos um diâmetro de broca com média térmica diferente das demais. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p dos testes estatísticos.

Tabela 6 - Valores de p dos testes estatísticos para os três grupos.

Tipo de material	Valor de p
GA	0,267
GZ	1,000
GE	0,606

Em função de que dentro de cada diâmetro de broca identificou-se diferença significativa entre pelo menos um tipo de material, na tabela abaixo são apresentados os valores de p das comparações dos materiais dois a dois, dentro de cada diâmetro.

Tabela 7 - Valores de p das comparações dos materiais dois a dois, em cada diâmetro.

Materiais sob comparação	Diâmetro de broca		
	2,0	2/3	3,0
GA x GZ	0,341	0,778	0,868
GA x GE	0,007	0,006	0,001
GZ x GE	0,032	0,008	<0,001

Na figura abaixo podem ser visualizados os resultados desta variável com as estatísticas descritivas da temperatura média dos preparos com irrigação a 5mm para cada tipo de material e cada diâmetro de broca.

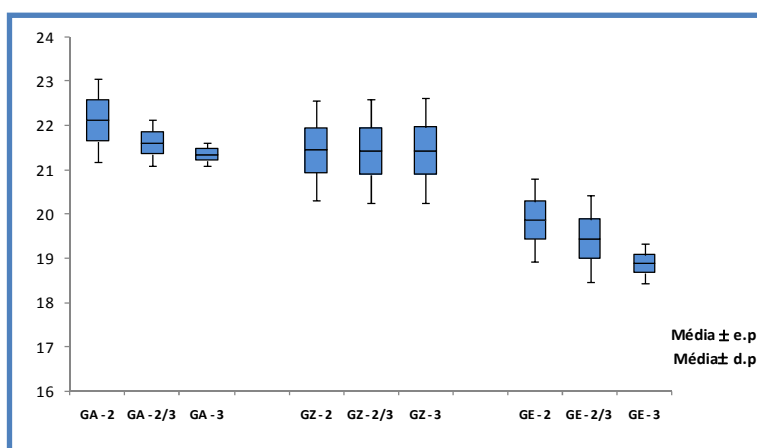


Figura 60- Temperatura média com irrigação (5mm) para cada material e diâmetro.

7.1.5.2- *Variação da média térmica (°C) nos experimentos com irrigação a 5mm de profundidade versus a temperatura base (TB) dos espécimes.*

Avaliou-se a existência de associação entre o tipo de material, diâmetro de broca e o número de perfurações (variáveis explicativas) e a variação térmica da média com a TB do experimento (variável resposta). Como resultado observou-se que as variáveis do modelo não influenciam as variações térmicas com a TB. O resultado do teste estatístico indicou que não há evidência de associação linear entre as variáveis ($p=0,686$).

7.1.5.3- *Temperatura média nos preparos com irrigação a 13mm.*

Testou-se a existência ou não de associação entre o tipo de material, tamanho da broca e número de perfurações (variáveis explicativas) e a temperatura média com irrigação na profundidade de 13mm (variável resposta).

Considerando o modelo estimado, para cada \emptyset de broca, dentro de cada material, testou-se a H_0 da inexistência de associação linear entre número de perfurações e a temperatura *versus* a H_a de associação linear entre número de perfurações e o aquecimento. O resultado da avaliação estatística indicou a não rejeição da H_0 ($p=0,144$), indicando que não há evidência de um efeito diferenciado do número de perfurações sobre o aquecimento para algum tipo particular de material. Para cada \emptyset broca, testando-se a H_0 das médias térmicas iguais para os três tipos de materiais *versus* a H_a de pelo menos um tipo de material com média térmica diferente dos demais.

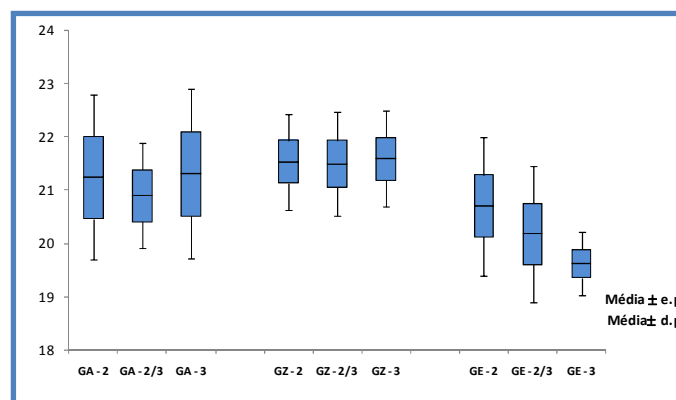


Figura 61 – Visualização dos resultados térmicos da temperatura média (°C) com

irrigação (13mm) para cada tipo de material e diâmetro de broca.
 7.1.5.4 – *Varição da temperatura média nos preparos com irrigação a 13mm de profundidade versus a temperatura base (TB) dos espécimes.*

Avaliou-se a existência de associação entre o tipo de material, diâmetro da broca e o número de perfurações (variáveis explicativas) e a variação térmica média a 13mm com uso da irrigação, relacionado com TB (variável resposta). O resultado do teste estatístico indicou que não há evidência de associação linear entre as variáveis explicativas com a TB ($p=0,609$). Apesar de não terem sido observados valores relevantes estatisticamente em cada material, numa associação linear entre número de perfurações e variação térmica foi encontrado numa associação quadrática no GZ, representado na figura abaixo.

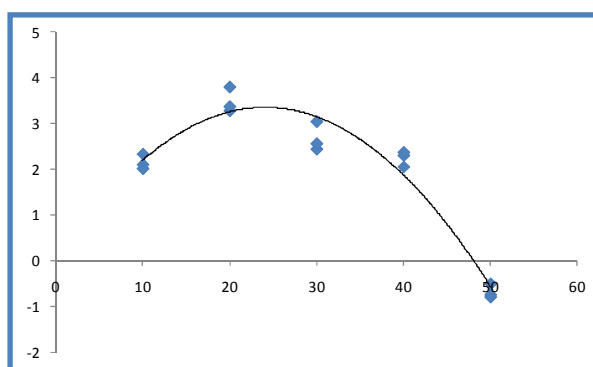


Figura 62- Número de perfurações e variação térmica com TB e a associação quadrática no GZ.

Na figura abaixo podem ser visualizados os resultados das estatísticas descritivas de variação térmica média com irrigação a 13mm e TB para cada material.

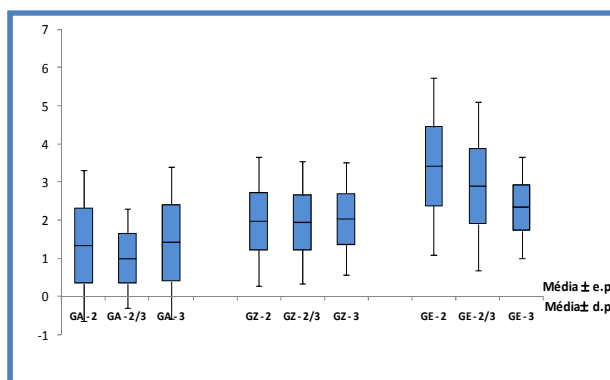


Figura 63 - Variação térmica média com irrigação a 13mm e a TB para cada material.
7.1.5.5 – Temperatura média nos preparos sem irrigação a 5mm profundidade.

Avaliou-se a existência ou não de associação entre o tipo de material, diâmetro da broca e número de perfurações (variáveis explicativas) e a temperatura média sem irrigação a 5mm (variável resposta). Como resultado observou-se que 35,1% das variações térmicas são explicadas de forma conjunta pelas variáveis explicativas. Considerando o modelo estimado, para cada diâmetro de broca, dentro de cada material, testou-se a H_0 de inexistência de associação linear entre número de perfurações e a temperatura *versus* a H_a de existência de associação linear entre número de perfurações e a temperatura. Na tabela abaixo são apresentadas as estimativas dos coeficientes angulares do modelo linear e os valores de p .

Tabela 8 - Estimativas dos coeficientes angulares do modelo linear e os valores de p estatísticos.

Material	Broca	Coef estim.	Valor de p
GA	2,0	-0,0040	0,900
	2/3	-0,0785	0,021
	3,0	-0,0092	0,773
GZ	2,0	0,0159	0,725
	2/3	0,0278	0,540
	3,0	-0,0057	0,900
GE	2,0	0,1543	0,002
	2/3	0,0124	0,784
	3,0	0,0653	0,158

Na figura abaixo podem ser observados os resultados desta variável para a broca piloto $\varnothing 2,0/3,0$ mm do material GA, de acordo com o número de perfurações.

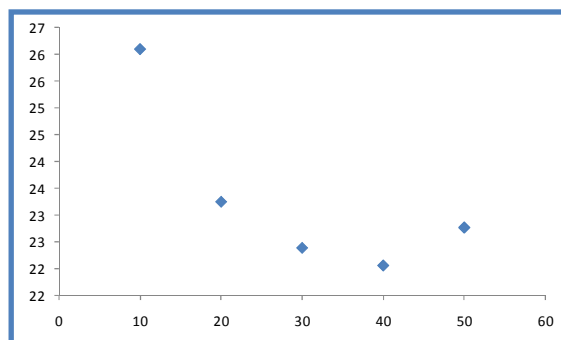


Figura 64 - Número de perfurações do GA (eixo x) e a temperatura em °C (eixo y).

Na figura abaixo podem ser observados os resultados desta variável para a broca $\varnothing 2,0\text{mm}$ no material GE, de acordo com o número de perfurações.

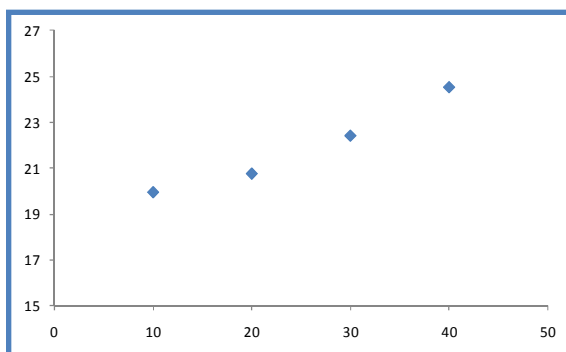


Figura 65 - Número de perfurações do GE (eixo x) e a temperatura em $^{\circ}\text{C}$ (eixo y).

Testou-se a H_0 de homogeneidade da associação entre número de perfurações e temperatura para os três tipos de materiais *versus* a H_a de que pelo menos um tipo de material associado com o número de perfurações e temperatura diferente das demais combinações. Contudo, o resultado da avaliação estatística indicou a não rejeição da H_0 ($p=0,011$), indicando que há evidência de um efeito diferenciado do número de perfurações sobre a temperatura para algum tipo particular de material. Na figura abaixo podem ser visualizadas as variações de temperatura média sem irrigação (5mm) de acordo com o número de perfurações para o material GE.

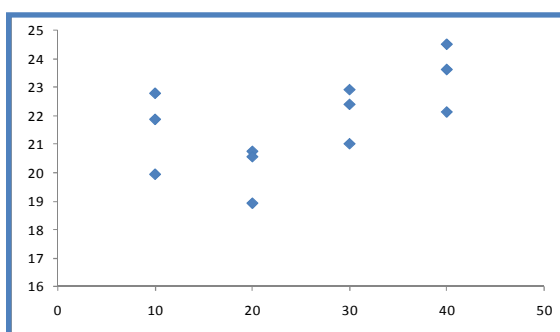


Figura 66 - Variações térmicas sem irrigação a 5mm com o número de furações do GE.

Também para cada material testou-se a H_0 da média térmica igual para os três tamanhos de broca *versus* a H_a de pelo menos um diâmetro de broca teria média térmica diferente. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p dos testes estatísticos.

Tabela 9 – Valores de p dos testes estatísticos

Tipo de material	Valor de p
GA	0,663
GZ	0,001
GE	0,854

Em função de que dentro do material GZ identificou-se diferença significativa entre pelo menos um tamanho de broca, na tabela abaixo são apresentados os valores de p das comparações dos tamanhos dois a dois, dentro deste material.

Tabela 10 - Valores de p das comparações dos tamanhos, dois a dois, no grupo GZ.

Brocas sob comparação (ϕ)	Material GZ
2,0 x 2/3	0,196
2,0 x 3,0	0,001
2/3 x 3,0	0,004

Os materiais foram comparados para cada diâmetro de broca. Assim, testou-se a H_0 de média de temperatura igual para os três tipos de material *versus* a H_a de pelo menos um tipo de material com média de temperatura diferente dos demais. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p dos testes estatísticos.

Tabela 11 - Valores de p dos testes estatísticos para cada diâmetro de broca.

Tamanho de broca (ϕ)	Valor de p
2,0	0,525
2/3	0,078
3,0	0,263

Na tabela abaixo são apresentadas as estatísticas descritivas da temperatura média sem irrigação (5mm) para cada tipo de material e cada diâmetro de broca.

Tabela 12 - Temperatura média sem irrigação (5mm) para cada material e diâmetro.

Material	Broca (ϕ)	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	D P
GA	2,0	5	22,80	22,80	22,59	23,02	0,21
	2/3	5	23,32	22,78	22,07	26,11	1,62
	3,0	5	22,79	23,03	21,46	23,43	0,77
GZ	2,0	4	22,31	22,29	21,77	22,89	0,47
	2/3	4	22,66	22,78	22,12	22,97	0,38
	3,0	4	23,64	23,60	23,56	23,79	0,10
GE	2,0	4	21,91	21,58	19,94	24,53	2,03
	2/3	4	21,40	21,45	20,56	22,14	0,74
	3,0	4	22,07	22,87	18,92	23,64	2,13

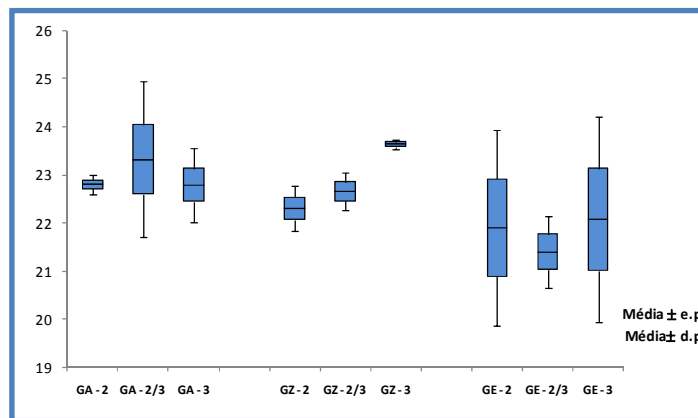


Figura 67–Visualização dos resultados para cada tipo de material e diâmetro de broca.

7.1.5.6 – Variação da temperatura média ($^{\circ}\text{C}$) nos experimentos sem irrigação a 5mm de profundidade versus a temperatura base (TB) dos espécimes.

A existência ou não de associação as variáveis explicativas e a variação térmica da média sem irrigação a 5mm foi avaliada com a TB. Como resultado observou-se que as variáveis consideradas no modelo não influenciam nas variações térmicas nesse nível. Ou seja, o resultado do teste estatístico indicou que não há evidência de associação linear entre as variáveis explicativas com a variável resposta ($p=0,880$). Na figura abaixo podem ser visualizados os resultados desta variável.

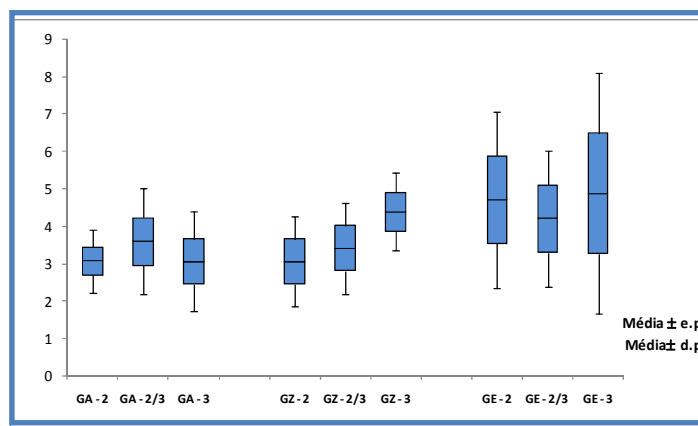


Figura 68 - Visualização da variação média TB (5mm) para cada tipo de material e diâmetro.

7.1.5.7– Temperatura média sem irrigação a 13mm de profundidade.

Avaliou-se a associação ou não entre as variáveis explicativas e a temperatura média sem irrigação a 13mm de profundidade.

Confirmou-se a existência de associação linear entre número de perfurações e a temperatura no grupo GE, com a broca $\varnothing 2,0\text{mm}$ ($p=0,003$). Na tabela abaixo são apresentadas as estimativas dos coeficientes angulares do modelo linear e valores de p .

Tabela 13 – Coeficientes do modelo linear e valores de p número de perfurações e a temperatura.

Material	Broca (\varnothing)	Coef. estimado	Valor de p
GA	2,0	-0,0045	0,897
	2/3	-0,0334	0,340
	3,0	-0,0199	0,567
GZ	2,0	0,0157	0,749
	2/3	0,0257	0,601
	3,0	-0,0099	0,840
GE	2,0	0,1648	0,003
	2/3	0,0178	0,717
	3,0	0,0819	0,105

Na figura abaixo podem ser observados os resultados desta variável para a broca $\varnothing 2,0\text{mm}$ do GE, de acordo com o número de perfurações.

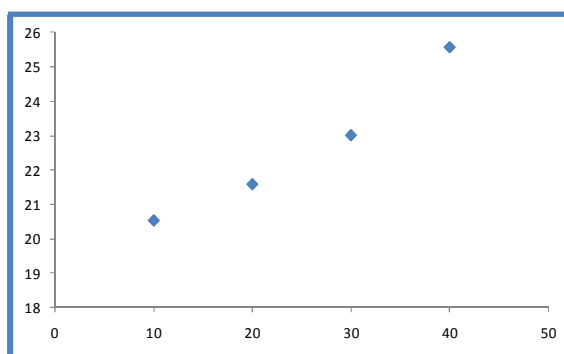


Figura 69 - Resultados para broca $\varnothing 2,0\text{mm}$ GE, de acordo com o número de perfurações.

Adicionalmente, testou-se a H_0 de homogeneidade da associação entre número de perfurações e temperatura para os três grupos de materiais *versus* a H_a de que pelo menos um tipo de material, com associação entre o número de perfurações e temperatura diferente das demais combinações. O resultado da avaliação estatística indicou a não rejeição da H_0 ($p=0,013$), indicando que há evidência de um efeito diferenciado do número de perfurações sobre a temperatura para algum material em particular, no caso o grupo GE ($p=0,004$). Na figura abaixo pode ser visualizado as variações da temperatura média sem irrigação a 13mm de profundidade de acordo com o número de perfurações para o GE.

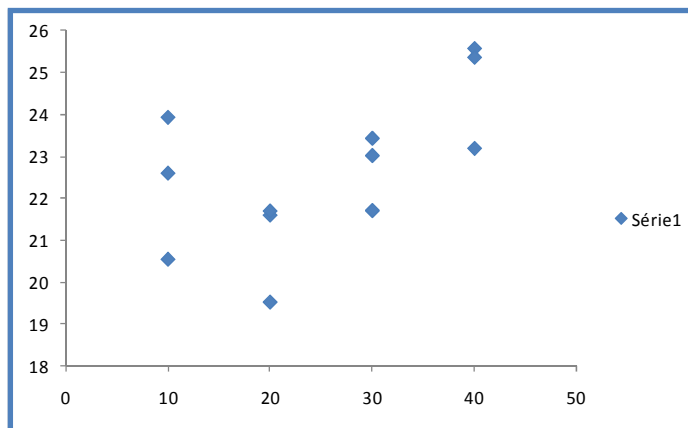


Figura 70 - Variações térmicas sem irrigação (13mm), com número de perfurações para GE.

Para cada material testou-se a H_0 de ocorrência da média de temperatura igual para os três diâmetros de broca *versus* a H_a de pelo menos um diâmetro de broca com média térmica diferente das demais. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p .

Tabela 14 - Valores de p para os três grupos de materiais testados

Tipo de material	Valor de p
GA	0,222
GZ	<0,001
GE	0,861

Em função de que dentro do material GZ identificou-se diferença significativa entre pelo menos um diâmetro de broca, na tabela abaixo são apresentados os valores de p , das comparações dos diâmetros dois a dois, dentro deste material.

Tabela 15 - Valores de p dos diâmetros, dois a dois, dentro do material GZ.

Brocas sob comparação	Material GZ
2,0 x 2/3	0,286
2,0 x 3,0	<0,001
2/3 x 3,0	<0,001

Os grupos de materiais foram comparados para cada tamanho de broca. Assim, testou-se a H_0 de média térmica igual para os três tipos de materiais, *versus* a H_a de pelo menos um tipo de material com média térmica diferente das demais. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p desses testes.

Tabela 16 - Valores de p os diferentes diâmetros.

Tamanho de broca (\emptyset)	Valor de p
2,0	0,889
2/3	0,186
3,0	0,408

Na figura abaixo podem ser visualizados os resultados desta variável.

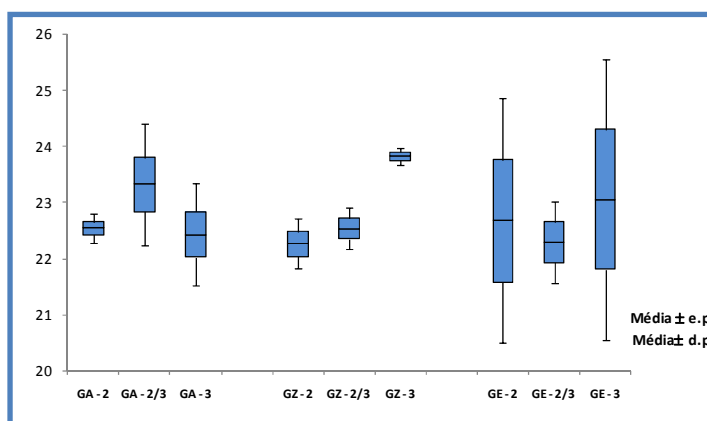


Figura 71 - Variações térmicas sem irrigação (13mm) para cada material e diâmetro de broca.

7.1.5.8 – Variação da temperatura média ($^{\circ}\text{C}$) nos experimentos sem irrigação a 13mm X temperatura base (TB) dos espécimes.

Avaliou-se existência ou não de associação variáveis explicativas e a variação térmica média sem irrigação (13mm) com TB (variável resposta). O resultado do teste estatístico indicou que não há evidência de associação linear entre as variáveis: tipo de material, tamanho da broca e número de perfurações com a variação térmica média com a TB ($p=0,469$). Na figura abaixo podem ser visualizados os resultados desta variável.

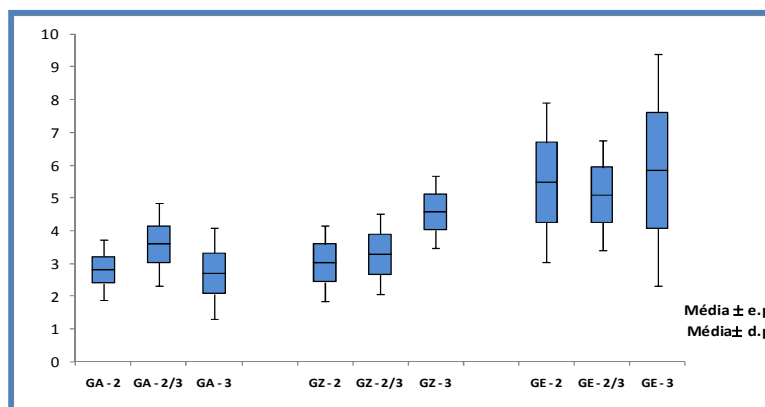


Figura 72 – Visualização dos resultados variação térmica sem irrigação (13mm) com TB.
7.1.6- Representação gráfica das temperaturas médias ($^{\circ}\text{C}$) por grupos de materiais.

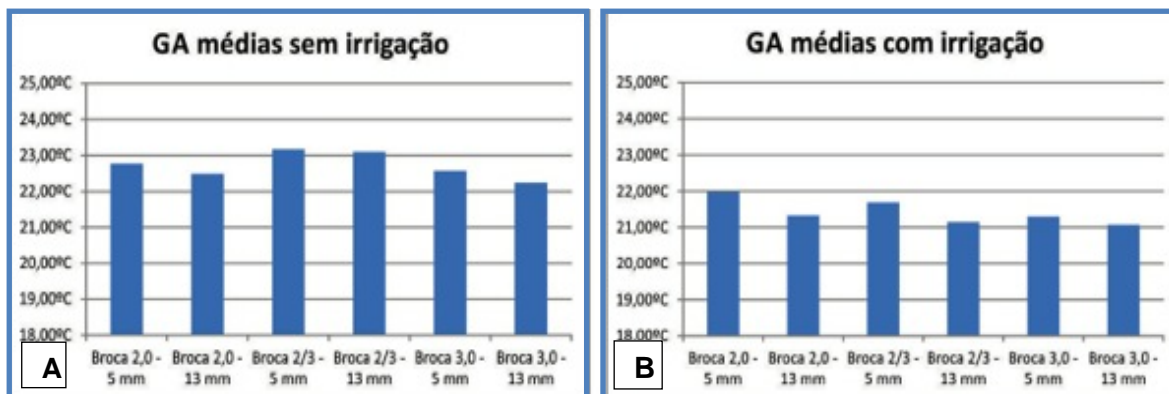


Figura 73 – A, Médias térmicas (°C) do grupo aço DLC sem irrigação. B - Grupo com irrigação para as brocas GA.

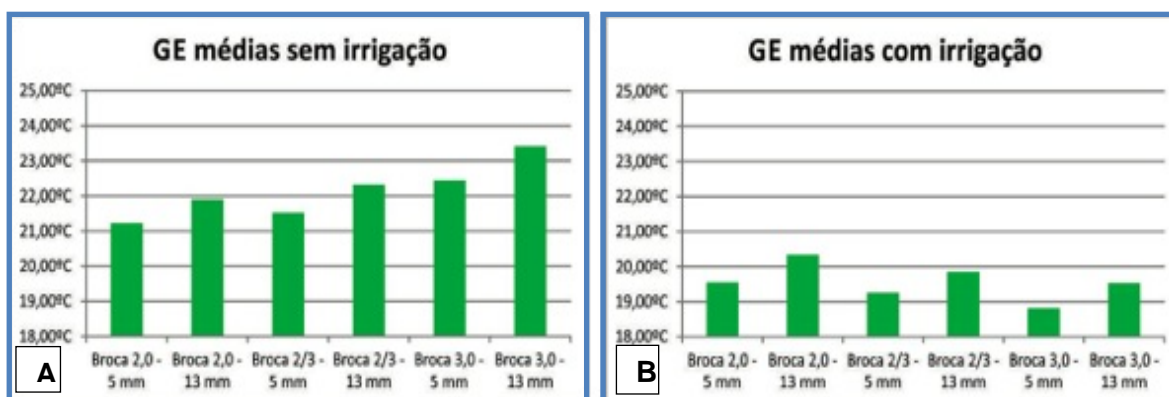


Figura 74 – A, Grupo aço experimental sem irrigação. B – Médias térmicas (°C) do grupo GE com uso da irrigação externa.

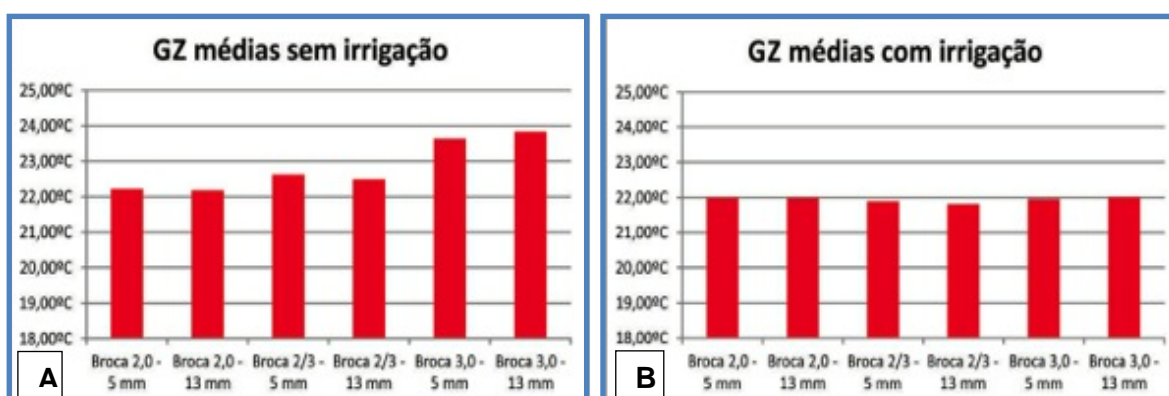


Figura 75 – A, Médias térmicas (°C) do grupo cerâmica (GZ) sem irrigação. B - Cerâmica ATZ com uso de irrigação externa.

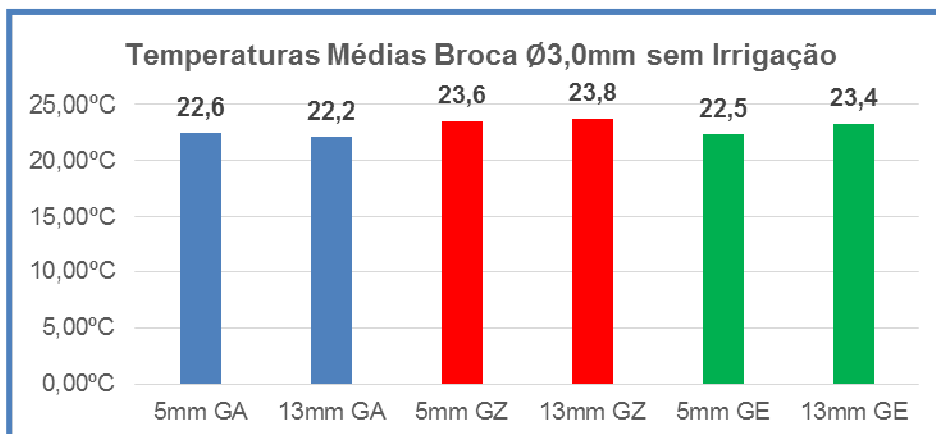


Figura 76 – Representação das temperaturas médias da broca Ø3,0mm sem Irrigação.

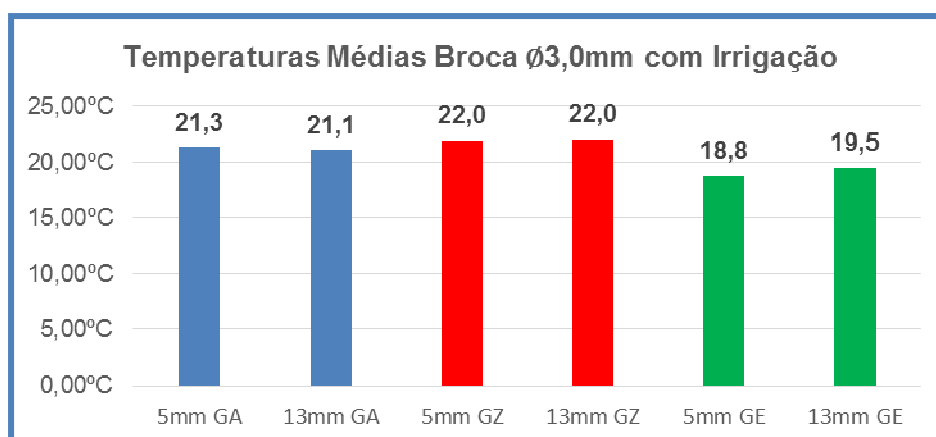


Figura 77 - Representação das temperaturas médias da broca Ø3,0mm sem Irrigação.

7.1.7 - Representação gráfica das máximas térmicas (°C) por grupos de materiais.

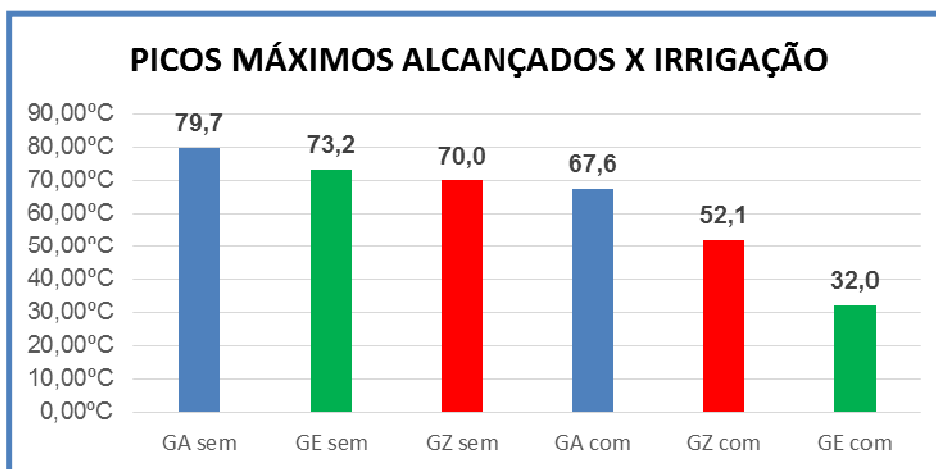


Figura 78 - Temperaturas máximas atingidas durante os ensaios em costelas bovinas.

7.2 Sugestão para futuros trabalhos.

7.2.1 - Linhas de pesquisa para aquecimento com brocas cirúrgicas:

- Em modelo animal e mecânico semelhante a este experimento, fazer uso de termopares *tipo T* mais próximos do diâmetro final da broca (0,5mm);
- No módulo de leitura de 20 canais, selecionar os dados de aquecimento apenas das furações proximais à broca, ao invés da leitura simultânea de todos os canais;
- Utilizar três ou mais termopares dispostos perpendicularmente ao canal a ser preparado, ao invés de canais paralelos colaterais;
- Correlacionar diferentes métodos de aquisição de temperatura, como o uso de termografias IV e termoresistores;
- Na avaliação da temperatura e desgaste da broca com o uso, aumentar do número de perfurações para 100 ou mais.

7.2.2 - Pesquisas e desenvolvimento de métodos para avaliação de desgastes em brocas cirúrgicas:

- Repetir os experimentos na metodologia utilizada, incluindo processos de esterilização das brocas, com até 100 usos e análises metalográfica com SEM;
- Para testes de EC em laboratório, utilizar o mesmo *blank* para todos os grupos, incluindo todas as brocas do estudo;
- Para análise da vida útil das brocas, desenvolver um método de avaliação acessível aos clínicos, como uso de lupas especiais com aumentos de até 100x;
- Desenvolver *blank* acoplado a um sistema padronizado com variação no tempo de furação para a avaliação da afiação e vida útil da broca, acessível aos clínicos;
- Uso de marcadores de superfície eficientes e com marcas referencias ou revestimentos de brocas específicos para limite de utilizações.

7.3 Médias térmicas (°C) dos 3 grupos e divisão dos 5 subgrupos em 45 partes

DIVISÃO SUB-GRUPOS	IRRIG	Broca 2,0mm				Broca 2/3mm				Broca 3,0mm			
		5mm		13mm		5mm		13mm		5mm		13mm	
		MAX	MED	MAX	MED	MAX	MED	MAX	MED	MAX	MED	MAX	MED
SGA 1 (10)	SEM	37,80	22,80	25,28	22,51	46,88	26,11	33,38	24,75	31,82	23,15	79,65	22,84
SGA 2 - 1a P	COM	28,27	22,45	54,16	22,56	22,36	20,57	22,55	20,89	22,63	20,41	22,52	20,58
SGA 2 - 2a P	SEM												
SGA 3 - 1a P	COM	35,27	23,95	34,76	23,18	35,29	23,84	35,44	23,28	28,52	22,37	24,13	22,21
SGA 3 - 2a P	SEM	26,23	23,02	29,37	22,95	27,50	23,26	31,50	23,20	25,42	23,43	28,27	23,55
SGA 3 - 3a P	SEM	35,27	23,61	34,76	23,08	35,29	24,07	30,49	23,37	28,52	22,46	77,58	22,32
SGA 4 - 1a P	COM	35,19	22,05	23,41	21,32	35,06	22,74	22,34	21,37	35,50	22,63	23,92	21,47
SGA 4 - 2a P	COM	36,15	22,11	24,84	21,58	22,50	21,66	22,60	21,62	22,98	21,34	23,07	21,27
SGA 4 - 3a P	SEM	24,06	21,56	23,76	21,37	21,96	20,72	28,21	20,60	33,50	20,45	22,69	20,26
SGA 4 - 4a P	SEM	29,82	23,00	23,72	22,54	25,83	22,07	38,12	23,98	32,34	23,03	25,01	21,72
SGA 5 - 1a P	COM	22,90	19,94	21,31	19,71	22,42	21,10	22,14	21,38	23,64	19,94	21,64	19,78
SGA 5 - 2a P	COM	35,27	20,00	21,44	19,67	44,10	20,11	19,69	19,17	67,60	20,59	21,06	19,34
SGA 5 - 3a P	COM	59,41	21,99	20,49	19,50	26,42	21,61	29,83	19,75	25,53	21,51	40,00	20,27
SGA 5 - 4a P	COM	32,89	23,33	24,58	23,13	23,74	21,88	23,84	21,69	24,00	21,57	23,63	23,63
SGA 5 - 5a P	SEM	25,81	22,61	26,30	22,49	25,42	22,78	26,34	22,69	25,85	22,89	24,81	22,76
TEMP. MÉDIA			22,32		21,83		22,32		21,98		21,84		21,57
TEMP. MÁX.		59,41		54,16		46,88		38,12		67,60		79,65	
SGZ 1 (10)	SEM	23,88	21,35	26,21	21,07	25,32	21,72	28,87	21,41	30,98	22,82	37,22	19,94
SGZ 2 - 1aP	COM	25,67	22,10	25,99	22,02	24,72	21,71	28,23	21,64	27,95	21,93	28,97	22,07
SGZ 2 - 2aP	COM	69,95	20,94	23,09	21,08	25,05	20,33	22,48	20,15	58,83	20,12	24,12	20,22
SGZ 3 - 1a P	SEM	33,69	22,93	43,82	23,20	28,25	22,52	27,26	22,61	43,77	24,75	52,08	25,21
SGZ 3 - 2a P	SEM	25,75	21,69	24,13	21,44	27,06	21,77	26,27	21,54	29,80	22,40	28,79	22,13
SGZ 3 - 3a P	SEM	25,16	21,99	25,26	22,00	28,55	23,22	24,57	23,06	30,07	23,45	35,62	23,60
SGZ 4 - 1a P	COM	25,82	22,32	26,01	22,29	26,53	22,21	27,05	22,31	24,58	21,96	23,78	22,37
SGZ 4 - 2a P	COM	24,42	21,81	24,18	21,88	26,32	22,12	25,67	21,77	25,41	22,09	25,09	21,88
SGZ 4 - 3a P	COM	25,12	21,93	23,94	21,87	26,46	22,47	27,11	22,47	25,84	22,20	27,20	21,99
SGZ 4 - 4a P	COM	26,18	22,14	26,52	22,15	24,91	21,86	26,19	21,90	25,62	22,16	26,94	22,22
SGZ 5 - 1a P	COM	26,39	22,33	25,49	22,20	25,01	22,31	24,74	22,28	26,99	22,73	27,73	22,76
SGZ 5 - 2a P	SEM	26,82	23,16	26,73	23,15	28,70	23,55	27,26	23,66	39,23	24,78	49,20	25,66
SGZ 5 - 3a P	SEM	25,60	21,54	24,83	21,53	29,83	22,56	27,53	22,35	31,83	23,66	32,65	23,72
SGZ 5 - 4a P	SEM	29,61	22,89	26,86	22,84	28,58	22,97	29,38	22,83	32,86	23,61	31,38	23,75
SGZ 5 - 5a P	COM	25,28	22,44	24,75	22,40	25,52	22,20	23,75	21,95	26,49	22,45	25,88	22,56
Temp. Média			22,10		22,07		22,23		22,13		22,74		22,86
Temp. Máx.		69,95		43,82		29,83		29,38		58,83		52,08	
SGE 1 (10)	SEM	24,72	19,63	28,88	20,77	28,32	19,12	24,90	19,98	43,39	21,22	45,83	23,22
SGE 2 - 1a P	SEM	24,00	20,67	32,17	21,32	33,22	28,57	37,07	30,11	40,35	25,57	43,83	27,09
SGE 2 - 2a P	COM	23,99	20,02	24,07	20,65	26,64	19,81	24,22	20,23	27,88	19,98	25,63	20,94
SGE 3 - 1a P	SEM	25,67	20,99	26,35	21,47	23,08	18,90	23,67	19,01	27,16	19,44	26,13	19,92
SGE 3 - 2a P	COM	21,11	17,58	31,66	18,20	20,81	17,80	25,70	18,02	20,62	17,27	21,70	17,78
SGE 3 - 3a P	SEM	33,23	24,74	31,35	25,30	28,17	22,02	28,46	23,09	58,63	26,33	49,56	26,73
SGE 4 - 1a P	SEM	22,16	18,45	21,15	18,58	28,42	20,92	25,46	21,24	49,67	24,95	63,66	25,44
SGE 4 - 2a P	COM	21,05	18,80	22,95	19,45	21,92	18,80	22,17	18,95	22,10	18,75	22,97	19,27
SGE 4 - 3a P	SEM	26,42	20,07	22,84	20,71	28,37	20,01	24,69	20,31	25,53	19,53	23,84	20,10
SGE 4 - 4a P	COM	22,85	19,59	27,79	20,41	25,01	19,23	32,04	20,11	22,04	18,68	23,63	19,47
SGE 5 - 1a P	COM	24,35	21,36	26,02	22,83	23,74	21,08	26,12	22,32	23,35	19,17	24,02	20,17
SGE 5 - 2a P	SEM	30,10	20,75	30,86	21,59	27,83	20,56	31,90	21,69	26,49	18,92	22,85	19,52
SGE 5 - 3a P	COM	22,77	20,07	25,23	20,84	25,39	18,64	22,78	19,35	24,03	18,36	22,40	18,85
SGE 5 - 4a P	SEM	38,65	24,53	38,41	25,56	32,22	22,14	29,51	23,18	66,54	23,64	73,21	25,35
SGE 5 - 5a P	COM	23,77	19,51	24,64	20,00	22,08	19,48	23,68	20,05	23,09	19,50	23,88	20,29
Temp. Média			20,45		21,18		20,47		21,18		20,75		21,61
Temp. Máxima		38,65		38,41		33,22		37,07		66,54		73,21	

Quadro 9 - Médias de temperaturas nos dois níveis de profundidade (5 e 13mm) para cada sequência de 10 preparos e as máximas alcançadas com todas as brocas durante os experimentos nas costelas bovinas, com e sem irrigação externa. No SGA-2 (2ª Parte) os dados registrados com câmera IV (*Infrared Camera, Flir SC620*), sem os termopares.

7.4 Sequência de imagens – teste no grupo SGA-2 (2ª parte) com câmera infra-vermelho

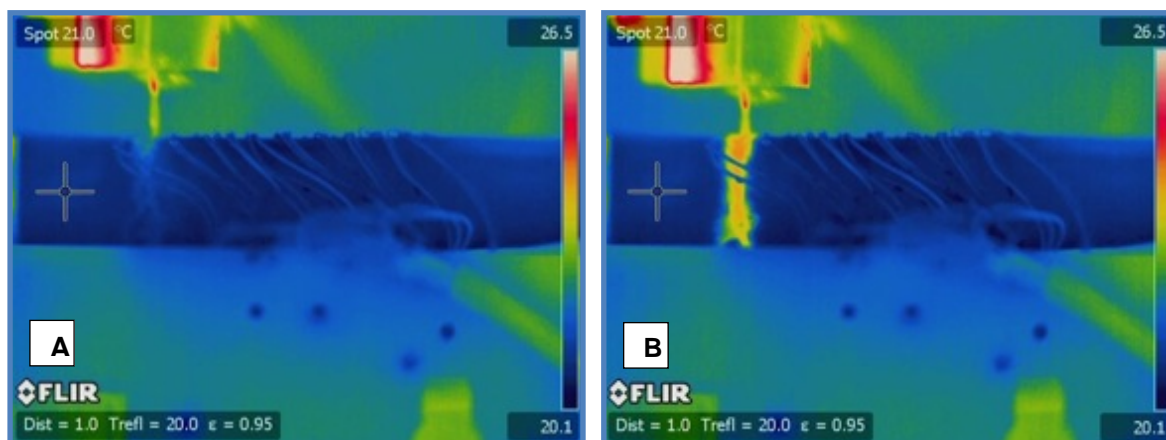


Figura 79 - A, Registro com câmera de raios infra-vermelho - IV (*Flir SC620*), com 3.2 megapixel (640x480 pixel de resolução) no início da furação no grupo SGA-2, 2ª parte com a broca 2,0mm, sem irrigação. B - Aquecimento registrado com câmera (IV) ao final da primeira furação sem uso de irrigação na costela bovina.

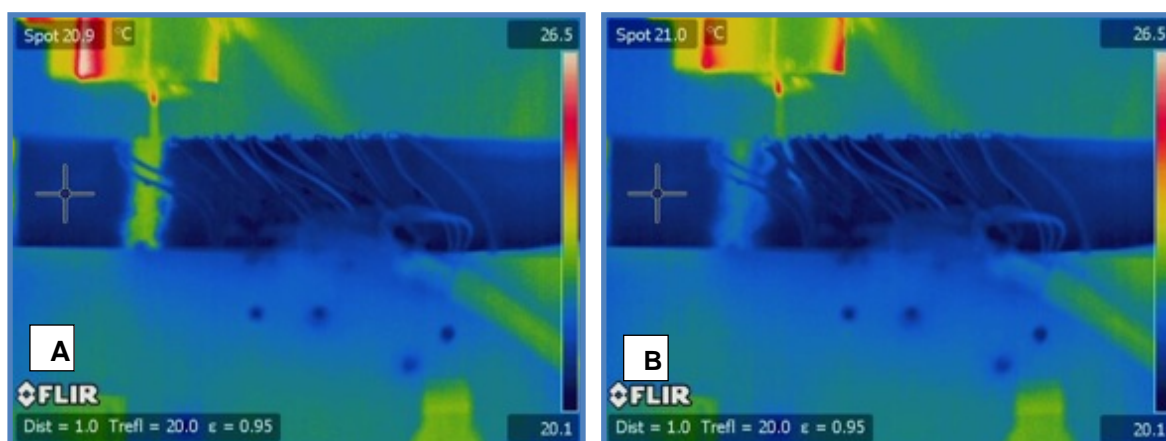


Figura 80 – A, Teste com a câmera IV (*Infrared Camera, Flir SC620*), após o término da primeira furação com a broca 2,0mm do GA-2, sem uso de irrigação (2ª Parte). B – Início da segunda furação com a mesma broca no espécime bovino.

7.5 Quadro geral com todos os dados das variáveis para as análises estatísticas.

MATERIAL	BROCA	Nº PERIF. (SG)	MASSA (g)	EFICIÊNCIA DE CORTE (EC)							TEMPERATURA (°C)												DIFERENÇA ENTRE A TEMPERATURA MÉDIA E DOS PICOS TÉRMICOS COM A TEMPERATURA BASE (°C)											
				ANTES		DEPOIS		VOLTAGS	TORQUE (N/cm)	TEMPO (s)	COM IRRIGAÇÃO			SEM IRRIGAÇÃO			COM IRRIGAÇÃO			SEM IRRIGAÇÃO			COM IRRIGAÇÃO			SEM IRRIGAÇÃO								
				TORQUE (N/cm)	TEMPO (s)	TORQUE (N/cm)	TEMPO (s)				BASE	MÉDIA	PICOS	MÉDIA	PICOS	MÉDIA	PICOS	BASE	MÉDIA	PICOS	MÉDIA	PICOS	BASE	MÉDIA	PICOS	MÉDIA	PICOS							
G	2.0	10	0.6946	0.6945	7	7.8	86	102.6	20.53	22.10	21.69	35.27	54.16	22.80	22.51	37.80	25.28	20.53	1.57	1.16	14.74	13.10	2.27	1.98	17.27	4.75								
		20	0.6965	0.6985	7	8.4	92.1	104.1	19.18	21.06	20.63	36.15	24.84	23.02	22.95	26.23	29.37	19.18	1.88	1.45	16.97	5.66	3.84	3.77	7.05	10.19								
		30	0.6954	0.6954	6.8	8	89.4	7.1	7.5	81.6	20.54	21.99	19.50	59.41	20.49	22.59	22.23	35.27	34.76	20.54	1.45	-1.04	38.87	-0.05	2.05	1.69	14.73	14.22						
		40	0.6832	0.6832	8.4	9	98.6	6.3	10.1	114.0	19.34	23.33	23.13	32.89	24.58	22.00	22.54	29.82	23.72	19.34	3.99	3.79	13.55	5.24	3.66	3.20	10.48	4.38						
		50	0.6952	0.6951	5.3	4.2	98.6	6.2	5.0	108.2	19.07	22.06	21.73	35.29	35.44	22.61	22.49	25.81	26.30	19.07	1.53	1.2	5.77	5.62	5.58	4.22	8.32	12.32						
A	2.0/3.0	10	1.1550	1.1549	7.2	6.5	89.7	7.1	6.9	95.8	20.06	22.25	22.17	26.39	26.01	22.14	22.14	33.69	43.82	19.18	1.71	1.22	24.92	3.42	4.08	4.02	27.50	31.50						
		20	1.1571	1.1570	6.8	4.0	103.4	6.6	9.8	111.1	17.67	21.38	21.48	69.95	24.18	22.43	22.3	26.82	26.73	17.67	3.71	3.81	52.28	6.51	4.76	4.63	9.15	9.06						
		30	1.1551	1.1551	6.4	6.2	440.3	6.0	35.0	447.1	20.54	21.51	20.27	25.53	40.00	21.46	21.29	33.50	77.58	20.54	0.97	-0.27	4.99	19.46	0.92	0.75	12.96	57.04						
		40	1.1553	1.1551	6.7	33.1	421.9	6.2	37.3	476.7	19.34	21.57	23.63	24.00	23.63	23.03	21.72	32.34	25.01	19.34	2.23	4.29	4.66	4.29	3.69	2.38	13.00	5.67						
		50	1.1561	1.1560	5.7	54.9	735.2	6.2	61.8	801.6	19.07	22.78	22.69	25.42	26.34	22.89	22.76	25.85	24.81	19.07	0.81	0.48	14.97	3.60	2.62	2.31	11.29	59.12						
D	3.0	10	1.1490	1.1490	6.4	35.5	476.6	6.4	41.0	526.1	20.06	22.25	22.17	26.39	26.01	22.14	22.14	33.69	43.82	19.18	1.71	1.22	24.92	3.42	4.08	4.02	27.50	31.50						
		20	1.1709	1.1709	6.8	35.1	446.2	6.8	40.2	516.1	19.18	20.97	20.31	67.60	23.07	23.43	23.55	25.42	28.27	19.18	1.79	1.13	48.42	3.89	4.25	4.37	6.24	9.09						
		30	1.1440	1.1438	6.4	6.2	440.3	6.0	35.0	447.1	20.54	21.51	20.27	25.53	40.00	21.46	21.29	33.50	77.58	20.54	0.97	-0.27	4.99	19.46	0.92	0.75	12.96	57.04						
		40	1.1618	1.1617	6.7	33.1	421.9	6.2	37.3	476.7	19.34	21.57	23.63	24.00	23.63	23.03	21.72	32.34	25.01	19.34	2.23	4.29	4.66	4.29	3.69	2.38	13.00	5.67						
		50	1.1654	1.1652	5.7	54.9	735.2	6.2	61.8	801.6	19.07	22.78	22.69	25.42	26.34	22.89	22.76	25.85	24.81	19.07	0.81	0.48	14.97	3.60	2.62	2.31	11.29	59.12						
Z	2.0	10	0.6960	0.6958	7.2	6.5	89.7	7.1	6.9	95.8	20.06	22.25	22.17	26.39	26.01	22.14	22.14	33.69	43.82	19.18	1.71	1.22	24.92	3.42	4.08	4.02	27.50	31.50						
		20	0.6986	0.6985	7.5	8.7	103.4	6.6	9.8	111.1	17.67	21.38	21.48	69.95	24.18	22.43	22.3	26.82	26.73	17.67	3.71	3.81	52.28	6.51	4.76	4.63	9.15	9.06						
		30	0.7023	0.7022	6.6	9.4	107.4	6.6	9.5	107.6	19.42	21.93	21.87	25.12	23.94	21.77	21.77	25.60	25.26	19.42	4.17	4.48	19.81	29.78	2.35	2.35	6.18	5.84						
		40	0.6966	0.6965	8.8	6.1	67.9	8.5	6.6	68.1	19.84	22.14	22.15	26.18	26.52	22.89	22.84	29.61	26.86	19.84	2.30	2.31	6.34	6.88	3.05	3.00	9.77	7.02						
		50	0.6987	0.6986	6.6	4.2	42.2	7.6	5.9	74.7	20.79	19.51	20.00	25.28	24.75	22.89	22.76	25.85	24.81	20.79	-1.28	-79.00	4.47	3.99	3.82	3.69	6.78	5.74						
C	2.0/3.0	10	0.8237	0.8236	6.9	10.3	117.6	6.7	10.8	124.6	15.97	21.36	22.83	24.35	26.02	19.94	20.54	25.67	32.17	15.97	5.39	6.86	8.38	10.05	3.97	4.57	9.70	16.20						
		20	0.7010	0.7008	6.8	11.2	128.8	6.8	11.4	132.9	18.85	18.80	19.43	23.99	31.66	20.75	21.59	30.10	30.86	18.85	-0.05	0.58	5.14	12.81	1.90	2.74	11.25	12.01						
		30	0.6993	0.6991	7	10.8	124.3	6.9	11.9	138.7	16.86	20.07	20.84	22.77	25.23	22.41	23.01	33.23	31.35	16.86	3.21	3.98	5.91	8.37	5.55	6.15	16.37	14.49						
		40	0.6982	0.6980	7	11	127.5	7.1	11.4	132.0	17.1	19.59	20.41	22.85	27.79	24.53	25.56	38.65	38.41	17.1	2.49	3.31	5.75	10.69	7.43	8.46	21.55	21.31						
		50	0.7051	0.7048	7.1	10	112.7	6.8	10.1	114.8	17.66	19.51	20.00	23.77	24.64	21.88	22.59	33.22	37.07	17.66	1.85	2.34	6.11	6.98	5.91	6.62	17.25	21.10						
E	2.0/3.0	10	1.1383	1.1383	5.3	6.9	69.1	5.1	7.2	77.4	15.97	21.36	22.83	24.35	26.02	19.94	20.54	25.67	32.17	15.97	5.39	6.86	8.38	10.05	3.97	4.57	9.70	16.20						
		20	1.1412	1.1411	5	9.5	107.2	5.2	9.6	108.8	18.85	18.67	19.33	27.88	25.63	18.92	19.52	26.49	22.85	18.85	-0.18	0.48	9.03	6.78	0.07	0.67	7.84	4.00						
		30	1.1440	1.1439	5.1	12.6	147.7	4.9	12.5	146.2	16.86	18.36	18.85	24.03	22.40	22.93	23.42	36.63	49.56	16.86	1.50	1.99	7.17	5.54	6.07	6.58	41.77	32.70						
		40	1.1425	1.1423	5.5	4.9	44.2	5.6	5.5	53.6	17.1	19.23	20.11	25.01	32.04	22.14	23.18	32.22	29.51	17.1	2.13	3.01	7.91	14.94	5.04	6.08	15.12	12.41						
		50	1.1362	1.1360	5.3	6.9	69.1	5.1	7.2	77.4	17.66	19.48	20.05	22.08	23.68	22.80	23.92	49.67	63.66	17.66	1.82	2.39	4.42	6.02	6.83	7.95	33.70	47.69						
I	3.0	10	1.1476	1.1475	5	9.5	107.2	5.2	9.6	108.8	18.85	18.67	19.33	27.88	25.63	18.92	19.52	26.49	22.85	18.85	-0.18	0.48	9.03	6.78	0.07	0.67	7.84	4.00						
		20	1.1476	1.1469	5.1	12.6	147.7	4.9	12.5	146.2	16.86	18.36	18.85	24.03	22.40	22.93	23.42	36.63	49.56	16.86	1.50	1.99	7.17	5.54	6.07	6.58	41.77	32.70						
		30	1.1472	1.1511	5.5	4.9	44.2	5.6	5.5	53.6	17.1	18.68	19.47	22.04	23.63	23.64	25.35	66.54	73.21	17.1	1.84	2.37	4.94	6.53	8.54	8.25	49.44	56.11						
		40	1.1453	1.1451	5.6	4.5	39.5	5.3	2.8	36.2	17.66	19.50	20.29	23.09	23.88	23.64	25.35	66.54	73.21	17.66	1.84	2.63	5.43	6.22	6.83	7.95	33.70	47.69						
		50	1.1465	1.1461	5.6	4.5	39.5	5.3	2.8	36.2	17.66	19.50	20.29	23.09	23.88	23.64	25.35	66.54	73.21	17.66	1.84	2.63	5.43	6.22	6.83	7.95	33.70	47.69						

Quadro 10 - Médias térmicas (°C) dos 3 grupos e divisão dos 5 subgrupos, com 5 brocas cada, distribuídos em 45 experimentos, com todas variáveis para as análises estatísticas.

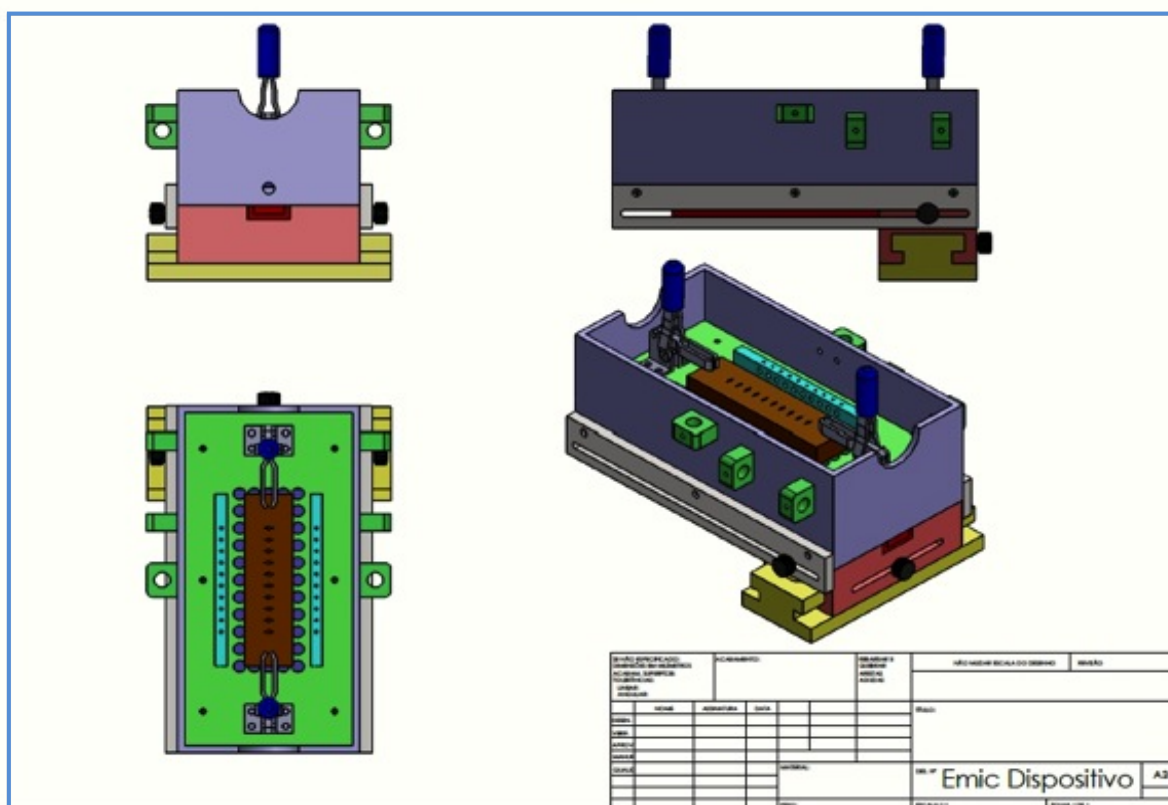
8. Anexos

8.1 Certificado de rastreabilidade dos animais: Nº 21828 e Nº 21839.

Identificação do animal		Identificação da carne			Identificação do produtor				
Número	Sexo	Idade (meses)	Raça	Peso Carneço (kg)	Rendimento (%)	Gordura (cm)	Criador	Terminador	Ordem
21828	M	17	Angus	303	57,9	4,0	Nova Flórida Agropecuária	Nova Flórida Agropecuária	64
21839	M	17	Angus	294	57,9	4,5	Nova Flórida Agropecuária	Nova Flórida Agropecuária	66

Local: Casa de Carnes Vivan Data do Abate: 07/03/14

8.2 Projeto da caixa acrílica para os experimentos *in vitro*



8.3 Normas para publicação dos artigos

8.3.1 Artigo 1 - *Dental Materials – Elsevier Journal*

<http://www.elsevier.com/journals/dental-materials/0109-5641/guide-for-authors#25000>

8.3.2 Artigo 2 - *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*

[http://onlinelibrary.wiley.com/journal/10.1002/\(ISSN\)15524981/homepage/ForAuthors.html](http://onlinelibrary.wiley.com/journal/10.1002/(ISSN)15524981/homepage/ForAuthors.html)

8.4 Endereço eletrônico do autor

dr.celsohochscheidt@gmail.com

celsoh@sesa.pr.org.br