MARCELO BERTOLETE CARNEIRO

DETERMINAÇÃO DA VIDA DE BROCAS UTILIZADAS EM IMPLANTODONTIA E INFLUÊNCIA DAS CONDIÇÕES DE CORTE

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2009

MARCELO BERTOLETE CARNEIRO

DETERMINAÇÃO DA VIDA DE BROCAS UTILIZADAS EM IMPLANTODONTIA E INFLUÊNCIA DAS CONDIÇÕES DE CORTE

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA.**

Área de Concentração: Materiais e Processos de Fabricação.

Orientador: Prof. Dr. Álisson Rocha Machado

UBERLÂNDIA – MG
2009

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

C289d Bertolete, M. C. 1981-
Determinação da vida de brocas utilizadas em implantodontia e influência das condições de corte / M. C. Bertolete - 2009.
158 f. : il.

Orientador: Álisson Rocha Machado.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.

1. Usinagem - Teses. 2. Brocas (Ferramenta) - Teses. 3. Ferramentas para cortar metais - Teses. 4. Implantodontia - Teses. I. Machado, Álisson Rocha, 1956- II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 621.9

Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
Av . João Naves de Ávila, 2121 - 38400-902 Fone: 0XX(34)32394149 Ramal 42
FAX: 0XX(34)32394282 – Campus Santa Mônica - Uberlândia MG

ALUNO: Marcelo Bertolete Carneiro

NÚMERO DE MATRÍCULA: 89205

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Materiais e Processos de Fabricação

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA: NÍVEL MESTRADO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:

"Determinação da Vida de Brocas Utilizadas em Implantodontia e Influência das Condições de Corte"

ORIENTADOR: Prof. Dr. Álisson Rocha Machado

A Dissertação foi **APROVADA** em reunião pública, realizada na Sala 206 do Bloco 1M, Campus Santa Mônica, em 25 de setembro de 2009, às 08:00 horas, com a seguinte Banca Examinadora:

NOME		ASSINATURA
Prof. Dr. Álisson Rocha Machado	UFU	
Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes	UFU	
Prof. Dr. José Luis Lopes da Silveira	UFRJ	
Dr. Nelis Evangelista Luiz	SIN-SP	

Uberlândia, 25 de setembro de 2009

Enormemente a minha família pela compreensão e apoio irrestrito durante toda a minha vida. E a Patrícia e ao Rafael pelo companheirismo agora e na vida futura.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realização do curso.

Ao Prof. Dr. Álisson Rocha Machado pela orientação desde a iniciação científica ao mestrado, e pelas oportunidades a mim oferecidas.

Ao Prof. Dr. Márcio Bacci da Silva que me possibilitou o primeiro contato com o Laboratório de Pesquisa e Ensino em Usinagem (LEPU).

Ao Técnico Reginaldo Ferreira de Souza por ter me ensinado e confiado à operação de algumas máquinas de usinagem.

Aos colegas do LEPU pelos quatro anos de convivência.

Ao Dr. Nelis Evangelista Luiz, engenheiro mecânico da empresa SIN – Sistema de Implante, que colaborou grandemente para a realização deste trabalho.

A CAPES pela concessão da bolsa de mestrado e a FAPEMIG pelo financiamento desta pesquisa através do projeto TEC APQ-4079-6.01/07.

Finalmente, agradeço aos meus pais, mestres para minha vida, ao meu querido irmão, à minha estimada sobrinha e aos meus sobrinhos, à minha avó e ao meu tio.

“Deus, dai a força àquele que passa pela provação, dai a luz àquele que procura a verdade, ponde no coração dos homens a compaixão e a caridade. Deus, dai ao viajante a estrela guia, ao aflito a consolação, ao doente o repouso. Pai, daí ao culpado o arrependimento, ao espírito a verdade, a criança o guia, ao órfão o pai. Deus, dai-nos a força de ajudar o progresso, a fim de subirmos até Vós, dai-nos a caridade pura, dai-nos a fé e a razão, dai-nos a simplicidade que fará das nossas almas o espelho onde se deve refletir a vossa imagem.”

(Prece de Caritas, Rayonnements de la Vie Espirituelle, 1875)

Bertolete, M. C. **Determinação da Vida de Brocas Utilizadas em Implantodontia e Influência das Condições de Corte.** 2009, 158 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia/MG.

Resumo

O objetivo deste trabalho é determinar a vida de brocas para implantodontia através de furação em tíbia bovina e estudar a influência das condições de corte utilizadas. As variáveis de entrada do trabalho foram o material de ferramenta, a velocidade de avanço e a rotação. E as variáveis de saída monitoradas foram o número de furos realizados, a temperatura próxima à parede óssea, a força de avanço e o desgaste das ferramentas. Os testes foram executados em um Centro de Usinagem variando os parâmetros de corte seguindo um planejamento experimental 2^3. Três tipos de materiais de ferramenta não revestidos foram utilizados, um aço inoxidável martensítico (M340/Böhler), um aço inoxidável austenítico (AISI 316L) e um cerâmico (zircônia estabilizada com Y_2O_3). A vida da ferramenta foi expressa pelo número de furos realizados considerando como critério de fim de vida a temperatura na peça igual a 47ºC. As temperaturas foram monitoradas pelo uso de três termopares do tipo T (cobre-constantan) inseridos no corpo-de-prova e posicionados próximo à parede do furo. A força de avanço foi medida com um dinamômetro rotativo Kistler. Uma placa de aquisição de dados e um computador foram utilizados para a automação do sistema de medição. Uma mistura de 20% de líquido de arrefecimento automotivo foi utilizada como refrigerante (irrigação) a uma vazão de 160 ml/min. Os resultados mostraram que o aço inoxidável martensítico superou o aço inoxidável austenítico e o material cerâmico. Menores temperaturas e um estado de conformidade aos padrões clínicos para valores de força de avanço foram obtidos com os maiores parâmetros de corte (45 mm/min e 2500 rpm). Observou-se que velocidade de avanço alta promove principalmente a queda da temperatura, enquanto a rotação elevada à queda na força de avanço.

Palavras-Chave: Implantodontia. Usinabilidade. Brocas odontológicas. Temperatura de usinagem. Força de avanço. Desgaste da ferramenta.

Bertolete, M. C. **Life Twist Drills Used in Implantodology and Influence of the Cutting Conditions.** 2009, 158 p. M. SC. Dissertation, Federal University Federal of Uberlândia, Uberlândia/MG.

Abstract

The aim of this work is to determine the life of twist drills used for dental implantology when drilling bovine tibia bones and to study the influence of the cutting conditions. The inputs variables considered were the cutting tool material, the feed velocity and the spindle speed. The outputs variables monitored were the number of drilled holes, the workpiece temperature, the thrust force and the tool wear. The tests were carried out in a CNC machine center and the cutting parameters were varied following a 2^3 experimental design. Three types of uncoated tool materials were used, a martensitic stainless steel (M340/Böhler), an austenitic stainless steel (AISI 316L) and a ceramic (zircon stabilized with Y_2O_3). The tool lives were expressed by the number of drilled holes considering a limit of the workpiece temperature of 47ºC, used as the end of tool life criterion. The temperatures were monitored by using three thermocouples of the type T (cupper-constantan) inserted in the work material samples, positioned very close to the drill wall. The thrust force was measured with a Kistler rotating dynamometer. A data acquisition board and a computer were used for automation of the measurement system. A mixture of 20% of car radiator fluid and water was applied as coolant (irrigation) with a flow rate of 160 ml/min. The results showed that the martensitic stainless steel outperformed the austenitic stainless steel and the ceramic material. The lowest temperatures and a conformity state at the clinic standard for thrust force values were obtained with the highest cutting parameters (45 mm/min and 2500 rpm). It was observed that the higher feed velocity promoted a temperature drop, while the higher spindle speed decreased the thrust force.

Keywords: Dental implantology. Machinability. Dentistry drills. Machining temperature. Thrust force. Tool wear.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1: Caso clínico implantes na maxila e na mandíbula – *"All on four"* (Gomes et al., 2008) 2
Figura 2.1: Osteoblasto (Junqueira e Carneiro, 1995)..... 7
Figura 2.2: Osteócito (Junqueira e Carneiro, 1995). 7
Figura 2.3: Osteoclásto (Junqueira e Carneiro, 1995)..... 8
Figura 2.4: Tecido ósseo trabecular (Ross, Reith e Romrell, 1993). 9
Figura 2.5: Tecido ósseo cortical (Ross, Reith e Romrell, 1993)..... 9
Figura 2.6: Ilustração dos tecidos ósseos (Shimano, 2006). 10
Figura 2.7: Ilustração de um osso longo, o úmero (Junqueira e Carneiro, 1995). 11
Figura 2.8: Classificação proposta sobre a forma e níveis de reabsorção óssea para a maxila. De A para E, da esquerda para a direita. Fonte: adaptado de Lekholm e Zarb (1987). 13
Figura 2.9: Classificação proposta sobre a forma e níveis de reabsorção óssea para a mandíbula. De A para E, da esquerda para a direita. Fonte: adaptado de Lekholm e Zarb (1987). 13
Figura 2.10: Classificação da qualidade do osso. Do Tipo 1 até o 4, da esquerda para a direita. Fonte: adaptado de Lekholm e Zarb (1987). 13
Figura 2.11: Diagrama de Ashby com resistência máxima de um fêmur humano em função da sua densidade (Mora, 2000). 16
Figura 2.12: Esquema do ensaio realizado por Shin e Yoon (2006)..... 20
Figura 2.13: Esquema do teste de pressão constante realizado no trabalho de Allan, Williams, Kerawala (2005). 21
Figura 2.14: Ilustração dos processos de furação (Ferraresi, 1981)..... 24
Figura 2.15: Movimentos de furação, ângulos direcionais e grandezas físicas (ibid.)..... 24
Figura 2.16: Ilustração dos processos de rosqueamento (Ferraresi, 1981)..... 26
Figura 2.17: características de uma broca helicoidal (ABNT NBR TB-111 1977)..... 32
Figura 2.18: Cavaco ósseo em forma de vírgula marcado por cisalhamento. a) 30x, b) 200x, c) 400x e d) 800x (MEV). Velocidade de corte 3 m/min, avanço 0,03 mm/rot, profundidade de corte de 0,1 mm, Ferramenta cerâmica SPGN 12 04 12 T01020 Classe CC650 (Sandvik), torneamento (Mora, 2000). 33
Figura 2.19: Os três regimes de atrito sólido (Shaw et al., 1960). 35
Figura 2.20: Modelo de distribuição de tensão na superfície de saída de ferramenta proposto por Zorev (1963). 36
Figura 2.21: Zonas de geração de calor em usinagem (ibid.)..... 38

Figura 2.22: Ilustração das forças que atuam na cunha de corte (Machado et al., 2009). 43
Figura 2.23: Círculo de Merchant (Ferraresi, 1981). 43
Figura 2.24: Representação das forças de usinagem em furação (Bork, 1995 apud Mocellin, 2002). 44
Figura 2.25: Forma de desgaste em brocas helicoidais: (a) desgaste de flanco, (b) desgaste nas guias, (c) desgaste de cratera e (d) lascamento (Bork, 1995 apud Mocellin, 2002). 48
Figura 2.26: Sistema considerado como uma função ligando fatores às respostas (Neto, Scarminio e Bruns, 1995). 53
Figura 3.1: Aparato do ensaio de calibração. a) Banho termostático ERTCO®, b) Unidade de aquisição Agilent e c) Termopares. 59
Figura 3.2: Aparato do ensaio comparativo de refrigeração. a) Corpos-de-prova unidos, b) Banho de aquecimento, c) Resfriamento e d) Registro de temperaturas. 61
Figura 3.3: Kit de brocas. 64
Figura 3.4: Montagem do aparato para pré-testes e detalhe dos termopares. 67
Figura 3.5: Esquema de preparação dos corpos-de-prova. 74
Figura 3.6: Preparação dos alojamentos para os termopares. 74
Figura 3.7: Centro de Usinagem CNC Discovery 760. 75
Figura 3.8: 1) Lança Ø 2 mm; 2) BH2 Ø 2 mm; 3) Piloto Ø 2 e 3 mm e 4) BH3 Ø 3 mm. 76
Figura 3.9: A esquerda se tem os termopares instalados no CP e a direita o aparato para o monitoramento. 77
Figura 3.10: Esquema ilustrativo de posicionamento dos termopares em função dos diâmetros das brocas. 78
Figura 3.11: Aparato de medição de força. 79
Figura 3.12: Dinamômetro acoplado ao cabeçote da máquina CNC em ensaio de força. 80
Figura 3.13: Sistema do estudo. 81
Figura 3.14: Corpo-de-prova para o ensaio de compressão. 85
Figura 3.15: Máquina de ensaio universal, em detalhe ensaio de compressão em osso cortical. 85
Figura 3.16: Ilustração do ensaio de inserção. 88
Figura 4.1: Resultado final das amostras expostas aos fluidos. 95
Figura 4.2: Desgaste Teste 1 a) Lança 20x; b) BH2 10x; c) BH2 VB_{Bmax} 45x. 110
Figura 4.3: Desgaste Teste 3 a) Lança 20x; b) BH2 10x; c) BH2 VB_{Bmax} 45x. 111
Figura 4.4: Desgaste Teste 5 a) Lança 20x; b) BH2 ponta 45x; c) BH2 VB_{Bmax} 45x; d) BH3 VB_{Bmax} 45x; e) BH3 VB_B 45x e f) BH3 superfície de saída 45x. 112
Figura 4.5: Desgaste Teste 7 a) Lança 20x; b) BH2 largura 45x; c) BH2 VB_{Bmax} 45x; d) BH3 VB_{Bmax} 45x; e) BH3 VB_B 45x; f) BH3 superfície de saída 45x. 113

Figura 4.6: Desgaste Teste 2 a) Lança 20x; b) BH2 VB_{Bmax} 45x; c) BH2 VB 250x MEV..... 115
Figura 4.7: Desgaste Teste 4 a) Lança 20x; b) BH2 VB_{Bmax} 45x. 116
Figura 4.8: Desgaste Teste 6 a) Lança 20x; b) BH2 VB_{Bmax} 45x. 116
Figura 4.9: Desgaste Teste 8 a) Lança 20x; b) BH2 VB_{Bmax} 45x; c) BH2 VB_B 45x; d) BH2 VB 250x MEV. 117
Figura 4.10: Indicação de aglomerado no pó de partida – metalografia (MEV 5000x) (IPEN, 2008). 121
Figura 4.11: Vazio decorrente de falha do processo de fabricação-compactação – metalografia (MEV 1000x) (IPEN, 2008). 121
Figura 4.12: Desgaste Teste 1-ZrO_2 a) Lança 20x; b) BH2 45x e c) BH2 VB_B 45x. 128
Figura 4.13: Desgaste Teste 3-ZrO_2 a) Lança 20x, b) BH2 VB 45x e c) BH2 VB_B 45x..... 129
Figura 4.14: Desgaste Teste 5-ZrO_2 a) Lança 20x, b) BH2 10x e c) BH2 45x. 130
Figura 4.15: Desgaste Teste 7-ZrO_2 a) Lança, b) BH2 20x e c) BH2 45x..... 131
Figura 7.1: Lança Ø 2 mm (FRL 2020). 155
Figura 7.2: Broca Helicoidal Ø 2 mm ou BH2 (FH 2015)..... 156
Figura 7.3: Piloto Ø 2 e 3 mm (FP 2030)..... 157
Figura 7.4: Broca Helicoidal Ø 3 mm ou BH3 (FH 3015)..... 158

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 2.1: Variação de temperatura para três níveis de desgaste de brocas. Parâmetros: Ff 1,2 kg; 20000 rpm; Lf 5 mm e mandíbula de porco (Allan, Williams e Kerawala, 2005). .. 40
Gráfico 2.2: Variação da temperatura em função do tempo para termopares posicionados a 0,5, 1,0 e 2,0 mm da parede do furo (Bachus, Rondina e Hutchinson, 2000). 41
Gráfico 4.1: Curva de calibração para o Termopar 1..... 91
Gráfico 4.2: Curva de calibração para o Termopar 2..... 91
Gráfico 4.3: Curva de calibração para o Termopar 3..... 92
Gráfico 4.4: Evolução do resfriamento dos corpos-de-prova imersos em solução a 20% de fluido de arrefecimento e soro (Teste 4), respectivamente..... 93
Gráfico 4.5: Máxima diferença de temperatura entre as curvas de resfriamento em relação à do soro fisiológico encontrada em cada teste. 93
Gráfico 4.6: Superfície de resposta para os ensaios de temperatura (planejamento 2^2). 97
Gráfico 4.7: Superfície de resposta para os ensaios de força de avanço (planejamento 2^2). 98
Gráfico 4.8: Número de furos realizados (AISI 316L e M340). 100
Gráfico 4.9: Influência da variação da velocidade de avanço sobre a capacidade de se fazer furos. 101
Gráfico 4.10: Influência da variação da rotação sobre a capacidade de se fazer furos. 102
Gráfico 4.11: Força de avanço máxima em média para os testes (AISI 316L e M340). 105
Gráfico 4.12: Influência da rotação sobre a força de avanço máxima. 106
Gráfico 4.13: Influência da velocidade de avanço sobre a força de avanço máxima..... 107
Gráfico 4.14: Evolução das temperaturas e variação das forças de avanço máximas para o material de broca AISI 316L, Gráfico 4.14 a) a d) e Gráfico 4.14 a1) a d1), respectivamente. 108
Gráfico 4.15: Evolução das temperaturas e variação das forças de avanço máximas para o material de broca M340, Gráfico 4.15 a) a d) e Gráfico 4.15 a1) a d1), respectivamente... 109
Gráfico 4.16: Número de furos realizados (ZrO_2 e M340). 118
Gráfico 4.17: Influência da variação da velocidade de avanço sobre a capacidade de se fazer furos (ZrO_2 e M340). 119
Gráfico 4.18: Influência da variação da rotação sobre a capacidade de se fazer furos (ZrO_2 e M340). 120
Gráfico 4.19: Força de avanço máxima em média para os testes (ZrO_2 e M340)..... 123
Gráfico 4.20: Influência da velocidade de avanço sobre a força de avanço. 124
Gráfico 4.21: Influência da rotação sobre a força de avanço..... 125

Gráfico 4.22: Evolução das temperaturas e variação das forças de avanço máximas para o material de broca ZrO_2, Gráfico 4.22 a) a d) e Gráfico 4.22 a1) a d1), respectivamente. ... 127
Gráfico 4.23: Número de furos realizados no PCC. ... 132
Gráfico 4.24: Superfície de resposta para o número de furos. ... 135
Gráfico 4.25: Representação gráfica da superfície de resposta (Nº de Furos) ajustada para as variáveis originais... 136
Gráfico 4.26: Força de avanço máxima no PCC. ... 137
Gráfico 4.27: Superfície de resposta para a força de avanço máxima. ... 139
Gráfico 4.28: Representação gráfica da superfície de resposta (F. de Avanç. Máxima) ajustada para as variáveis originais. ... 140

LISTA DE ORGANOGRAMAS

Fluxograma 3.1: Conjunto e relação das atividades experimentais... 57
Fluxograma 3.2: Seqüência das atividades do ensaio de usinagem. ... 73

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Propriedades mecânicas do osso humano (Einhorn et al. 1992 apud Mora, 2000). 15
Tabela 2.2: Avaliação da temperatura em função do avanço e da profundidade de corte (Shin e Yoon, 2006). 41
Tabela 2.3: Avaliação da temperatura ao redor da parede do furo em função da força aplicada (Bachus, Rondina e Hutchinson, 2000). 42
Tabela 2.4: Matriz de planejamento 2^3 54
Tabela 2.5: Planejamento composto central. 55
Tabela 3.1: Seqüência dos testes de refrigeração. 61
Tabela 3.2: Composição química do aço ABNT 12L14. 62
Tabela 3.3: Distribuição das amostras. 62
Tabela 3.4: Composição química do aço inoxidável martensítico AISI 440C (%). 64
Tabela 3.5: Resistência à tração e módulo de elasticidade do aço inoxidável martensítico AISI 440C. 64
Tabela 3.6: Condições de corte ensaiadas. 66
Tabela 3.7: Composição química do aço inoxidável austenítico AISI 316L (%). 68
Tabela 3.8: Resistência à tração e módulo de elasticidade do aço inoxidável austenítico AISI 316L. 69
Tabela 3.9: Composição química do aço inoxidável martensítico M340 (%). 69
Tabela 3.10: Resistência à tração e módulo de elasticidade do aço inoxidável martensítico M340. 70
Tabela 3.11: Composição química da zircônia (NBR ISO 13356, 1999). 71
Tabela 3.12: Módulo de ruptura e módulo de elasticidade da zircônia (Callister, 2008). 71
Tabela 3.13: Características da furação. 75
Tabela 3.14: Descrição dos níveis dos fatores. 81
Tabela 3.15: Primeiro planejamento fatorial 2^3. 81
Tabela 3.16: Segundo planejamento fatorial 2^3. 82
Tabela 3.17: Descrição dos níveis dos fatores do PCC. 82
Tabela 3.18: Planejamento composto central. 83
Tabela 3.19: Relações entre parâmetros de usinagem. 83
Tabela 3.20: Dimensão dos CPs. 85
Tabela 3.21: Propriedades físicas e mecânicas do Ti CP. 86
Tabela 4.1: Resultados de calibração dos termopares. 90
Tabela 4.2: Quadro de Anova (análise de variância). 94

Tabela 4.3: Resultados de máxima temperatura para cada ferramenta. 96
Tabela 4.4: Resultados de força de avanço máxima para cada ferramenta. 96
Tabela 4.5: Análise de significância (Temperatura/Pré-Testes). 97
Tabela 4.6: Análise de significância (Força de Avanço/Pré-Testes). 98
Tabela 4.7: Primeiro planejamento experimental 2^3 – Resposta em Número de Furos. 99
Tabela 4.8: Análise de significância do primeiro planejamento quanto ao número de furos. 100
Tabela 4.9: Resultados de temperatura para todas as ferramentas e condições de corte, conforme a Tab. 4.7. 103
Tabela 4.10: Resultados médios de força de avanço máxima para todas as ferramentas e condições de corte, conforme a Tab. 4.7. 103
Tabela 4.11: Primeiro planejamento experimental 2^3 – Resposta em Força de Avanço Máxima. 104
Tabela 4.12: Análise de significância do primeiro planejamento quanto à força de avanço máxima. 105
Tabela 4.13: Segundo planejamento experimental 2^3 – Resposta em Número de Furos. .. 118
Tabela 4.14: Análise de significância do segundo planejamento quanto ao número de furos. 119
Tabela 4.15: Resultados médios de força de avanço máxima para todas as ferramentas. 122
Tabela 4.16: Segundo planejamento experimental 2^3 – Resposta em Força de Avanço Máxima. 123
Tabela 4.17: Análise de significância do segundo planejamento quanto a força de avanço máxima. 124
Tabela 4.18: PCC resposta em número de furos. 132
Tabela 4.19: PCC resposta em força de avanço máxima. 137
Tabela 4.20: Propriedades relevantes do osso de tíbia bovina. 141
Tabela 4.21: Resultados de inserção para brocas desgastadas. 141
Tabela 4.22: Resultados de inserção para brocas novas. 141

LISTA DE SÍMBOLOS

σ – Resistência a Compressão [MPa]

ρ – Densidade [g/cm^3]

φ – Ângulos da direção de avanço

η – Ângulo da direção efetiva de corte

vc – Velocidade de Corte [m/min]

vf – Velocidade de Avanço [mm/min]

n – rotação [rpm]

Lf – Percurso de Avanço [mm]

Ff – Força de Avanço [N]

T1, T2 e T3 – Termopar 1, 2 ou 3

CP – Corpo-de-prova

Y-TZP – Zircônia Tetragonal Estabilizada com Ítria

Lança – Ferramenta Lança Ø 2 mm

BH2 – Broca Helicoidal Ø 2 mm

Piloto – Ferramenta Piloto Ø 2 e 3 mm

BH3 – Broca Helicoidal Ø 3 mm

β – Ângulo de Cunha

γ_0 – Ângulo de Saída

+α e -α – Níveis dos Fatores do Planejamento Experimental

IC – Intervalo de Confiança

α ou p – Nível de Significância

VB – Desgaste de Flanco

VB_B – Desgaste de Flanco Médio

VB_{Bmax} – Desgaste de Flanco Máximo

MEV – Microscópio Eletrônico de Varredura

PCC – Planejamento Composto Central

λ – Raízes Características

x_0 – Ponto Estacionário

ε – Valor da Variável Original

SUMÁRIO

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO 1
CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 5
2.1. Tecido Ósseo e Ossos 5
2.1.1. Tipos de células ósseas 6
2.1.2. Classificações ósseas e informações relevantes 8
2.1.3. Características e propriedades do osso 14
2.1.4. Anatomia da mandíbula e da maxila humana 16
2.1.5. Materiais similares e substitutos utilizados em pesquisas relacionando comportamento ósseo humano 17
2.2. Usinabilidade de Tecidos Ósseos 19
2.2.1. Pesquisas realizadas sobre o tema 19
2.2.2. Principais variáveis do processo 22
2.3. Processos de Usinagem em Tecidos Ósseos 23
2.3.1. Furação 23
2.3.2. Rosqueamento 25
2.3.3. Torneamento 26
2.4. Ferramentas de Corte Empregadas na Usinagem de Tecidos Ósseos em Implantodontia 27
2.4.1. Disposições gerais sobre os materiais de ferramentas do estudo 27
2.4.2. Geometria das ferramentas 30
2.5. Temperatura Desenvolvida Durante a Usinagem em Tecidos Ósseo 33
2.5.1. Interfaces de contato cavaco-ferramenta 34
2.5.2. Regiões de geração de calor 38
2.5.2.1. Calor gerado na zona de cisalhamento primário 39
2.5.2.2. Calor gerado na zona de cisalhamento secundário 39
2.5.2.3. Calor gerado na zona de interface entre a peça e a superfície de folga da ferramenta 40
2.5.3. Distribuição de temperatura no processo de furação de tecidos ósseos 40
2.6. Forças de Usinagem em Tecidos Ósseos 42
2.6.1. Compreendendo o sistema de forças de usinagem 42
2.6.2. Potência de usinagem 44
2.6.3. Variáveis que mais influenciam as forças na usinagem de tecidos ósseos 45
2.7. Avarias e Desgaste de Ferramentas de Corte 46
2.7.1. Avaria 46
2.7.2. Desgaste 47

2.7.3. Deformação plástica 47
2.7.4. Desgaste nas ferramentas 47
2.8. Fluidos de Corte 48
2.8.1. Funções do fluido de corte na usinagem 49
2.8.2. Fluido corte utilizado na usinagem de tecidos ósseos 50
2.8.3. Métodos de aplicação de fluidos de corte, inclusive em tecidos ósseos 51
2.9. Planejamento de Experimentos 52
2.9.1. Planejamento fatorial 52
2.9.2. Planejamento fatorial 2^3 54
2.9.2.1. Cálculo dos efeitos principais e de interação das variáveis 54
2.9.3. Planejamento composto central (PCC) 55
2.9.4. Técnica das superfícies de respostas 55
CAPÍTULO III – PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL 57
3.1. Ensaios de Adequação 58
3.1.1. Ensaio de calibração dos termopares 58
3.1.1.1. Materiais 58
3.1.1.2. Equipamentos 58
3.1.1.3. Métodos 58
3.1.2. Ensaio comparativo de refrigeração 59
3.1.2.1. Materiais 60
3.1.2.2. Equipamentos 60
3.1.2.3. Métodos 60
3.1.3. Ensaio de oxidação 62
3.1.3.1 Materiais 62
3.1.3.2. Métodos 62
3.2. Pré-Testes 63
3.2.1. Materiais 63
3.2.1.1. Características do material de ferramenta 64
3.2.2. Equipamentos 65
3.2.3. Métodos 65
3.3. Ensaios de Usinagem 67
3.3.1. Materiais 67
3.3.1.1. Características dos materiais de ferramenta 68
3.3.2. Equipamentos 71
3.3.3. Métodos 72
3.4. Planejamento Experimental 80

3.5. Ensaios Complementares **83**
3.5.1. Identificação de propriedades do osso 84
3.5.1.1. Materiais *84*
3.5.1.2. Equipamentos *84*
3.5.1.3. Métodos *84*
3.5.2. Ensaios de inserção 86
3.5.2.1. Materiais *86*
3.5.2.2. Característica do material *86*
3.5.2.3. Equipamentos *87*
3.5.2.4. Métodos *87*
CAPÍTULO IV – RESULTADOS E DISCUSSÕES **89**
4.1. Resultados dos Ensaios de Adequação **89**
4.1.1. Resultados do ensaio de calibração dos termopares 89
4.1.2. Resultado do ensaio comparativo de refrigeração 92
4.1.3. Resultado do ensaio de oxidação 94
4.2. Resultados dos Pré-Testes **95**
4.3. Resultados dos Ensaios de Usinagem **99**
4.3.1. Primeiro planejamento experimental 2^3 99
4.3.1.1. Análise do número de furos (temperatura) *99*
4.3.1.2. Análise da força de avanço *103*
4.3.1.3. Comportamento dos materiais AISI 316L e M340 ..... *107*
4.3.2. Segundo planejamento experimental 2^3 117
4.3.2.1. Análise do número de furos (temperatura) *118*
4.3.2.2. Análise de força de avanço *122*
4.3.1.3. Comportamento do material ZrO_2 (Y-TZP) *126*
4.3.3. Planejamento composto central (PCC) 131
4.3.3.1. PCC para análise do número de furos (temperatura) *131*
4.3.3.2. PCC para força de avanço máxima *136*
4.3.4. Resultados complementares 140
4.3.4.1. Propriedades do osso de tíbia bovina *140*
4.3.4.2. Teste de inserção de implantes *141*
CAPÍTULO V – CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS **142**
5.1. Conclusões **142**
5.2. Sugestões para Trabalhos Futuros **144**
CAPÍTULO VI – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS **144**
CAPÍTULO VII – ANEXO I **155**

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Os implantes dentais tornaram-se importante modalidade terapêutica nas últimas décadas, sobretudo após os trabalhos desenvolvidos por Brånemark (Bezerra e Lenharo, 2002). Em 1965, esse médico-ortopedista sueco investigava a microcirculação sangüínea em tíbias de coelho com ajuda de uma câmara de observação em titânio, quando percebeu que o metal e o osso se integravam perfeitamente, sem haver rejeição (P-I Brånemark Institute, 2005). Essa descoberta tem impulsionado até hoje o desenvolvimento de técnicas e de materiais empregados na implantodontia e nas diversas especialidades que a circunda. No entanto, a tentativa de se construir uma prótese (dente) sobre um implante é anterior a esse feito, quando se utilizava materiais como ouro, prata, chumbo e vitálio (liga cromo-cobalto–molibdênio) (Cardoso, 2000).

Dessa forma, se entende que estes elementos odontológicos chamados de implantes são raízes artificiais implantadas no osso mandibular ou maxilar, ver Fig. 1.1. Que ao substituir as raízes originais, possibilitam a fixação de próteses sobre eles, permitindo a reabilitação estética e funcional (mastigatória e fonética), a diminuição da sobrecarga nos dentes remanescentes, o cessar da reabsorção óssea, além de devolver a qualidade de vida social ao desdentado (Lenharo, 2007). Os implantes são fabricados com titânio comercialmente puro, que é um material altamente biocompatível com os tecidos vivos dos mamíferos (Lazzara, 1996). Este metal possui a capacidade de induzir a neoformação óssea perfeitamente integrada ao osso, constituindo uma unidade de suporte de forças, que serve de base para a prótese (Brånemark et al., 1987). Esse é o conceito de osseointegração para estruturas implantadas, um novo sistema de ancoragem, ligando uma estrutura de titânio ao osso.

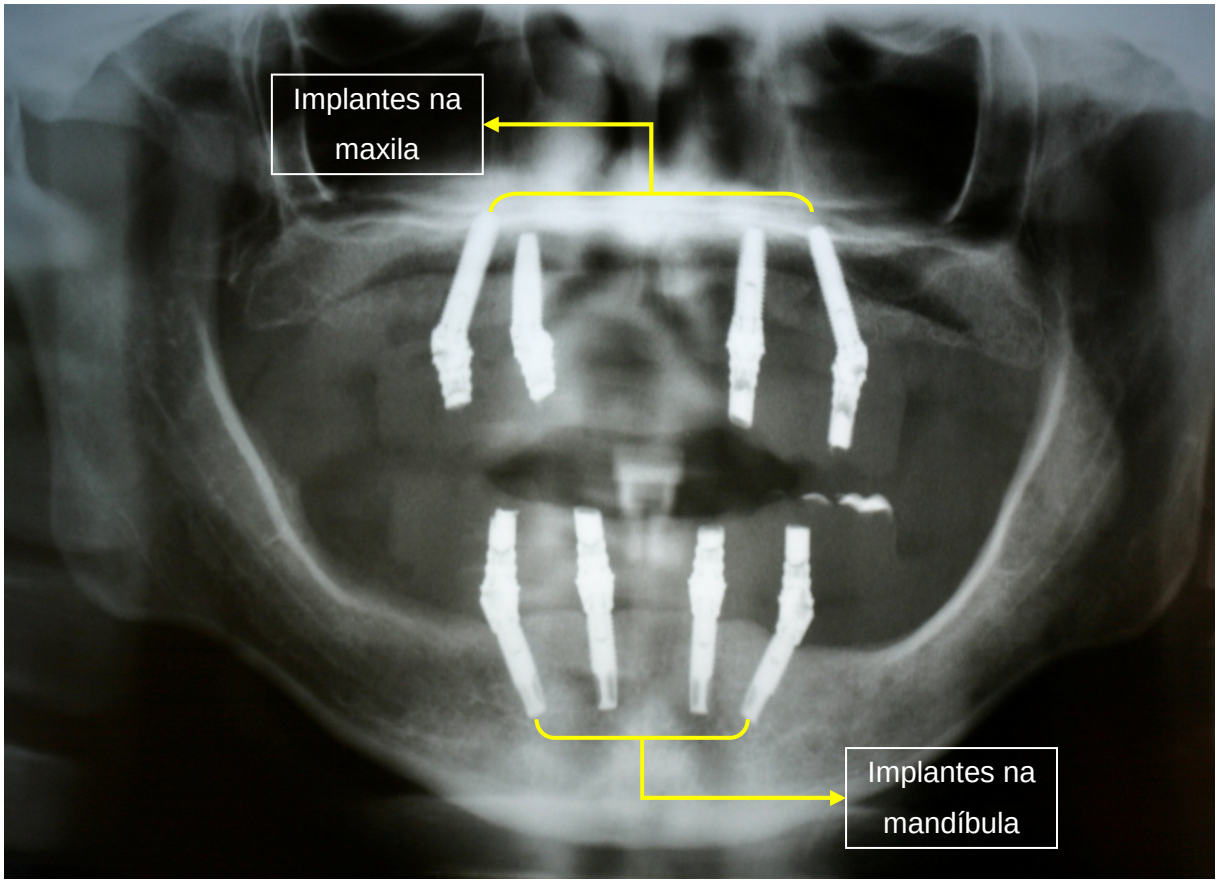


Figura 1.1: Caso clínico implantes na maxila e na mandíbula – *"All on four"* (Gomes et al., 2008).

O osso é uma forma especializada de tecido conjuntivo, é vivo, rígido, e serve a duas funções primordiais: estrutural e metabólica. É composto de estruturas celulares (células osteoprogenitoras, osteoblastos, osteócitos e osteoclastos) e matriz extracelular (orgânica e inorgânica), (Bezerra e Lenharo, 2002). Pode ser classificado histologicamente como trabecular (esponjoso) ou cortical (compacto), quanto à forma (longo, curto, plano ou irregular) (Ross, Reith e Romrell, 1993) ou ainda primária (imaturo) e secundária (maduro) (Wikipédia, 2007). Finalmente, Lekholm e Zarb (1987) propuseram uma importante classificação para os tecidos ósseos, quanto à forma e qualidade do rebordo ósseo da mandíbula e da maxila, com enfoque em implantodontia, que será mais bem discutida no Capítulo 2.

Assim, após uma breve conceituação sobre o que é um implante e o tecido envolvido em uma osteotomia (perfuração óssea), se faz necessário citar discussões que ainda envolvem o assunto e que justifiquem um maior estudo das condições de corte e materiais envolvidos no processo.

Segundo Brånemark et al. (1987) a microvasculatura do osso adjacente ao implante é a grande responsável pela osseointegração. Portanto, a manutenção da integridade desse tecido durante a furação é a essência do processo. Eriksson e Albrektsson (1983), em estudo em fêmur de coelho, demonstraram histologicamente que o desenvolvimento de temperaturas superiores a 47ºC durante a perfuração do alojamento do implante pode inibir a regeneração óssea. Se estes valores de temperatura persistissem por um minuto, poderiam ser suficientes para causar a necrose nas paredes do alojamento cirúrgico, prejudicando a osseointegração (Eriksson e Adell, 1986).

Watanabe et al. (1992) concluíram que a geração de calor durante o preparo do alojamento ósseo, receptor de implante, depende da eficiência de corte das brocas e da densidade do osso perfurado.

Bachus, Rondina e Hutchinson (2000) avaliaram experimentalmente o comportamento da temperatura do tecido cortical, na vizinhança do furo que estava sendo usinado, mas considerou apenas a força aplicada, que em suma significa alterar a velocidade de avanço do processo. Eles concluíram que o aumento da força aplicada durante o processo de furação diminuiu bastante a temperatura. A razão principal deste comportamento é a redução do tempo de furação e conseqüentemente, menos tempo para que haja dissipação de calor entre a broca e a parede do furo.

Comar (2006) observou que a irrigação e o movimento intermitente de corte têm um papel fundamental no controle da temperatura.

Logo, se pode apreender previamente que a magnitude do dano ao alojamento depende basicamente de quatro fatores inerentes à técnica cirúrgica que são: o poder de corte das brocas, a densidade do osso, os parâmetros de corte empregados e a irrigação contínua de fluido refrigerante durante a execução do furo.

Além disso, ainda não existe consenso científico entre os fabricantes e os usuários de brocas para implantodontia, quanto à capacidade de corte destas, seja em relação à vida, a geometria ou aos materiais utilizados. Por sua vez, a substituição das ferramentas tem se tornado um processo subjetivo e/ou empírico a cada profissional. Nesse ínterim, baseado inclusive na ausência de norma regulamentadora muitas pesquisas se dedicam a essas incertezas com o intuito de discutir, informar e referenciar temas ainda tão recentes.

Tendo em vista, a importância dos implantes dentais como uma alternativa inquestionável para o suporte de próteses e da carência científica sobre o tema, vislumbra-se esta dissertação. Ela tem o objetivo de determinar a vida de brocas utilizadas em implantodontia, simulando procedimentos cirúrgicos, além de apresentar a influência das condições de corte e dos materiais de brocas, através do monitoramento da temperatura

próxima à parede da loja receptora do implante, da força de avanço e do desgaste das ferramentas.

Foi utilizado como material de corpo-de-prova, tíbia bovina, sem controle de origem quanto à raça, sexo ou idade, exceto espessura da cortical. Mantendo dessa forma alguma aleatoriedade presente em um consultório odontológico.

A apresentação da dissertação está estruturada em oito capítulos, incluindo esta introdução, que é o primeiro. No capítulo II será realizada a revisão bibliográfica, no capítulo III apresentar-se-á o procedimento experimental, no capítulo IV os resultados e discussões, no capítulo V as conclusões e sugestões para trabalhos futuros, no capítulo VI estarão listadas as referências bibliográficas e no capítulo VII o anexo.

CAPÍTULO 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Tecido Ósseo e Ossos

Os ossos são órgãos do sistema esquelético, formados de tecidos conjuntivos especializados que se desdobram em tecido ósseo, tecido hematopoético, tecido adiposo, vasos sanguíneos, nervos e cartilagem, todos constituídos por células e matriz extracelular. A característica que os distinguem de outros tecidos conjuntivos é a mineralização da matriz, o que produz um tecido extremamente duro capaz de desempenhar as seguintes funções (Ross, Reith e Romrell, 1993):

- Funções estruturais:
  - Sustentar o corpo;
  - Proteger os órgãos internos vitais;
  - Permitir a realização de movimentos.
- Funções metabólicas
  - Realizar a produção de elementos celulares do sangue;
  - Armazenar substâncias, sobretudo íons de cálcio e fosfato.

A denominação tecido conjuntivo, por sua vez, é um título geral para um grupo diversificado de tecidos com várias funções, que basicamente podem ser classificados em (ibid.):

- Tecido conjuntivo propriamente dito:
  - Tecido conjuntivo frouxo;
  - Tecido conjuntivo denso irregular.
- Tecido conjuntivo especializado:
  - Tecido conjuntivo denso regular;
  - Tecido adiposo;
  - Sangue;

- Ossos;
- Cartilagens;
- Tecido hematopoético;
- Tecido linfático.

➢ Tecido conjuntivo embrionário:

- Mesênquima;
- Tecido conjuntivo mucoso.

A fisiologia óssea é resumida pela lei de Wolff, a qual estabelece que uma força excessiva sobre o osso acarretará em reabsorção, por outro lado, força menos intensa será interpretada como força de solicitação ou tensão e haverá neoformação óssea (Bezerra e Lenharo, 2002).

2.1.1. Tipos de células ósseas

As células ósseas são na maioria estreladas. Não há grande diferença entre esses tipos, que são, na realidade, mudanças da forma de uma mesma célula, em diferentes estágios. Assim o tecido ósseo é composto de (Bezerra e Lenharo, 2002):

➢ **Células osteoprogenitoras:** ocupam amplamente o tecido ósseo e têm como função, por meio de atividades mitóticas, dar origem a outras células ósseas em condições normais. Em situações emergenciais, o fluxo das células osteoprogenitoras para dar origem a outras células torna-se insuficiente, assim, outras células mitoticamente competentes multiplicam-se para compensar a deficiência;

➢ **Osteoblastos:** são células jovens com intensa atividade metabólica e responsáveis pela produção dos constituintes matriciais do tecido ósseo (macromoléculas da parte orgânica da matriz). São promotores da osteogênese. Estão localizados próximos às superfícies ósseas, periósteo (membrana fina que reveste o osso), e internamente (endósteo), onde depositam a matriz óssea. São chamados de osteoblastos periósteos ou endósseos, ver Fig. 2.1;

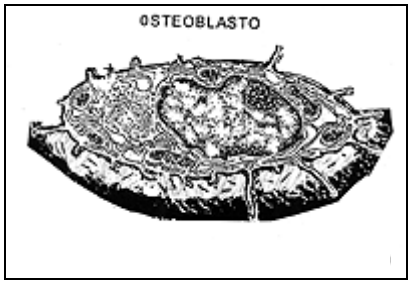


Figura 2.1: Osteoblasto (Junqueira e Carneiro, 1995).

- **Osteócitos:** são células adultas estrategicamente localizadas no interior da matriz óssea em cavidades ou lacunas, responsáveis pela mobilização dos sais minerais no tecido ósseo (manutenção da integridade da matriz). Por mobilização dos sais entendem-se dois mecanismos, a ionização e subseqüente saída dos sais para cair nos vasos sangüíneos, e a entrada de sais para a matriz. Estas células mantêm contato entre si e com os vasos sangüíneos que as alimentam com nutrientes e sais minerais por meio de prolongamentos celulares, que se situam no interior de canalículos. Pode-se dizer que as funções básicas dos osteócitos são a ionização da hidroxiapatita (fosfato de cálcio diidratado) e a manutenção da calcemia corporal em 10 mg%, ver Fig. 2.2;

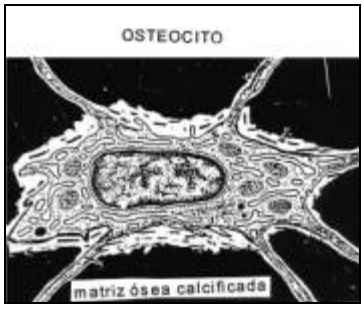


Figura 2.2: Osteócito (Junqueira e Carneiro, 1995).

- **Osteoclástos:** são células grandes multinucleadas, originadas da fusão de células mononucleadas da medula óssea. São responsáveis pela reabsorção da matriz óssea e se formam em resposta ao hormônio secretado pela paratireóide. Essas células secretam ácidos, colagenase e outras enzimas que atacam e liberam íons de cálcio, ver Fig. 2.3;

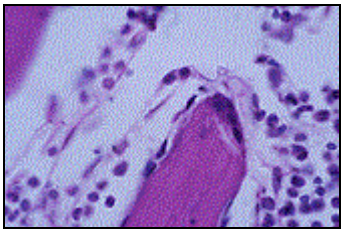


Figura 2.3: Osteoclásto (Junqueira e Carneiro, 1995).

- **Matriz orgânica:** colágeno 95% (tipos I, III e V), proteoglicanas 1% (ácido hialurônico, condoitrin-sulfato, querato-sulfato) e proteínas 4% (proteínas osteomorfonéticas – POMGs);
- **Matriz inorgânica:** água, fosfato de cálcio 85%, citratos e fluoretos.

A expectativa de vida dos osteoblastos é de 21 dias a seis anos, a dos osteócitos de 20 anos e a dos osteoclástos de 40 dias. Aproximadamente, 0,7% do esqueleto é reabsorvido diariamente e substituído por novo osso (Marx et al., 1998 apud Bezerra e Lenharo, 2002).

A matriz óssea é um compartimento que possibilita a precipitação dos sais minerais que conferem a rigidez desse tecido. A hidroxiapatita (fosfato de cálcio diidratado - $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) constitui 85% do total dos sais da matriz.

As fases de reabsorção óssea são a desmineralização da matriz e a digestão da matriz orgânica. Com a ação osteoclástica de reabsorção da matriz, há a produção de um ácido insolúvel, que dissolve a parte mineralizada do osso sem afetar as proteínas osteomorfonéticas (POMGs), e isso altera a seqüência genética no núcleo de células osteoprogenitoras, as quais se diferenciam em osteoblastos que produzem um osso novo (Urist, 1982 apud Bezerra e Lenharo, 2002).

2.1.2. Classificações ósseas e informações relevantes

Os tecidos ósseos apresentam o mesmo tipo de célula e de substância intracelular, mudando apenas entre si quanto a disposição de seus elementos e a quantidade de espaços medulares (Rho et al., 1998 apud Shimano, 2006). Podem ser classificados somente em duas variedades segundo critério histológico:

- **Tecido ósseo trabecular (esponjoso):** apresenta espaços medulares mais amplos, sendo formado por várias trabéculas entrecruzadas de diversas formas e espessuras, que dão um aspecto poroso ao tecido e os espaços entre elas

são cheios de medula óssea. A maioria das trabéculas ósseas são interligadas e distribuídas ao longo das linhas de tensões mecânicas (Turek, 1991 apud Shimano, 2006), ver Fig. 2.4.

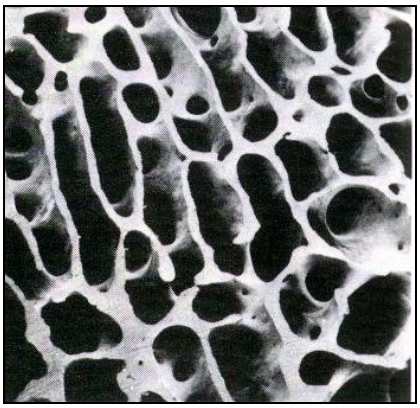


Figura 2.4: Tecido ósseo trabecular (Ross, Reith e Romrell, 1993).

- **Tecido ósseo cortical (compacto):** é uma massa óssea contínua, não apresenta quase nenhum espaço medular, e, comparado com o trabecular pode ser considerado compacto. Possui um conjunto de canais que são percorridos por nervos e vasos sangüíneos, chamados de canais de Volkmann e canais de Havers. Por serem uma estrutura inervada e irrigada, os ossos têm sensibilidade, alto metabolismo e capacidade de regeneração (Turek, 1991 apud Shimano, 2006), ver Fig. 2.5.

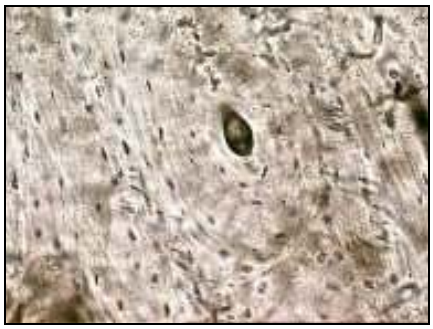


Figura 2.5: Tecido ósseo cortical (Ross, Reith e Romrell, 1993).

Os canais de Volkmann começam na superfície externa ou interna do osso, possuindo uma trajetória perpendicular em relação ao eixo maior do osso, ver Fig. 2.6.

Os canais de Havers percorrem o osso longitudinalmente e podem intercomunicar-se por projeções laterais (canais de Volkmann). Ao redor de cada canal de Havers existem, em cortes transversais, várias lamelas concêntricas de substância intercelular e de células

ósseas. Cada conjunto deste, formado pelo canal central de Havers e por lamelas concêntricas, é chamado de *Sistema de Havers*, *Sistema haversiano* ou *ósteon*, ver Fig. 2.6.

A epífise e a diáfise correspondem, respectivamente, à extremidade e à porção cilíndrica de um osso.

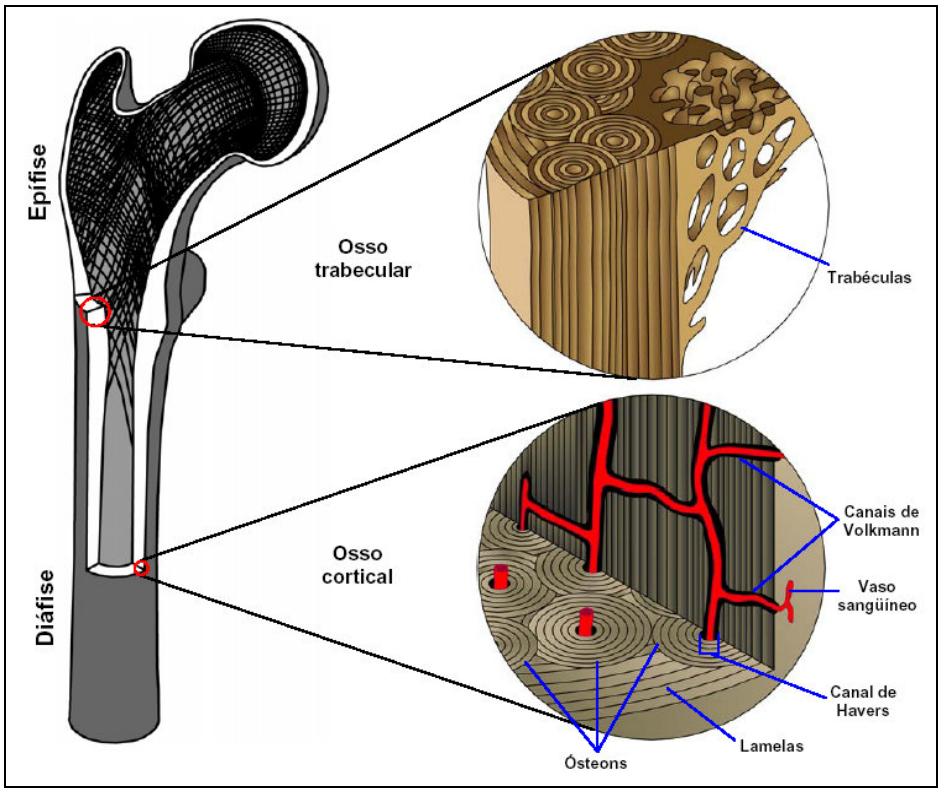


Figura 2.6: Ilustração dos tecidos ósseos (Shimano, 2006).

Os ossos podem ser classificados quanto a forma em (Ross, Reith e Romrell, 1993):

- **Longos:** têm duas extremidades ou epífises. O corpo ósseo é a diáfise e entre a diáfise e cada epífise fica a metáfise. A diáfise é formada por tecido ósseo compacto (cortical), enquanto a epífise e a metáfise, por tecido ósseo esponjoso (trabecular). Exemplo: úmero, ver Fig. 2.7.
- **Curtos:** têm as três extremidades praticamente equivalentes e são encontrados nas mãos e nos pés. São constituídos por tecido ósseo esponjoso;
- **Planos ou chatos:** são formados por duas camadas de tecido ósseo compacto, tendo entre elas uma camada de tecido ósseo esponjoso e de medula óssea. Exemplos: esterno, ossos do crânio, da bacia;
- **Irregulares:** têm uma forma que não se ajusta a qualquer um dos três grupos que foi citado. Sua forma pode ser complexa como, por exemplo, a das vértebras ou ossos que contêm espaços aéreos.

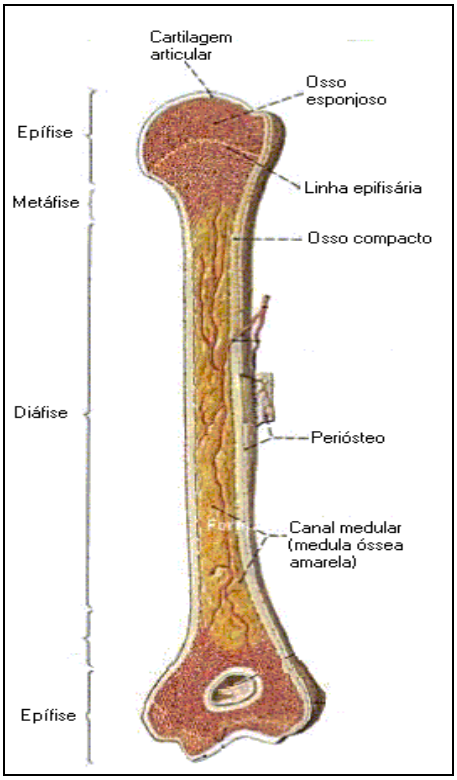


Figura 2.7: Ilustração de um osso longo, o úmero (Junqueira e Carneiro, 1995).

Uma outra classificação, pode ser em osso (Ross, Reith e Romrell, 1993 e Wikipédia, 2007):

- **Primário (imaturo):** é o tecido ósseo inicialmente depositado no esqueleto do feto, não tem aparência lamelar organizada, tem pouco cálcio e muitas células e fibras colágenas alocadas caóticamente. É o osso esponjoso visto à olho nu. No adulto são observados em locais de remodelação óssea, próximos às suturas do crânio, nos alvéolos dentários e em alguns pontos de que se encontram os tendões.
- **Secundário (maduro):** tecido ósseo maduro formado de lamelas paralelas ou concêntricas. Possui cálcio e o arranjo lamelar ajuda a distribuir a força pelo osso. É o osso compacto visto à olho nu.

Também é válido citar que os ossos são revestidos externa e internamente por membranas denominadas periósteo e endósteo, respectivamente. Ambas as membranas são vascularizadas e suas células transformam-se em osteoblastos. No interior dos ossos está a medula óssea, que pode ser (Vilela, 2007):

- **Vermelha:** formadora de células do sangue e plaquetas (tecido reticular ou hematopoiético): constituída por células reticulares associadas a fibras reticulares;
- **Amarela:** constituída por tecido adiposo (não produz células do sangue).

Finalmente, Lekholm e Zarb (1987) propuseram a seguinte e importante classificação dos tecidos ósseos, quanto à forma e qualidade do rebordo ósseo da mandíbula e da maxila, com enfoque em implantodontia:

Forma da seção transversal, ver Fig. 2.8 e 2.9 para a maxila e para a mandíbula, respectivamente:

A. Mínima reabsorção do rebordo alveolar ósseo;
B. Moderada reabsorção do rebordo alveolar ósseo;
C. Avançada reabsorção do rebordo alveolar ósseo;
D. Reabsorção inicial do rebordo basal ósseo;
E. Reabsorção extrema do rebordo basal ósseo.

Qualidade (densidade), ver Fig. 2.10:

- Tipo 1: osso formado por tecido compacto (cortical) e homogêneo com pouca irrigação sangüínea;
- Tipo 2: osso formado por uma espessa camada cortical, envolvendo um núcleo de osso trabecular denso;
- Tipo 3: osso formado por fina camada cortical, envolvendo um núcleo de osso trabecular denso de dureza favorável;
- Tipo 4: osso formado por fina camada cortical, envolvendo um núcleo de osso trabecular de baixa densidade e de resistência reduzida.

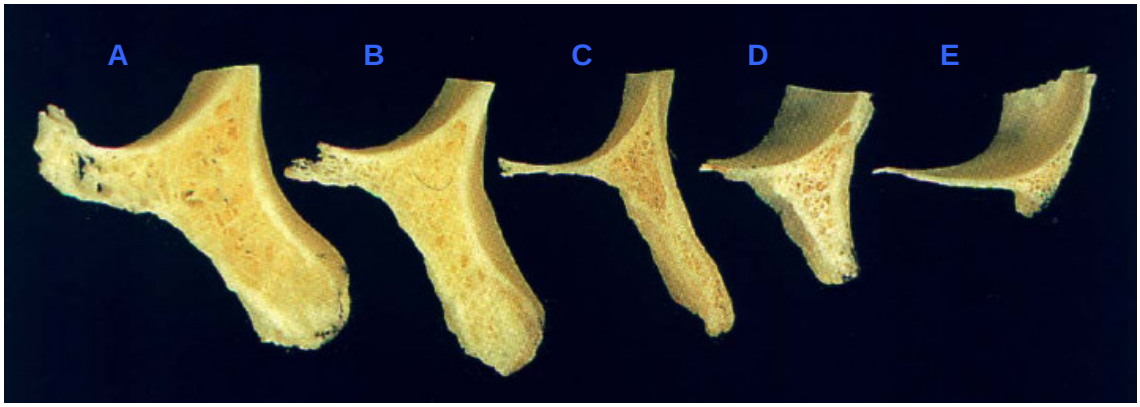


Figura 2.8: Classificação proposta sobre a forma e níveis de reabsorção óssea para a maxila. De A para E, da esquerda para a direita. Fonte: adaptado de Lekholm e Zarb (1987).

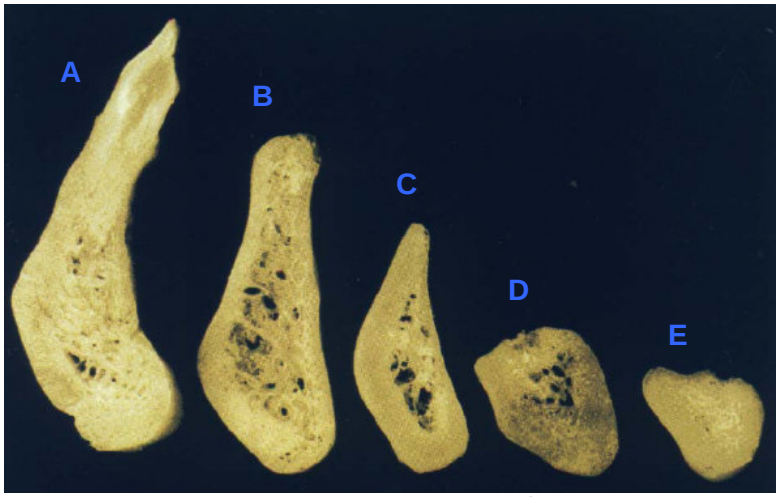


Figura 2.9: Classificação proposta sobre a forma e níveis de reabsorção óssea para a mandíbula. De A para E, da esquerda para a direita. Fonte: adaptado de Lekholm e Zarb (1987).

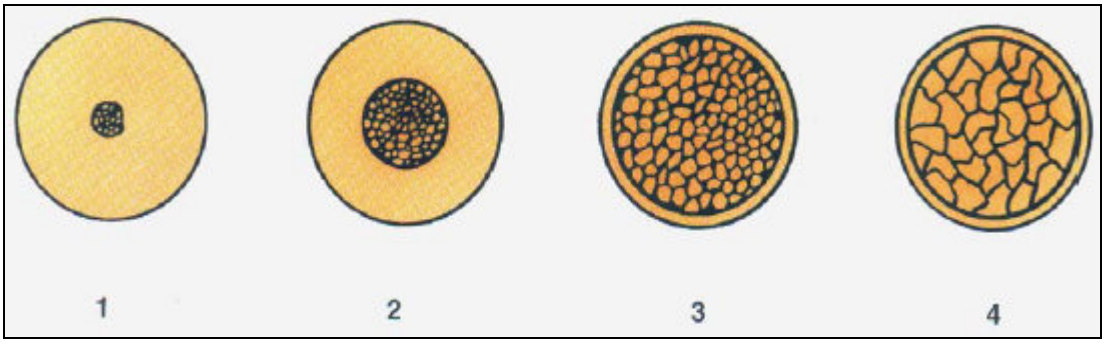


Figura 2.10: Classificação da qualidade do osso. Do Tipo 1 até o 4, da esquerda para a direita. Fonte: adaptado de Lekholm e Zarb (1987).

2.1.3. Características e propriedades do osso

O osso é um material de natureza biológica e dessa forma suas propriedades físicas variam amplamente de amostra para amostra, devido aos constituintes biológicos (idade, sexo, raça). Quando tomado como um possível material de uso na engenharia, verifica-se que ele possui uma estrutura fibrosa similar a da madeira. Sua composição é de aproximadamente 70% mineral, 22% de proteína e 8% de água. Este material pode ser considerado como um compósito bifásico, de forma análoga a fibra de vidro, na qual a parte mineral comporta-se como as fibras de vidro que reforçam o material básico, que para o osso corresponde à matriz orgânica de colágeno (Mora, 2000).

Em um osso cortical na porção da diáfise, por exemplo, existem as lamelas concêntricas chamadas de Sistema de Havers ou ósteons, visto na Fig. 2.6. Elas se agrupam longitudinalmente ao longo do eixo axial do osso, promovendo assim uma estabilidade mecânica maior e uma resistência à flexão sobre as cargas torsionais e compressivas associadas à função fisiológica estrutural (Einhorn et al., 1992 apud Mora, 2000 e Ross, Reith e Romrell, 1993). Estas observações indicam que, no caso do osso cortical, a sua microarquitetura apresenta considerável informação sobre as suas propriedades mecânicas. Por outro lado, a estrutura do osso é dinâmica no tempo e se acondiciona às tensões impostas de maneira adaptativa. Este material biológico tem mecanismo de reparação para agir contra a microdanificação na medida em que ela acontece, de forma que o osso continue respondendo fisiologicamente a sua função estrutural.

No osso trabecular (esponjoso) sua arquitetura porosa resulta em uma relação de superfície-volume bastante grande, gerando assim um potencial bem maior para o intercâmbio de minerais através da superfície em remodelação constante. Além disso, esta estrutura porosa proporciona uma construção muito efetiva como absorvedor de energia capaz de atenuar as grandes cargas transmitidas através das uniões e articulações durante a função normal (Mora, 2000).

As propriedades mecânicas representam a forma como o osso responde às forças de excitação encontradas no ambiente corpóreo e que podem ser observadas por meio de experimentos. A resistência e a rigidez do osso são maiores na direção de aplicação da carga a que ele é normalmente submetido, o que implica em anisotropia. Contudo, como resposta fisiológica às mudanças dinâmicas de solicitação pode-se observar a isotropia, que seria a adaptação do tecido ósseo à mudança na direção da tensão imposta. Tal característica somada a viscoelasticidade do material, reflete nos valores de propriedades

que não são constantes de osso para osso ou de pessoa para pessoa, como já citado anteriormente. A Tabela 2.1 mostra valores de algumas propriedades deste material.

Tabela 2.1: Propriedades mecânicas do osso humano (Einhorn et al. 1992 apud Mora, 2000).

Tipo de Osso	**Direção e Tipo de Carga**	**Densidade Aparente (g/cm^3)**	**Resistência Máxima (MPa)**	**Módulo de Elasticidade (MPa)**
Cortical (Fêmur Meio)	Tração Longitudinal	1,85	133	17000
	Compressão Longitudinal	1,85	193	17000
	Cisalhamento Longitudinal	1,85	68	3000
	Tração Transversal	1,85	51	11500
	Compressão Transversal	1,85	33	11500
Trabecular (corpo vertebral)	Compressão	0,31	6	76

Misch (2000) apud Motta (2002) exemplificou em termos táteis a densidade óssea da seguinte maneira:

- D1: Cortical denso. Similar à perfuração de uma tábua de carvalho ou bordo;
- D2: Cortical poroso. Similar à perfuração de uma tábua de pinheiro ou um abeto;
- D3: Trabecular grosso. Similar à perfuração de uma tábua de madeira de balsa;
- D4: Trabecular fino. Similar à perfuração de isopor;
- D5: Enxerto (osso incompleto).

Ele também classificou de acordo com a densidade radiográfica (Misch, 2000 apud Motta, 2002 e Park et al., 2008):

- D1: mais de 1250 unidades Hounsfield;
- D2: 850 – 1250 unidades Hounsfeild;
- D3: 350 – 850 unidades Hounsfeild;
- D4: 150 – 350 unidades Hounsfeild;
- D5: menos de 150 unidades Hounsfeild.

Hounsfield é uma unidade de medida utilizada em tomografia computadorizada, com escala empírica que identifica a penetrabilidade da radiação diagnóstica de acordo com o tipo de tecido (PDAMED, 2009). Recebe esse nome em homenagem ao criador da primeira

máquina de tomografia computadorizada, Godfrey Newbold Hounsfield – Nobel de 1979 (Wikipédia, 2009).

A Figura 2.11 localiza a resistência máxima à compressão longitudinal de um fêmur humano no Digrama de Ashby, baseado nos valores citados por Einhorn et al. (1992) em Mora (2000).

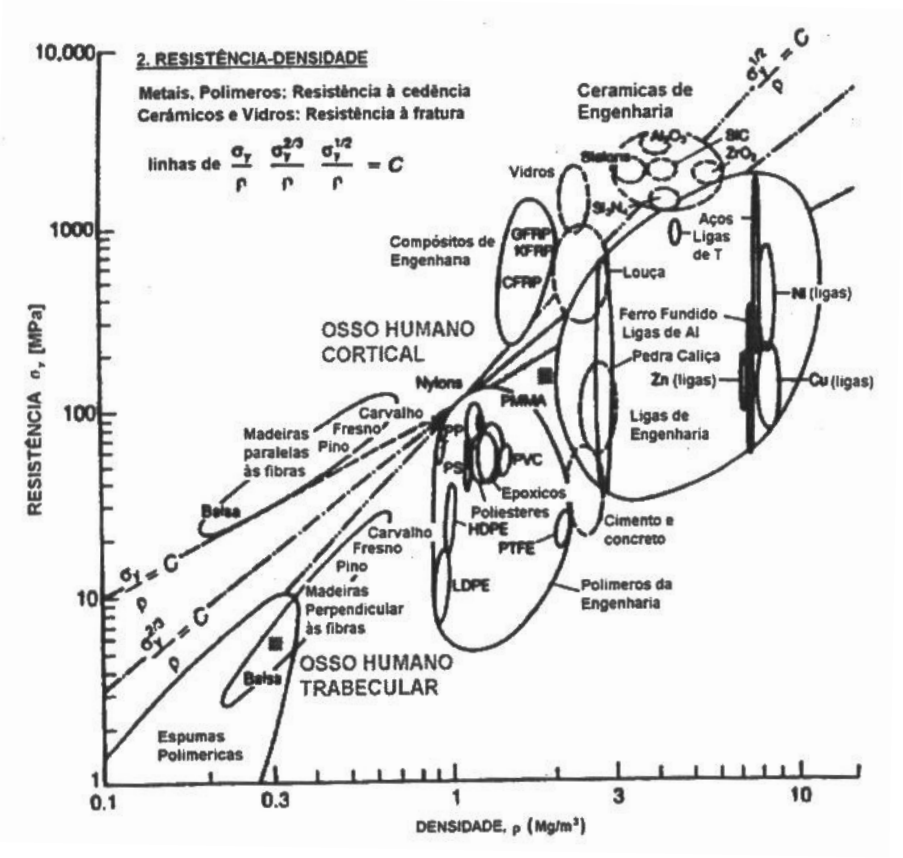


Figura 2.11: Diagrama de Ashby com resistência máxima de um fêmur humano em função da sua densidade (Mora, 2000).

2.1.4. Anatomia da mandíbula e da maxila humana

A possibilidade de colocação de um implante pode ser determinada depois de haver estudado os aspectos morfológicos estruturais presentes no osso do paciente. Em geral, toda mandíbula e maxila independente da sua forma e qualidade óssea, podem ser tratadas seguindo os mesmos procedimentos de implantodontia. Exceções ocorrem quando se tem uma avançada reabsorção do rebordo ósseo ou presença de elementos anatômicos que dificultam a instalação do mesmo, sendo necessário um procedimento preliminar de enxertia.

Todavia, se observa uma grande variedade de anatomias de mandíbulas e de maxilas nos pacientes. Sendo, portanto, importante analisar as estruturas anatômicas mediante exames clínicos (palpação), radiográficos e tomográficos antes de começar a operação. As características relevantes do osso para a colocação do implante são aquelas citadas por Lekholm e Zarb (1987) no item 2.1.2, quanto à forma, ver Fig. 2.8 e 2.9, e qualidade, ver Fig. 2.10, do rebordo ósseo da mandíbula e da maxila. E baseado nesses aspectos se fazem algumas combinações de formas e qualidades ósseas, consideradas por Lekholm e Zarb (1987) e citadas a seguir.

Uma maxila e uma mandíbula cujas formas e qualidades são D/3 e C/2, respectivamente, são situações terapêuticas comuns que permitem uma boa estabilização do equipamento durante a instalação do implante, devido às qualidades ósseas favoráveis presentes, podendo necessitar preparo de platô no ato cirúrgico para instalação do sistema de implante.

Em contraste, pode ser bastante difícil instalar implantes numa mandíbula que tenha a forma D, qualidade 1 ou 2 e forma E, qualidade 1, devido à avançada reabsorção óssea que poderá causar risco de fratura do osso durante a perfuração. Nestes casos, pode haver a necessidade prévia de se fazer enxerto. Como também se torna difícil realizar os procedimentos cirúrgicos em situações em que se tenha uma mínima reabsorção óssea (A ou B), mas uma qualidade ou densidade óssea baixa (4). Dessa forma, os implantes padrões podem, portanto, ficar instáveis, sendo necessário à utilização de implantes compridos, com o objetivo de chegar ao osso cortical do bordo inferior da mandíbula ou no osso basal da maxila. Nas maxilas de forma D e E do grupo 4, devido a grande reabsorção e a baixa qualidade óssea, podem também necessitar de enxerto para se realizar o implante.

2.1.5. Materiais similares e substitutos utilizados em pesquisas relacionando comportamento ósseo humano

Em pesquisas científicas para caracterizar procedimentos em tecidos ósseos humanos, uma grande diversidade de materiais tem sido empregada. A maioria utiliza estruturas ósseas de animais vertebrados diferentes de humanos ou materiais sintéticos. Outrossim, utilizam tecidos ósseos de cadáveres ou até mesmo “in vivo”.

Faria et al. (2007) objetivando comparar a eficiência de corte de duas brocas odontológicas para implantes com e sem revestimento de nitreto de titânio (TiN), utilizaram fêmur bovino.

Comar (2006) estudando a relação entre o desgaste das brocas odontológicas para implantes com o aumento da temperatura e com a carga durante a furação, trabalhou com ossos de costela bovina. Este mesmo material foi utilizado por Alexsander (2005), que estudou a influência de diferentes revestimentos de brocas para implantodontia em função da geração de calor desenvolvida durante a furação.

Shimano (2006) fez seu doutoramento analisando a microestrutura e as propriedades mecânicas de ossos corticais e trabeculares de ratos.

Shin e Yoon (2006) também utilizaram osso femoral bovino para medir temperaturas durante a operação de fresamento.

Allan, Williams e Kerawala (2005) utilizaram mandíbulas de porco para verificar a influência do desgaste das brocas em relação ao aumento de temperatura dentro das lojas.

Mitsuishi, Warisawa e Sugita (2004) relacionaram a usinabilidade de um modelo de osso de plástico em uretano duro, com osso femoral humano e com osso cortical de porco, em função da força de usinagem, velocidade de corte e densidade do osso em fresamento de topo.

Motta (2002) comparou a sobrevida de três marcas de sistemas de implantes em 194 pessoas.

Frölke et al. (2001) na tentativa de medir temperatura de um osso cortical em um processo de alargamento intramedular de ossos longos, utilizaram osso artificial de policarbonato.

Bachus, Rondina e Hutchinson (2000) fizeram uso de espécimes de osso cortical de fêmur de cadáver humano para verificar os efeitos da força de avanço no aumento das temperaturas e na duração das mesmas, próximas as lojas receptoras de implantes.

Cardoso (2000), avaliando a capacidade de corte das brocas do Sistema 3i, fez seu estudo histológico em cães.

Benington et al. (1996) mediram a intensidade de temperatura durante a preparação de lojas para implantes em mandíbulas bovinas com sensor termográfico infravermelho, seguindo a técnica cirúrgica de Brånemark.

Embora, existam algumas pesquisas de usinagem em osso torna-se necessário frisar que esses materiais não são exatamente iguais ao osso da mandíbula ou da maxila humana. Não possuem a mesma forma ou qualidade classificadas por Lekholm e Zarb (1987), e mesmo sob uma análise de densitometria podem não possuir a mesma estrutura compósita ou ainda possuir geometrias diferentes. Os resultados destes pesquisadores serão apresentados no item 2.2.1. Pesquisas realizadas sobre o tema.

2.2. Usinabilidade de Tecidos Ósseos

O termo usinabilidade, usado em inúmeros livros, artigos e discussões, serve para explicar uma propriedade ou uma qualidade que o material apresenta perante uma operação de corte, indicando o quão fácil ou difícil é a sua usinagem (Trent e Wright, 2000). Apesar de às vezes ser considerado como uma propriedade do material, o índice de usinabilidade é muito dependente das condições dos testes e, portanto, os detalhes relativos ao experimento devem acompanhar os resultados indicados. Deve-se salientar que ensaios para quantificar a capacidade de usinagem não são utilizados apenas para os materiais de peças. Eles podem ser utilizados também para quantificar o desempenho de materiais de ferramentas de corte, geometrias, revestimentos, fluidos de corte, etc. (Machado et al., 2009). A vida da ferramenta, a força de usinagem, a temperatura de corte, o acabamento da superfície da peça, a produtividade e as características do cavaco são algumas variáveis que podem ser consideradas como medida de usinabilidade (Ferraresi, 1981).

Segundo Mitsuishi, Warisawa e Sugita (2004), a usinabilidade do osso deve ser obtida baseada nas características do material, ou seja, nas suas propriedades mecânicas e nas suas particularidades biológicas (raça, sexo, idade, etc.), além do conhecimento dos efeitos das forças de corte, para que se possa compreender o fenômeno da usinagem do osso a partir da sua microestrutura. Em uma análise simplista, a capacidade de usinagem é maior para um osso trabecular, que é mais frágil (baixa resistência mecânica), do que para o osso cortical. Dessa forma, se conclui que a força de corte aumenta com o aumento da densidade do osso. Em uma abordagem um pouco mais microestrutural Mora (2000) cita que a dureza e a resistência do osso são funções da associação de hidroxiapatita (fosfato de cálcio diidratado) com fibras colágenas. Isso ficou evidenciado no trabalho de Chelule, Coole e Cheshire (2003) quando usinaram hidroxiapatita sintética e observaram desgaste abrasivo em suas ferramentas.

2.2.1. Pesquisas realizadas sobre o tema

Faria et al. (2007) compararam a eficiência de corte de duas brocas para colocação de implantes de formatos iguais com e sem revestimento de nitreto de titânio, avaliando as forças exercidas e o tempo despendido durante as perfurações. Os resultados mostraram que as ferramentas sem recobrimento apresentaram menor necessidade de aplicação de força e menor tempo despendido.

Comar (2006) estudou a usinabilidade de várias marcas de brocas para implantodontia padronizando a velocidade de avanço, a velocidade de rotação do motor, o percurso de avanço com intermitências, o torque, a irrigação e o número de perfurações em 50. Avaliou a força de avanço e a variação da temperatura nas paredes das lojas ósseas, através de termopares do tipo T. Em seus resultados observou um aumento crescente de temperatura em função do desgaste das ferramentas e diferenças quanto à força aplicada entre as marcas dos fabricantes. Porém, não notou relação entre força de avanço e temperatura. Concluiu que as brocas puderam fazer 50 furos, sem causar danos térmicos ao tecido ósseo. Enfatizou também que a irrigação e o movimento intermitente de furação têm um papel fundamental no controle da geração de calor.

Shin e Yoon (2006) analisaram a usinabilidade de brocas esféricas para implantodontia variando a velocidade de avanço e a profundidade de corte, no entanto através do processo de fresamento (como uma ferramenta "*ball nose*"), avaliando as temperaturas das superfícies fresadas com dois sensores infravermelhos, com o objetivo de se estimar a máxima temperatura e a distribuição da mesma dentro do osso a partir de modelagem numérica. A Figura 2.12 apresenta a ilustração do experimento. Os seus resultados mostraram que o aumento da velocidade de avanço diminui a máxima temperatura e o aumento da profundidade de corte tem efeito contrário. Também citam que o dano térmico dentro do osso pode exceder a 1,9 mm nas condições mínimas de velocidade de avanço e máxima de profundidade de corte.

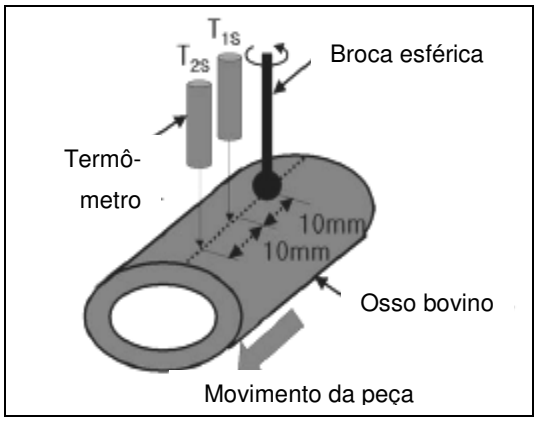


Figura 2.12: Esquema do ensaio realizado por Shin e Yoon (2006).

Alexsander (2005) estudou a usinabilidade de brocas para implantodontia com diferentes revestimentos (sem revestimento, TiN e WC/C), correlacionando com a geração de calor desenvolvida durante o corte, com o índice de massa perdido e com o aumento de rugosidade na superfície da ferramenta. Em suas respostas observou maior perda de massa para ferramentas revestidas com WC/C, maior rugosidade (Ra) para o grupo sem

revestimento e revestidas com WC/C, e finalmente, as brocas revestidas em especial WC/C apresentaram maior variação de temperatura.

Allan, Williams, Kerawala (2005) fizeram uso do teste de usinabilidade de Pressão Constante, na qual a força de avanço foi previamente fixada, para avaliar o efeito de diferentes níveis de desgaste das brocas no aumento da temperatura nas lojas ósseas. A medição de temperatura foi feita com termopar tipo K. Um desenho esquemático desse experimento é apresentado na Fig. 2.13. Seus resultados mostraram diferença significativa nas temperaturas geradas em função do nível de desgaste das ferramentas.

Mitsuishi, Warisawa e Sugita (2004) estudaram usinabilidade fazendo uso de uma máquina-ferramenta desenvolvida para cirurgias de 9 eixos. Analisaram a força de usinagem, velocidade de corte e densidade do osso, em um fresamento de topo. Verificaram forças de avanço de 100 N para o modelo e de 60 N para osso de porco. Estudando a variação da velocidade de corte no modelo em função da força de corte, não observaram correlação. Finalmente, foi verificada uma relação linear entre a força específica de corte e a densidade para o osso femoral humano e para o osso de porco.

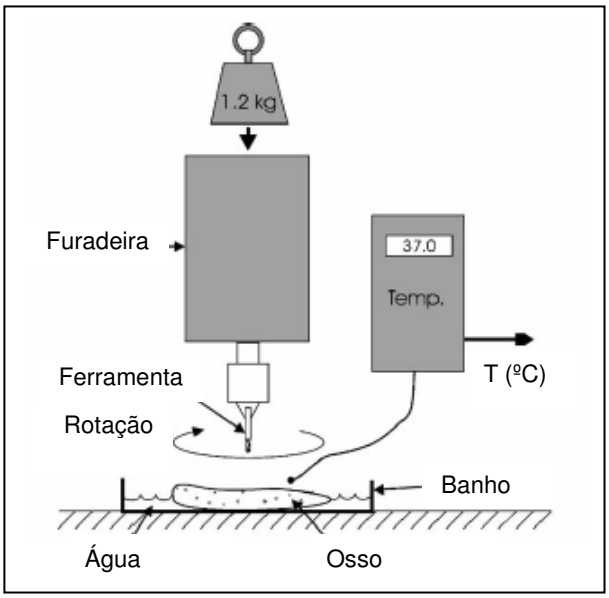


Figura 2.13: Esquema do teste de pressão constante realizado no trabalho de Allan, Williams, Kerawala (2005).

Motta (2002) comparou a sobrevida de três marcas de sistemas de implantes “in vivo” (ao todo 707 procedimentos de inserção de implantes). Seu principal resultado mostrou diferença significativa entre as marcas dos sistemas de implantes.

Bachus, Rondina e Hutchinson (2000) também fizeram uso do teste de pressão constante para avaliar se o comportamento da força de avanço na furação resultaria em

uma diminuição da máxima temperatura e do seu tempo de duração. Para isso fizeram uso de termopares tipo K. Em suas considerações concluíram que o aumento da força de avanço resultou em uma queda significativa da máxima temperatura e do tempo de duração destas. Enfatizaram que essa redução, diminui potencialmente o risco de danos térmicos na parede do alojamento ósseo.

Cardoso (2000) estudou a usinabilidade de brocas odontológicas para implantodontia do Sistema 3i através de uma análise histológica por microscopia ótica. Nesse estudo ele observou o número de lacunas sem osteócitos, a presença de osteoblastos pavimentosos ou cubóides e a proliferação fibroblástica na periferia da parede das lojas, com o intuito de evidenciar dano ósseo. Pelas suas respostas concluiu que as ferramentas poderiam ser utilizadas 40 vezes em osso tipo III sem causar trauma.

Finalmente, Benington et al. (1996) mediram através de sensor termográfico infravermelho as intensidades de temperaturas desenvolvidas pela seqüência de brocas usadas na preparação de lojas para implantes dentais, não fazendo uso de irrigação. Pelos seus resultados obtiveram temperaturas máximas para as brocas helicoidais de 2 e 3 mm de diâmetro de 130,1 e 126,3ºC, respectivamente.

2.2.2. Principais variáveis do processo

Uma das principais variáveis do processo citadas em todas as pesquisas sobre esse tema é quanto a identificação da qualidade ou densidade do osso. Ela representa o quão fácil ou difícil será o processo cirúrgico de abertura do alvéolo ósseo.

Uma outra variável importante é a velocidade de avanço intrinsicamente ligada a força de avanço sobre a broca, que representa o quão rápido ou lento será a passagem da fonte de calor (broca) ao redor da parede óssea.

A rotação da ferramenta, por sua vez, em conjunto com a força de avanço promove o corte e essas variáveis precisam ser otimizadas para que o mesmo seja eficiente.

A capacidade de corte da broca e isto inclui a geometria, o revestimento e o nível de desgaste da mesma, também é um fator que influencia o sucesso do pós-operatório.

A irrigação contínua é uma variável vital que promove a refrigeração da broca e do sítio ósseo na tentativa de impedir a necrose do tecido.

E finalmente, porém não menos importante, o ciclo de furação, em que se enquadra a seqüência de brocas a serem utilizadas e a intermitência do processo (ciclo pica-pau) para refrigeração das mesmas e remoção de cavaco (osso), perfazem o conjunto de variáveis principais que afetam a geração de calor nos processos de furação óssea.

2.3. Processos de Usinagem em Tecidos Ósseos

Os processos de usinagem mais utilizados em tecidos ósseos são: a furação para abrir os alvéolos, o rosqueamento para a fixação dos implantes na parede óssea e o torneamento quando se utiliza osso para a fabricação de parafusos. A seguir faz-se o detalhamento dos dois primeiros processos, que são mais relevantes ao estudo, e um breve comentário sobre o último.

2.3.1. Furação

Segundo Ferraresi (1981) a furação é um processo mecânico de usinagem destinado à obtenção de furos geralmente cilíndricos numa peça, com o auxílio de uma ferramenta usualmente multicortante. Para tanto, a ferramenta ou a peça gira e simultaneamente a ferramenta ou a peça se desloca segundo uma trajetória retilínea, coincidente ou paralela ao eixo principal da máquina. A retirada do cavaco do furo é garantida pelo movimento relativo de avanço entre a peça e a ferramenta, que ocorre segundo uma trajetória paralela ao eixo longitudinal da ferramenta ou perpendicular à superfície da peça.

Na implantodontia o processo de furação se subdivide em:

- **Furação em cheio:** destinado à abertura de um furo geralmente cilíndrico em uma peça, removendo todo o material compreendido no volume do furo final, na forma de cavaco (Ferraresi, 1981), ver Fig. 2.14;
- **Furação com pré-furo ou escareamento:** processo de furação destinado à obtenção de um furo cilíndrico numa peça pré-furada (Ferraresi, 1981), ver Fig. 2.14;
- **Furação escalonada:** processo de furação destinado à obtenção de um furo com dois ou mais diâmetros, simultaneamente (Ferraresi, 1981), ver Fig. 2.14.

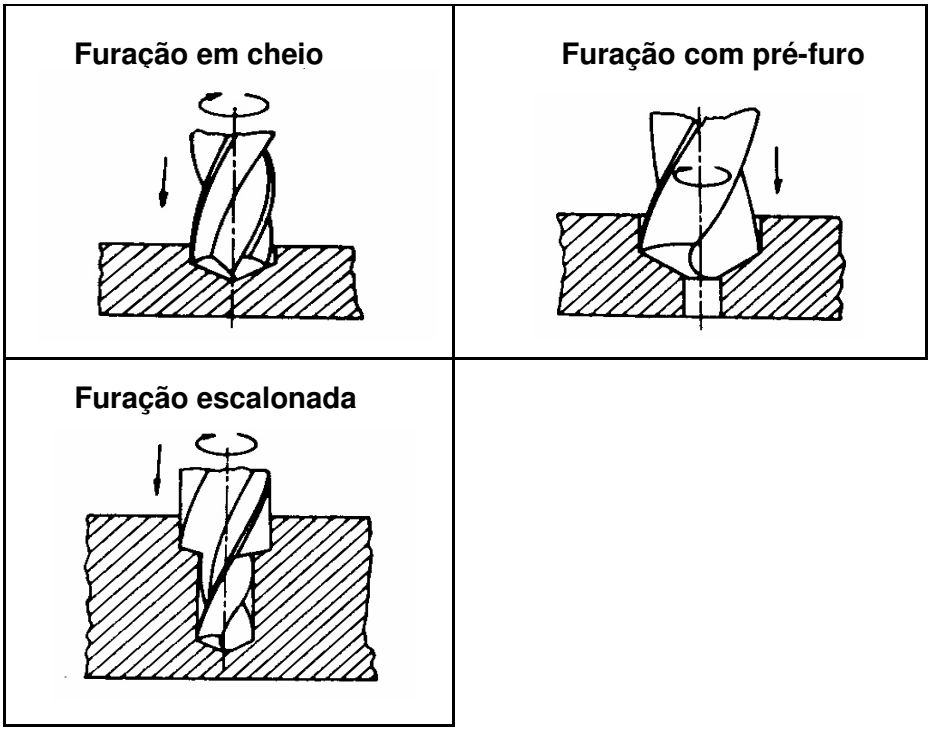


Figura 2.14: Ilustração dos processos de furação (Ferraresi, 1981).

A Figura 2.15 ilustra os movimentos de corte, de avanço e efetivo, ângulos da direção de avanço (φ) e da direção efetiva de corte (η), além de grandezas físicas desta operação, como velocidades de corte (vc), de avanço (vf) e efetiva de corte (ve).

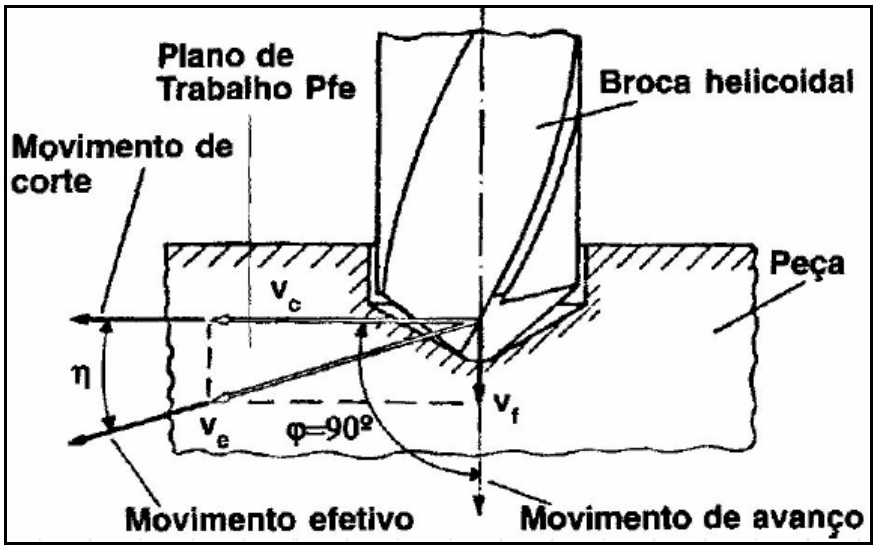


Figura 2.15: Movimentos de furação, ângulos direcionais e grandezas físicas (ibid.).

O processo de furação possui várias particularidades, que são fatores complicadores do processo (de Castro, 2001) e que podem contribuir para o aumento da geração de calor:

- O processo de geração do cavaco é interno (escondido) e existe um espaço limitado nos canais para a remoção dos mesmos. Com isso o transporte torna-se difícil, podendo causar o entupimento do furo, e como conseqüência, aumento do torque (Diniz, Marcondes e Coppini, 2000), maior energia por atrito dissipada na forma de calor e/ou de deformação de materiais e fratura da ferramenta;
- A velocidade de corte não é uniforme, variando desde zero, no centro da ferramenta, onde não se tem corte e sim deformação plástica com geração de calor, até um máximo na periferia;
- A lubrificação e/ou a refrigeração da região de corte é comprometida e o fluido de corte chega com dificuldade ou às vezes nem chega à região de trabalho;
- Ocorrem atrito e desgaste pronunciado nas quinas da ferramenta, principalmente com cantos vivos (sem chanfros ou arredondamentos).

Tanto em operações industriais quanto na implantodontia a furação é muitas vezes uma etapa intermediária de preparação para outras como, por exemplo, o rosqueamento.

2.3.2. Rosqueamento

É um processo mecânico de usinagem destinado à obtenção de filetes, por meio da abertura de um ou vários sulcos helicoidais de passo uniforme, em superfícies cilíndricas ou cônicas de revolução. Para tanto, a peça ou a ferramenta gira e uma delas se desloca simultaneamente segundo uma trajetória retilínea paralela ou inclinada ao eixo de rotação. O rosqueamento pode ser interno ou externo (Ferraresi, 1981). Na instalação de um implante osseointegrável ou na fabricação do mesmo verifica-se essas variantes do processo:

- **Rosqueamento interno**: processo de rosqueamento executado em superfícies internas cilíndricas ou cônicas de revolução, por exemplo, instalação do implante dentro do alvéolo ósseo, na qual se tem o implante como a ferramenta de corte (macho), ver Fig. 2.16;
- **Rosqueamento externo**: processo de rosqueamento executado em superfícies externas cilíndricas ou cônicas de revolução, por exemplo, a rosca realizada no implante ou em um parafuso ósseo, ver Fig. 2.16.

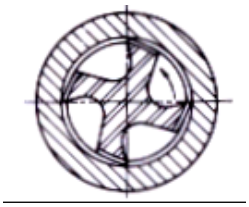
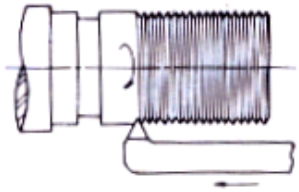
Rosqueamento interno com macho	Rosqueamento externo com ferramenta de perfil único
	

Figura 2.16: Ilustração dos processos de rosqueamento (Ferraresi, 1981).

2.3.3. Torneamento

Segundo Ferraresi (1981) o torneamento é um processo mecânico de usinagem destinado à obtenção de superfícies de revolução com auxílio de uma ou mais ferramentas monocortantes. Para tanto, a peça gira em torno do eixo principal de rotação da máquina e a ferramenta se desloca, simultaneamente, segundo uma trajetória coplanar com o referido eixo. Quanto à forma de trajetória este processo pode ser retilíneo ou curvilíneo.

Retilíneo é o modo de tornear no qual a ferramenta se desloca segundo uma trajetória retilínea. E para a usinagem de osso pode se destacar:

- **Torneamento cilíndrico**: processo no qual a ferramenta se desloca segundo uma trajetória paralela ao eixo principal de rotação da máquina;
- **Torneamento cônico**: processo de torneamento no qual a ferramenta se desloca segundo uma trajetória retilínea, inclinada em relação ao eixo principal de rotação da máquina;
- **Torneamento radial**: processo de torneamento no qual a ferramenta se desloca segundo uma trajetória retilínea, perpendicular ao eixo principal de rotação da máquina (faceamento).

Finalmente, o torneamento curvilíneo é a forma na qual a ferramenta se desloca segundo uma trajetória curvilínea, gerando superfícies de revolução complexas.

2.4. Ferramentas de Corte Empregadas na Usinagem de Tecidos Ósseos em Implantodontia

As brocas e os machos na forma de implantes são as principais ferramentas de corte utilizadas na usinagem de tecidos ósseos para implantodontia. As brocas, que no meio odontológico são conhecidas por fresas (neste trabalho serão sempre tratadas por brocas), são utilizadas para abrir os furos e os machos têm a função de criar uma maior superfície de contato entre o implante e a parede do furo através de uma rosca, a fim de promover a fixação.

2.4.1. Disposições gerais sobre os materiais de ferramentas do estudo

Em geral, as brocas usadas em implantodontia são fabricadas em aço inoxidável e seguem normas técnicas reguladas e fiscalizadas pela ANVISA. A normatização contempla várias proporções de ligas que podem ser utilizadas, e cada fabricante pode optar por uma delas (*INTERNATIONAL STANDARD ISO 7153-1:1991(E); INTERNATIONAL STANDARD ISO 7153-1:1991/Amd. 1:1999(E)).* Estes aços atendem as exigências clínicas, na qual o contato com o tecido humano é transiente.

Segundo Chiaverini (2002) e Callister (2008), a classificação mais simples e mais usada para os aços inoxidáveis é baseada na microestrutura que apresentam à temperatura ambiente. Assim eles podem ser divididos em três grupos principais: I. Aços Inoxidáveis Martensíticos (ou endurecíveis por têmpera), II. Aços Inoxidáveis Ferríticos (não endurecíveis por têmpera) e III. Aços Inoxidáveis Austeníticos (não endurecíveis por têmpera). Outros autores (Modenesi, 2001) incluem um IV grupo, os Aços Inoxidáveis Duplex (não endurecíveis por têmpera), com a presença de ferrita e austenita na microestrutura a temperatura ambiente.

Os dois primeiros grupos são essencialmente ligas de ferro-cromo e o terceiro grupo compreende as ligas de ferro-cromo-níquel. O efeito da adição do cromo é de principalmente conferir passividade aos aços e em uma faixa superior a 12% estabiliza a solidificação do ferro na forma de ferrita a temperatura ambiente. O efeito da adição do níquel é de estabilizar a austenita a temperatura ambiente, aumentar a tenacidade, a resistência à corrosão a altas temperaturas, além de restaurar a película de óxido protetora mais rapidamente do que em um aço inoxidável somente ao cromo (Chiaverini, 2002).

Neste item serão comentados apenas sobre os aços inoxidáveis austeníticos e martensíticos, por serem dois dos materiais de ferramenta utilizados em teste. O outro é um material cerâmico, denominado de zircônia. Também será brevemente dissertado sobre o titânio, material com o qual o implante é fabricado.

Os Aços Inoxidáveis Austeníticos são ligas principalmente de Fe-Cr-Ni, como já dito, embora também existam ligas em que parte ou todo o níquel foi substituído por manganês ou nitrogênio. Possuem estrutura predominantemente austenítica, não sendo endurecíveis por tratamento térmico (têmpera). Contêm entre 6 e 26% de níquel, 16 e 30% de cromo, menos de 0,30% de carbono e um teor total de elementos de liga de pelo menos 26%. São não magnéticos, considerados entre os aços inoxidáveis os de melhor resistência à corrosão, a temperatura ambiente apresentam baixo limite de escoamento, limite de resistência alto e elevada dutilidade. Aplicáveis na indústria química, petroquímica, alimentícia, em instrumentos cirúrgicos, em que se queira um material que seja facilmente moldado em formas complexas e com boa resistência a corrosão (Modenesi, 2001).

Os Aços Inoxidáveis Martensíticos caracterizam-se por serem ligas Fe-Cr-C que contêm entre 12 e 18% de cromo e entre 0,1 e 0,5% de carbono (em alguns casos pode chegar a 1%C). Devido ao elevado teor de liga, estes aços apresentam elevada temperabilidade e podem apresentar uma estrutura completamente martensítica mesmo após um resfriamento ao ar calmo. Assim, por serem endurecíveis por tratamento térmico, agregam uma larga faixa de propriedades mecânicas, sendo usados principalmente, no estado temperado e revenido, em aplicações que requeiram resistência mecânica, todavia sua resistência à corrosão tende a ser inferior aos aços austeníticos e ferríticos (ibid.). Podem ser divididos em três classes quanto ao teor de carbono: baixo (usados em lâminas de turbinas, compressores, instrumentos de medida, componentes de indústria petroquímica, etc.); médio (cutelaria, eixos de bomba, válvulas, mancais de esfera, instrumentos cirúrgicos, componentes de indústria petroquímica, etc.) e alto (instrumentos cirúrgicos, odontológicos, mancais de esfera, bocais, etc.) (Chiaverini, 2002).

As cerâmicas são compostos formados predominantemente de elementos metálico e não-metálicos, para os quais as ligações atômicas variam desde puramente iônica até totalmente covalente (Callister, 2008). Assim como os metais, as cerâmicas possuem estrutura cristalina, entretanto, essa estrutura não contém um grande número de elétrons livres, pois estes estão sendo compartilhados por covalência ou sendo transferidos de um átomo para o outro formando ligação iônica. Quanto ao comportamento mecânico destes materiais, são caracterizados pela alta resistência ao cisalhamento e baixa resistência à tração, por conseqüência do tipo de ligação formada (van Vlack, 1970). A cerâmica em estudo é a zircônia (óxido de zircônio – ZrO_2), que em um diagrama de fases pode

apresentar três estruturas cristalinas diferentes: tetragonal, monoclínica e cúbica. Desde já, é importante citar para a melhor compreensão do estudo que o ZrO_2 puro apresenta uma transformação alotrópica de tetragonal para monoclínica a aproximadamente 1150ºC. Esta transformação envolve grande alteração de volume, o que resulta na formação de trincas (é, portanto, frágil). Esse problema pode ser superado pela estabilização da zircônia pela adição de agentes estabilizantes como o óxido de cálcio (CaO), óxido de ítrio (Y_2O_3) e óxido de magnésio (MgO). A temperaturas altas (acima de 1000ºC) tanto a fase cúbica quanto a tetragonal estão presentes, porém no resfriamento até a temperatura ambiente as fases monoclínica e do composto formado pela zircônia mais agente estabilizador não se formam, sendo mantidas as demais, de modo a se contornar a formação das trincas (Callister, 2008).

O titânio é o nono metal mais abundante na crosta terrestre. É um material altamente requisitado pela indústria biomédica, devido a sua biocompatibilidade com o tecido mamífero e pela sua elevada resistência a corrosão. É encontrado fisicamente em duas formas cristalográficas. Na temperatura ambiente, o titânio puro se apresenta na forma hexagonal compacta (hc) ou fase α. A 883ºC o titânio sofre uma transformação alotrópica para cúbica de corpo centrado (ccc) ou fase β, que permanece estável até a temperatura de fusão. Elementos alfa-estabilizadores (Al, O, N e C) e beta-estabilizadores (Mo, V, Nb, Cu e Si) influenciam a temperatura de transformação alotrópica, aumentando-a ou diminuindo-a, respectivamente. Dessa forma, são classificados pela ASTM (American Society of Testing and Materials) em quatro grupos principais, de acordo com a estrutura cristalina (fases) presentes: não ligados (Ti em diferentes níveis de pureza), ligas alfa (α) e quase-alfa, ligas alfa-beta (α-β) e ligas beta (β). O titânio e suas ligas estão enquadrados, também, em um importante grupo de materiais denominado de superligas, devido as suas baixas densidades e por manterem elevadas propriedades mecânicas a altas temperaturas (Donachie, 1988). A liga mais comum é a liga alfa-beta Ti6Al4V (45% de utilização), no entanto os implantes (machos) são fabricados de titânio comercialmente puro (que compreende 30% de utilização industrial do titânio) com pureza entre 98 e 99,5% (Bauer, 2007). Pela suas características e propriedades, principalmente por manter resistência a elevadas temperaturas, por apresentar condutividade térmica muito baixa (7,3 W/m^{o}K, 6,8 vezes menor que do aço ABNT 1045, que é de 50,7 W/m^{o}K) e por possuir elevado ponto de fusão (1668°C), o titânio e suas ligas são dos materiais mais difíceis de usinar, de todos os tempos (Machado e Wallbank, 1990). Apesar de várias tentativas de facilitar a usinagem deste material os avanços conseguidos até o momento ainda não permitem comemorações (Ezugwu, da Silva e Machado, 2004; Ezugwu at al., 2005).

2.4.2. Geometria das ferramentas

A geometria padrão e as partes de uma broca helicoidal, que é a ferramenta mais utilizada em implantodontia e assunto do estudo, são apresentadas a seguir, seguindo a norma ABNT NBR TB-111 (1977) para brocas com haste cilíndrica, ver Fig. 2.17:

- **Haste:** destina-se à fixação da broca na máquina. A geometria da haste pode ser cilíndrica ou cônica. As hastes cilíndricas são normalmente utilizadas em brocas com diâmetro inferior a 20 mm, podem apresentar rebaixos para fixação por parafusos, ou lisas, para fixação por meio de pinças ou mandril hidráulico no corpo da máquina. A haste cônica é geralmente utilizada no caso de brocas de grandes diâmetros (maiores que 25 mm), com o objetivo de reduzir o batimento radial. As brocas com haste cônica são fixadas a um cone morse, que por sua vez é preso à máquina, o que possibilita maior força de fixação;
- **Diâmetro**: é medido entre as duas guias da broca. Normalmente tem tolerância dimensional h8;
- **Núcleo:** parte inferior da broca de diâmetro igual a 0,16 do diâmetro da mesma. Serve para conferir rigidez à broca;
- **Guias Cilíndricas:** a superfície externa de uma broca helicoidal apresenta duas regiões (uma em cada aresta de corte) que tem diâmetro maior que o diâmetro das paredes da broca. Tais regiões são denominadas guias cilíndricas e apresentam duas funções básicas: a primeira, como o próprio nome diz, é a de guiar a broca dentro do furo; a segunda é a de evitar que toda a parede externa da broca atrite com as paredes do furo, diminuindo assim os esforços necessários para a furação;
- **Canais Helicoidais**: são as superfícies de saída da ferramenta. Como a geometria da broca exerce influência direta em seu desempenho. Os canais helicoidais devem ser largos o suficiente para garantir a remoção dos cavacos. Por outro lado, o aumento excessivo do tamanho dos canais reduz a resistência do corpo da broca, o que pode resultar em vibrações e deformações não toleráveis durante o processo de furação. Nos canais helicoidais o ângulo formado pelo eixo da broca e uma reta tangente à hélice é denominado ângulo de hélice (δ). A hélice da broca tem a função de remover os cavacos do interior dos furos, através dos canais. As guias cilíndricas de conduzir a ferramenta ao longo do furo, além de serem responsáveis pelo acabamento superficial das paredes. A medida do ângulo de hélice tem influência na capacidade de penetração da ferramenta e no espaço para comportar os cavacos. A redução

do ângulo de hélice torna a broca mais resistente à torção, além de facilitar a quebra do cavaco. O aumento deste ângulo facilita a remoção dos cavacos, o que contribui para o bom desempenho das ferramentas na execução de furos profundos. O ângulo de hélice de brocas comuns na periferia da mesma coincide com o ângulo de saída (γ_o), que pode ser 28° para brocas de aplicação geral (brocas do tipo N com ângulo de ponta (σ) de 118°), 15° para brocas destinadas a usinagem de materiais com cavacos curtos (brocas tipo H com ângulo de ponta igual a 60 ou 90°) e 40° para brocas destinadas a usinagem de materiais com cavacos longos e/ou materiais moles (broca tipo W com ângulo de ponta de cerca de 140°). O comprimento do canal helicoidal também pode variar dependendo do diâmetro da broca e do comprimento do furo que se deseja usinar. Além dessas brocas, existem uma infinidade de outros tipos de brocas helicoidais, tais como as destinadas a furos profundos, brocas extra-curtas quando se deseja maior rigidez, brocas escalonadas para usinagem de furos passantes escalonados, brocas de calibração para calibrar ou alargar furos fundidos, pré-estampados ou pré-furados, etc.

- **Arestas de Corte**: as arestas principais de corte agem diretamente no corte do material formando o cavaco, que se movimenta pela superfície de saída e deixa o furo através dos canais da hélice. Numa broca helicoidal as duas arestas principais de corte não se encontram em um ponto, mas existe uma terceira aresta ligando-as. Esta terceira aresta é chamada de aresta transversal de corte, que na afiação cônica, possui a forma de linha reta, perpendicular ao eixo longitudinal da broca, geometria que dificulta o corte pelo fato de que, nessa região, o ângulo de saída é negativo e as velocidades são baixas. O ângulo formado entre as duas arestas principais, chamado de ângulo de ponta (σ) é normalmente igual a 118° (esta denominação não está de acordo com a norma brasileira NBR 6163 (1982) que chama de ângulo de ponta àquele medido no plano de referência da ferramenta, formado entre os planos de corte principal e secundário).

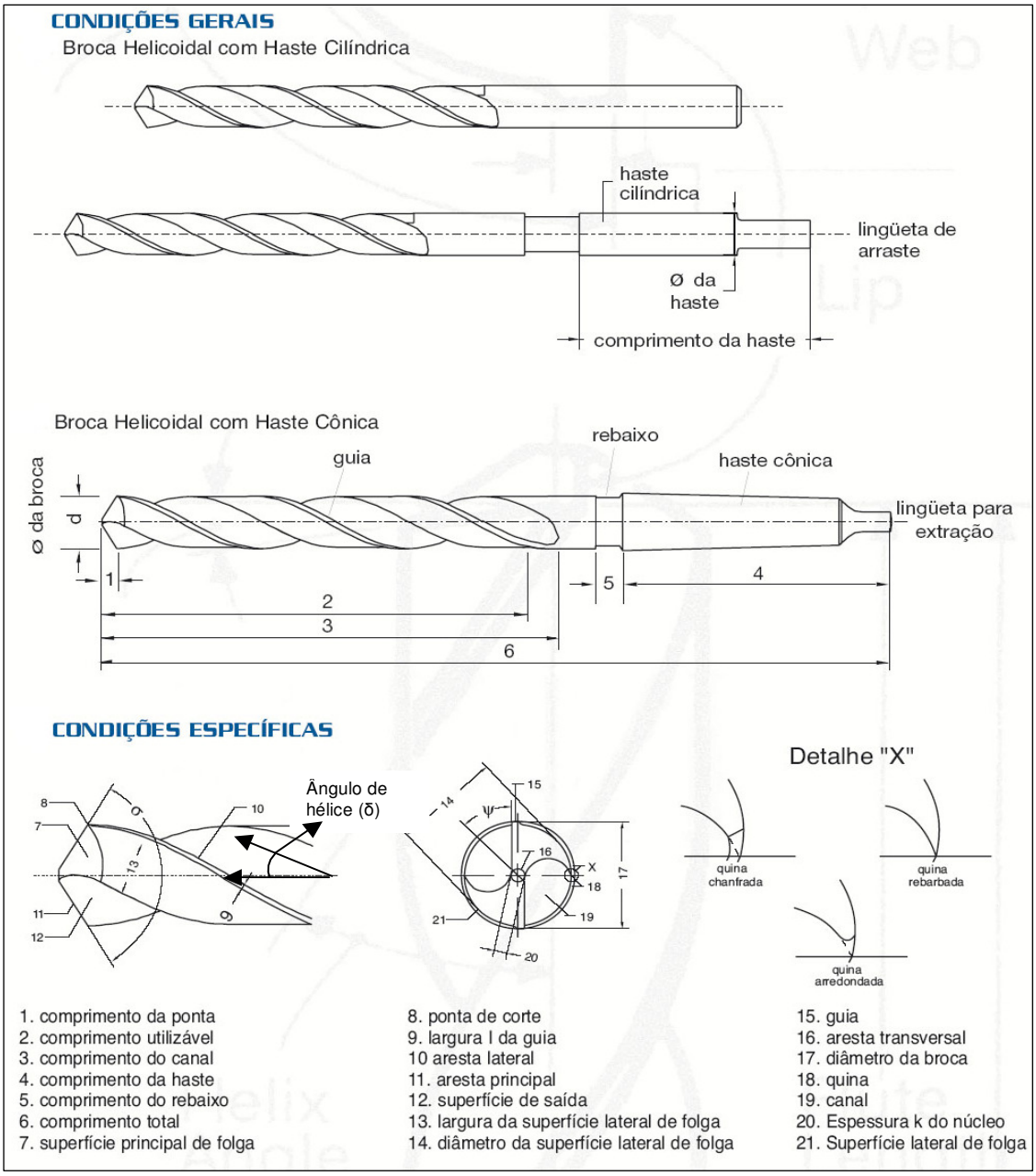


Figura 2.17: características de uma broca helicoidal (ABNT NBR TB-111 1977).

A instalação de um implante é conseguida através da abertura de roscas internas de fixação realizada pelo próprio implante, que neste caso tem uma geometria semelhante a do macho de corte, todavia uma maior definição desse assunto foge ao escopo do trabalho.

2.5. Temperatura Desenvolvida Durante a Usinagem em Tecidos Ósseos

Os itens a seguir comparam a usinagem de tecidos ósseos com a de materiais metálicos, no que se refere à interface de contato cavaco-ferramenta e às regiões de geração de calor, para explicar as temperaturas desenvolvidas durante a usinagem. Estas considerações parecem ser válidas ao observarmos fotos de tipos de cavacos ósseos apresentadas por Mora (2000), ver Fig. 2.18, na qual se verifica a forma do cavaco em vírgula e com marcas de cisalhamento.

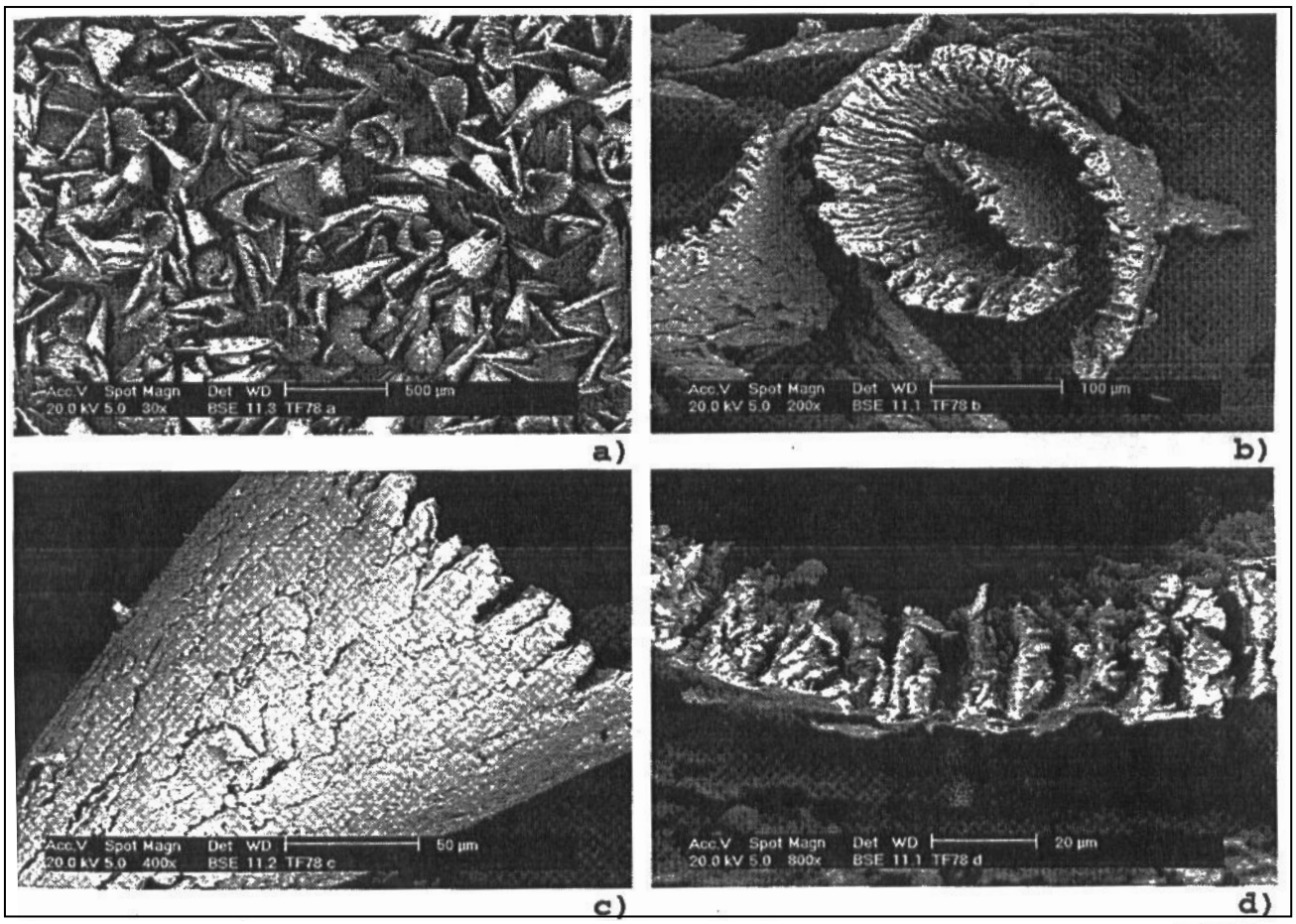


Figura 2.18: Cavaco ósseo em forma de vírgula marcado por cisalhamento. a) 30x, b) 200x, c) 400x e d) 800x (MEV). Velocidade de corte 3 m/min, avanço 0,03 mm/rot, profundidade de corte de 0,1 mm, Ferramenta cerâmica SPGN 12 04 12 T01020 Classe CC650 (Sandvik), torneamento (Mora, 2000).

2.5.1. Interfaces de contato cavaco-ferramenta

A usinagem é caracterizada pela formação de cavaco em um processo periódico, com cada ciclo dividido em quatro etapas distintas: deformação elástica, deformação plástica, ruptura e movimento sobre a superfície de saída da ferramenta. Esta última tem influência marcante em todo o processo, como na formação do cavaco, na força de usinagem, no calor gerado durante o corte e consequentemente na temperatura de corte, e nos mecanismos e taxas de desgaste das ferramentas de corte (Machado et al., 2009).

Na usinagem dos metais observam-se pelo menos três condições de interface cavaco-ferramenta (movimento de saída do cavaco sobre a ferramenta), na qual também se pode fazer correspondência com o corte de tecidos ósseos, são elas: aderência mais escorregamento, escorregamento e aresta postiça de corte (APC). Estes são os fatores mais importantes a serem considerados na influência da ferramenta de corte sobre a temperatura.

Antes de explorar as condições de interface cavaco-ferramenta se faz necessário abordar as condições de atrito em usinagem. Dessa forma, conceitua-se área de contato real (Ar), como aquela que ocorre somente nas asperidades das superfícies em contato e área de contato aparente (A) aquela que tem a forma geométrica da superfície do sólido. Aplicando cargas normais (σ) crescentes sobre as superfícies, as asperidades de contato se deformam plasticamente (τ) até a área real se igualar à área aparente, a partir deste ponto a força normal (N) não altera mais a força de atrito (Fat), ou seja, o coeficiente de atrito (μ) não é mais proporcional, e a lei de atrito de Coulomb não é aplicável ($\mu = Fat / N$). Shaw et al. (1960) identificaram três regimes diferentes de atrito sólido, ver Fig. 2.19. O regime I é aquele em que vale a lei de atrito de Coulomb e Ar <<< A. O regime III é aquele em que Ar = A e τ é independente de σ. E o regime II é o de transição entre I e III.

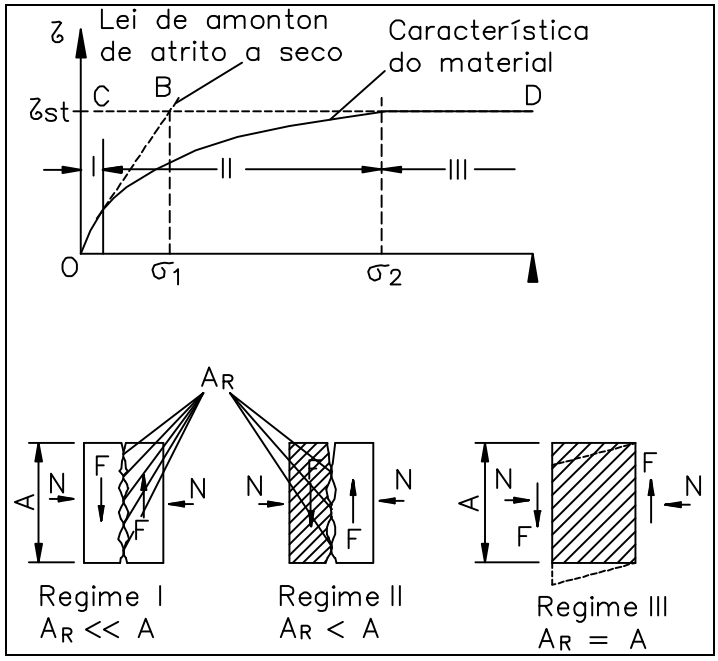


Figura 2.19: Os três regimes de atrito sólido (Shaw et al., 1960).

Zorev (1963) propõe um modelo de distribuição de tensão na superfície de saída da ferramenta, que completa as idéias de Shaw, em que o contato cavaco-ferramenta é dividido em duas regiões: a de aderência e a de escorregamento. Por este modelo, ver Fig. 2.20, a tensão normal é máxima na ponta da ferramenta e decresce exponencialmente até zero, onde o cavaco perde contato com a ferramenta. A tensão cisalhante é constante na zona de aderência e decresce exponencialmente na zona de escorregamento até o valor zero de perda de contato. Na região de aderência Ar = A e tem-se o regime III, na região de escorregamento Ar <<< A e o regime I prevalece.

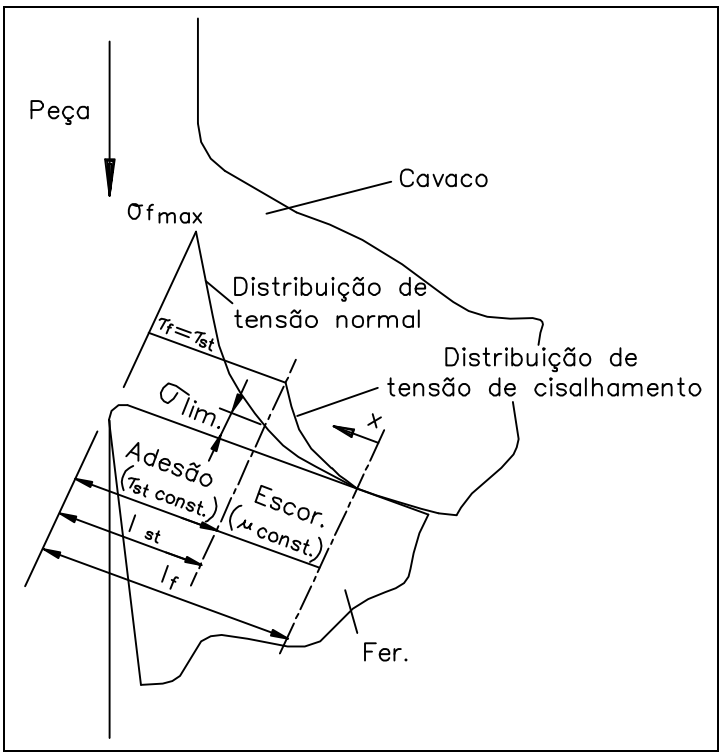


Figura 2.20: Modelo de distribuição de tensão na superfície de saída de ferramenta proposto por Zorev (1963).

A zona de aderência identificada por Trent (1963) é uma confirmação do regime III, sendo uma região de intenso cisalhamento dentro do material do cavaco e está presente na usinagem de todos os materiais, exceto para os aços de corte fácil, utilizando qualquer tipo de ferramenta. As causas da aderência são devido ao combinado de altas tensões de compressão, grandes quantidades e altas taxas de deformação, que causam altas temperaturas na interface cavaco-ferramenta, e finalmente, à pureza do material da peça, que em contato com a ferramenta promovem fortes ligações atômicas. Segundo Trent (1988c), as altas taxas de remoção de material, provocam na zona de aderência deformações cisalhantes confinadas a estreitas bandas de cisalhamento termoplástico, sendo assim as tensões de escoamento são reduzidas devido ao aumento da temperatura. A deformação plástica provavelmente envolve escorregamento dos contornos de grão e o material se comporta praticamente como um fluido viscoso. A temperatura nesta região é alta, por causa do calor gerado pela deformação plástica, e exerce um papel muito importante, ditando as condições de deformação, bem como os mecanismos de desgaste da ferramenta (Machado et al., 2009).

Embora, a usinagem de tecidos ósseos em comparação com a de materiais metálicos, sugira a impossibilidade da aderência, pois se caracteriza como um corte em

material frágil, com baixa velocidade de corte e com a possibilidade de formação de um filme que possa reduzir o atrito e inibir fortes ligações na interface, devido à composição do material no estado fresco. Durante os ensaios de furação deste trabalho verificou-se material preso ou aderido na ferramenta, após a abertura de furos. Tendo em vista, a dificuldade em se afirmar a existência ou não de material aderido na interface, ensaios de usinagem utilizando "*quick-stop*" se fazem necessários para a melhor compreensão deste fenômeno, sendo o processo de torneamento o mais indicado para estes testes.

A zona de escorregamento também definida por Trent (1963), caracteriza-se por apresentar uma Ar <<< A. As condições de escorregamento se devem às baixas tensões de compressão, o que não favorece a presença do regime III, assim as ligações que se formam na interface cavaco-ferramenta são mais fracas do que as ligações internas dos materiais da peça. Outro motivo para as ligações serem fracas, é a possibilidade do acesso de oxigênio, formando películas de óxidos que contribuem para impedir a formação de ligações fortes entre o cavaco e a ferramenta. Na usinagem de tecidos ósseos este tipo de interface deve ser observada, pela mesma justificativa apresentada no parágrafo anterior, na qual o material é frágil e a sua própria composição no estado fresco pode permitir a formação de um filme que reduza o atrito na interface cavaco-ferramenta.

Finalmente, a aresta postiça de corte (APC) é um fenômeno que ocorre a baixas velocidades de corte, em materiais com mais de uma fase, sob altas tensões de compressão e envolvendo deformação plástica, encruamento e microtrincas. Trent (1988b) explica a formação de APC, como a primeira camada do material que se une à ferramenta através de ligações atômicas, é encruado, aumentando assim, o seu limite de escoamento, e as tensões de cisalhamento são insuficientes para quebrar as ligações. As deformações então continuam nas camadas superiores adjacentes, mais afastadas da interface, até que elas também são suficientemente encruadas. Assim, pela repetição deste processo, uma sucessão de camadas forma a APC, na qual se verifica a fonte de calor afastada da aresta da ferramenta. Na usinagem de tecidos ósseos em comparação com a de materiais metálicos, as velocidades de corte empregadas são baixas, o material é compósito, vão existir tensões de compressão inerentes ao processo, ou seja, teoricamente é possível a existência de APC, ainda mais quando se observa as imagens de cavaco ósseo deformado, Fig. 2.18. No entanto, na literatura referenciada não foi encontrada informação a esse respeito, além disso, pode ocorrer a formação de filmes que inibam ligações fortes entre as superfícies da interface cavaco-ferramenta, dificultando a sua formação. Assim, fica difícil afirmar se há a presença ou não de APC na usinagem desse material, sem a realização de ensaios comprobatórios (de "*quick-stop*"). Entretanto, é um tema específico e a sua investigação foge do escopo deste trabalho.

2.5.2. Regiões de geração de calor

Em usinagem praticamente todas as energias consumidas são convertidas em calor. Somente uma pequena porcentagem (1 a 3%) não é convertida em energia térmica. Parte desta pequena porção fica retida no sistema como energia elástica, e a outra parte está associada à geração de novas superfícies, como a peça e o cavaco, (Machado et al, 2009).

A Figura 2.21 mostra três zonas possíveis de geração de calor, tomando como referência o processo de torneamento. São elas:

I. Zona de cisalhamento primário, zona A da figura;

II. Zona de cisalhamento secundário, zona B e C da figura;

III. Zona da interface entre a peça e a superfície de folga da ferramenta, zona D da figura.

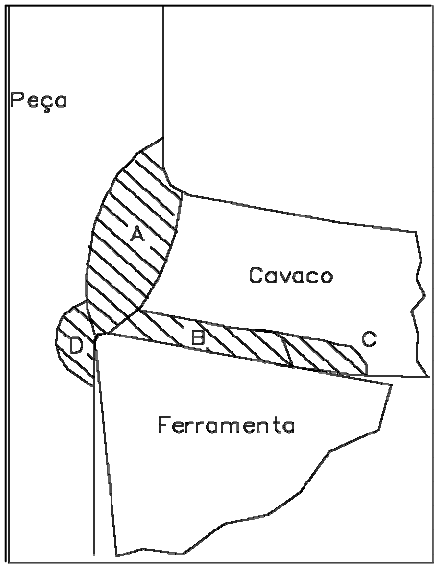


Figura 2.21: Zonas de geração de calor em usinagem (ibid.).

Grande parte deste calor gerado é dissipado pelo cavaco, uma pequena porcentagem é dissipada pela peça (parede óssea) e uma outra parte para o meio ambiente. O restante vai para a ferramenta de corte, apesar disso representar pequenos percentuais (8 a 10%), o aumento da temperatura é significativo o que pode comprometer a resistência da ferramenta.

Em um processo de furação a distribuição de temperatura estará localizada nestas zonas de geração de calor e em geral tenderá a ser maior nas paredes do final do furo, pois a quantidade de trabalho realizado pela ferramenta de corte e a energia térmica nela acumulada atinge o máximo quando o processo termina.

2.5.2.1. Calor gerado na zona de cisalhamento primário

Na zona de cisalhamento primário a maior parte do calor é dissipado pelo cavaco, porém uma pequena fração é conduzida a peça, sendo o suficiente para aumentar a sua temperatura, podendo às vezes causar problemas de precisão dimensional. Este mesmo conceito de geração de calor tão difundido na usinagem industrial de metais também deve ser ponderado aos problemas de excesso de temperatura nas paredes ósseas.

O aumento da temperatura no cavaco (na ausência de APC) não é muito influenciado pela velocidade de corte e a fração de calor que vai para a peça diminui com o aumento desta. Além disso, a influência da temperatura do cavaco na ferramenta é muito pequena, devido ao pouco tempo com que o mesmo fica em contato com a superfície de saída da ferramenta (Trent e Wright, 2000).

2.5.2.2. Calor gerado na zona de cisalhamento secundário

Esta é a fonte de calor de maior responsabilidade pelas temperaturas da ferramenta de corte. Na usinagem de materiais macios de baixo ponto de fusão a temperatura da ferramenta pode não ser considerada o maior problema para vida desta, entretanto se torna o fator controlador da taxa de remoção de material, quando na usinagem de materiais duros e de alto ponto de fusão, como os ferros fundidos, os aços, as ligas de níquel e titânio (Machado et al., 2009).

A temperatura da interface cavaco-ferramenta aumenta com a velocidade de corte. Todavia, haverá um limite prático na velocidade de corte para cada par ferramenta-peça, devido à própria limitação das propriedades destes. As altas temperaturas nas ferramentas de corte não só aceleram os mecanismos de desgaste termicamente ativados, mas também reduzem o limite de escoamento destas. Segundo Trent e Wright (2000), a temperatura na zona de cisalhamento secundário e, portanto, a temperatura da ferramenta depende da quantidade de trabalho realizado para cisalhar o material e da quantidade de material que passa nesta zona.

Sendo assim, em se aumentando a velocidade de corte em processos de usinagem de tecidos ósseos a temperatura deverá aumentar, mas não indefinidamente, deverá haver um determinado limite, com possível queda posterior da mesma, algo parecido com o *"High Speedy Machine (HSM)"*. Assim, devido à influência desse calor gerado na zona de cisalhamento secundário sobre a ferramenta (fonte de calor) deve-se fazer com que esta realize o movimento de avanço o mais rápido possível, para minimizar os efeitos de transferência de calor para a parede óssea (peça).

2.5.2.3. Calor gerado na zona de interface entre a peça e a superfície de folga da ferramenta

Se a usinagem ocorrer com ângulos de folga pequenos (<2º) ou se o desgaste de flanco atingir proporções consideráveis, a interface peça-superfície de folga da ferramenta se torna a terceira fonte importante de geração de calor (Machado et al., 2009).

2.5.3. Distribuição de temperatura no processo de furação de tecidos ósseos

Estudos mostram que o nível de desgaste das brocas para implantodontia e as condições de corte, influenciam o gradiente de temperatura gerado pelo processo de usinagem, estando distribuído ao longo da parede do furo.

O Gráfico 2.1 apresenta o resultado do estudo, já citado, de Allan, Williams e Kerawala (2005), na qual se verificou significância nas respostas de aumento de temperatura em função do desgaste das brocas.

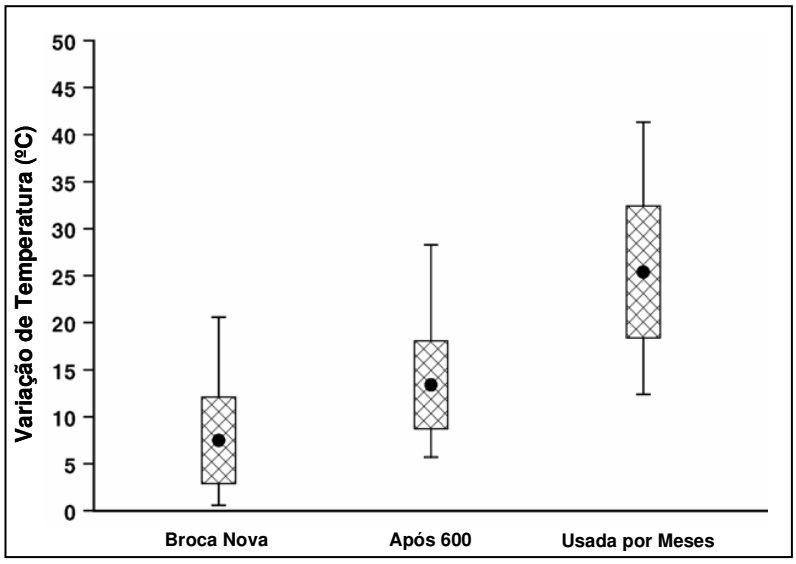


Gráfico 2.1: Variação de temperatura para três níveis de desgaste de brocas. Parâmetros: Ff 1,2 kg; 20000 rpm; Lf 5 mm e mandíbula de porco (Allan, Williams e Kerawala, 2005).

A Tabela 2.2 mostra os resultados de Shin e Yoon (2006) fresando osso femoral bovino e monitorando a temperatura cortical por dois sensores infravermelhos distando 10 mm entre si e da fresa. Eles observaram que com o aumento da velocidade de avanço para diferentes profundidades de corte a temperatura da superfície usinada (osso) diminuiu.

Tabela 2.2: Avaliação da temperatura em função do avanço e da profundidade de corte (Shin e Yoon, 2006).

Avanço [mm/s]	Profundidade de Corte [mm]					
	0,3		0,5		1,0	
	T1s [ºC]	T2s [ºC]	T1s [ºC]	T2s [ºC]	T1s [ºC]	T2s [ºC]
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	-	-

Bachus, Rondina e Hutchinson (2000) monitorando a temperatura cortical em processos de furação em ossos de cadáver humano femoral. Observaram temperaturas mais elevadas próximo à parede óssea, ver Gráf. 2.2.

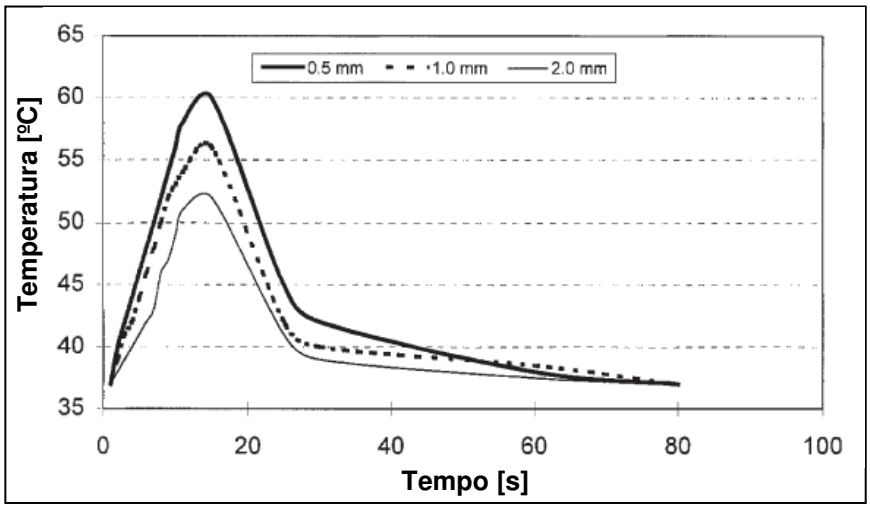


Gráfico 2.2: Variação da temperatura em função do tempo para termopares posicionados a 0,5, 1,0 e 2,0 mm da parede do furo (Bachus, Rondina e Hutchinson, 2000).

Ao analisarem a variação de temperatura em função do aumento da força de avanço, concluíram que esta diminuiu, ver Tab. 2.3.

Tabela 2.3: Avaliação da temperatura ao redor da parede do furo em função da força aplicada (Bachus, Rondina e Hutchinson, 2000).

	Temperatura [ºC]		
Força [N]	**a 0,5 mm**	**a 1 mm**	**a 2 mm**
57	67,24	57,86	52,79
83	47,02	45,05	41,46
93	35,17	34,50	31,62
130	34,66	33,22	31,88

2.6. Forças de Usinagem em Tecidos Ósseos

As forças atuando na ferramenta são aspectos importantes na usinagem, no que diz respeito à fabricação de máquinas-ferramentas e seus elementos construtivos, na estimativa da potência requerida para executar o corte e no projeto de acessórios adequadamente rígidos (livre de vibração) para os processos. Além disso, as forças de corte variam com os ângulos das ferramentas, e medições precisas de força são úteis na otimização do conceito destas (Trent e Wright, 2000). Segundo Machado et al. (2009) elas podem ser responsáveis direta pelo colapso da ferramenta de corte por deformação plástica da aresta, além de influenciar no desenvolvimento de outros mecanismos e formas de desgaste. A força de usinagem pode também representar um índice de usinabilidade ou ser usada como parâmetro para controle adaptativo do processo.

2.6.1. Compreendendo o sistema de forças de usinagem

No corte ortogonal (Machado et al., 2009), a força resultante de usinagem (Fu) sobre a superfície inferior da cunha do cavaco pode ser decomposta em duas componentes ortogonais para facilitar o estudo: F_T, força de atrito, responsável pela energia consumida no plano de cisalhamento secundário, e F_N, força normal, perpendicular a F_T. Da mesma maneira, as forças provenientes da ação da peça sobre o plano de cisalhamento primário, cuja resultante é Fu' pode ser decomposta em F_Z, força de cisalhamento, no plano de cisalhamento primário, responsável pela energia consumida para cisalhar o material nesse plano, e em F_{NZ}, força que exerce esforço de compressão no plano de cisalhamento primário, e é perpendicular a F_Z, ver Fig. 2.22.

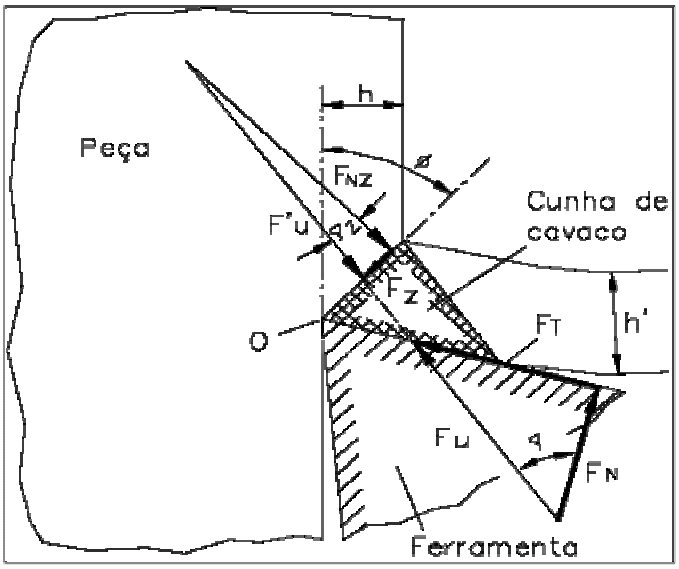


Figura 2.22: Ilustração das forças que atuam na cunha de corte (Machado et al., 2009).

A resultante Fu pode ainda ser decomposta em Fc, força de corte, na direção de corte, responsável pelo trabalho total realizado no corte, e em Ff, força de avanço, na direção de avanço e perpendicular a Fc, ver Fig. 2.23 e Eq. 2.1.

Assim, $\vec{F}u = \vec{F}c + \vec{F}f$ (2.1)

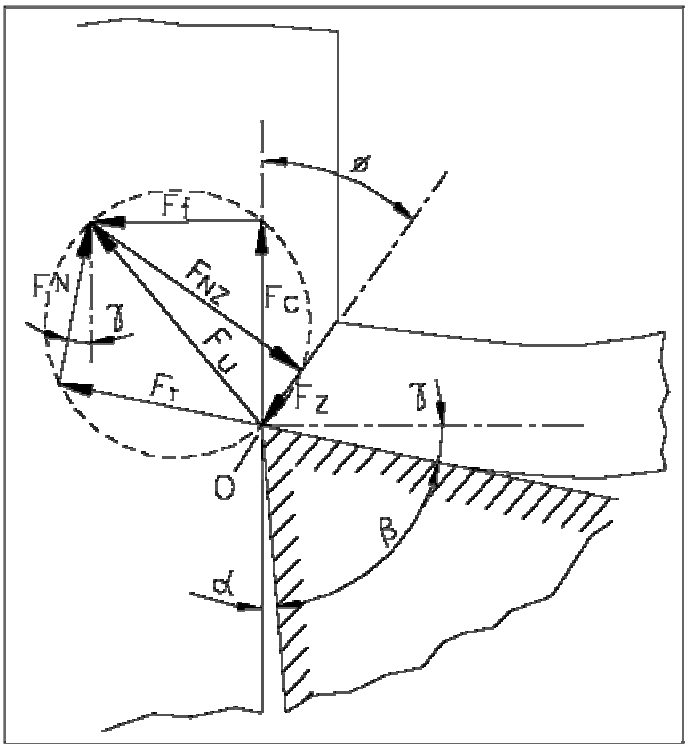


Figura 2.23: Círculo de Merchant (Ferraresi, 1981).

O círculo de Merchant permite que as diversas componentes da força Fu fiquem geometricamente evidentes, sendo determinadas a partir da Fc e da Ff, que por sua vez, podem ser medidas facilmente por dinamômetros piezoelétricos.

No corte tridimensional, tomando por base o processo de furação, tem-se uma terceira componente que é a força passiva, Fp, perpendicular ao plano de trabalho, ver Fig. 2.24, transportando, assim, a força Fu para o espaço, Eq. 2.2.

Sendo, $\vec{F}u = \vec{F}c + \vec{F}f + \vec{F}p$ (2.2)

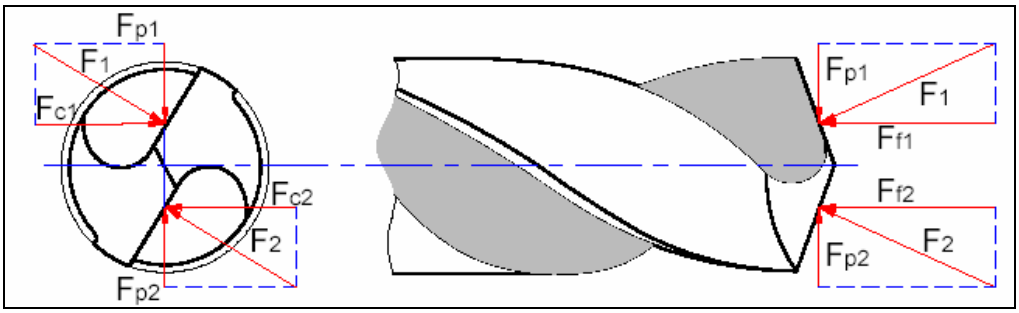


Figura 2.24: Representação das forças de usinagem em furação (Bork, 1995 apud Mocellin, 2002).

Finalmente, no processo de furação, focando o estudo, a broca durante o corte está submetida basicamente a esforços de compressão (devido ao avanço da ferramenta) e a esforços de torção (devido à rotação da broca). Assim, as principais componentes de força do processo são: força de avanço e torque. O torque neste processo pode ser calculado de maneira teórica da seguinte maneira, Eq. 2.3:

$$T = \frac{Fc \cdot D}{200} \text{ [N.m]} \quad (2.3)$$

Fc é a força de corte em kgf e *D* o diâmetro da broca em mm.

2.6.2. Potência de usinagem

As potências necessárias para a usinagem resultam como produtos da força de usinagem pelas respectivas componentes de velocidades (Ferraresi, 1981):

- Potência de corte (Nc), Eq. 2.4:

$$Nc = \frac{Fc \cdot vc}{60 \cdot 75} \text{ [cv]} \quad (2.4)$$

Fc em kgf e *vc* em m/mim.

- Potência de avanço (Nf), Eq. 2.5:

$$Nf = \frac{Ff \cdot vf}{1000 \cdot 60 \cdot 75} \text{ [cv]} \tag{2.5}$$

Ff em kgf e *vf* em mm/min.

- Potência efetiva de Corte (Ne), Eq. 2.6:

$$Ne = Nc + Nf \text{ [cv]} \tag{2.6}$$

- Potência fornecida pelo motor (Nm), Eq. 2.7:

$$N_m = \frac{N_c}{\eta} \text{ [cv]} \tag{2.7}$$

Onde η é o rendimento da máquina-ferramenta.

2.6.3. Variáveis que mais influenciam as forças na usinagem de tecidos ósseos

A força de usinagem está intrinsecamente ligada às condições da interface cavaco-ferramenta. Dessa forma, se as condições da interface se apresentarem como uma restrição ao escoamento do cavaco, a força de usinagem deverá ser grande. Portanto, a força de usinagem pode ser considerada dependente de dois fatores principais (Trent e Wright, 2000):

- Áreas dos planos de cisalhamento primário e secundário;
- Resistência ao cisalhamento do material da peça, nos planos de cisalhamento primário e secundário.

E sob esses dois fatores discute-se a influência das principais variáveis na força de usinagem:

a) Velocidade de corte: o aumento da velocidade de corte tende a uma redução da força de usinagem, devido ao aumento da geração de calor até o limite prático do par ferramenta-peça, e conseqüente redução da resistência ao cisalhamento, e ligeira redução da área de contato;

b) Avanço: o aumento do avanço aumenta diretamente as áreas dos planos de cisalhamento primário e secundário, causando o aumento da força de usinagem;

c) Tipo de osso (densidade): quanto maior a resistência do material a usinar, maior a resistência nos planos de cisalhamento e, portanto maior a força de usinagem.
d) Geometria da ferramenta: uma redução do ângulo de saída tende a aumentar a área de contato cavaco-ferramenta e impor uma maior restrição no escorregamento do cavaco, aumentando a força de usinagem. O aumento do ângulo de ponta faz com que as forças também aumentem, por causa da maior área de contato. Finalmente, o ângulo de folga irá aumentar a força de usinagem, devido ao atrito, somente se este ângulo for muito pequeno (<3º);
e) Estado de afiação da ferramenta: o desgaste da ferramenta pode alterar a geometria da mesma, porém o maior efeito é causado pelo aumento da área de contato entre o cavaco e a ferramenta;
f) Uso de fluido de corte: um fluido de corte sob ação refrigerante pode aumentar a força de usinagem, por não permitir a queda da resistência ao cisalhamento do material pela elevação da temperatura.

2.7. Avarias e Desgaste de Ferramentas de Corte

Podem-se distinguir três tipos de destruição de uma ferramenta de corte durante a usinagem: avaria, desgaste e deformação plástica (Machado et al., 2009). Contudo, renomados autores como Trent e Wright (2000) consideram a deformação plástica como um mecanismo/processo de desgaste. Uma breve conceituação sobre os três tipos de destruição será feita a seguir.

2.7.1. Avaria

É um processo de destuição que ocorre de maneira repentina e inesperada, causado pela quebra, lasca ou trinca da ferramenta de corte. A quebra e a lasca levam à perda de uma quantidade considerável de material instantaneamente, enquanto a trinca promove a abertura de fenda no corpo da ferramenta (Machado et al., 2009).

A quebra é mais comum em ferramentas com baixa tenacidade, como as cerâmicas. A lasca também depende da tenacidade, porém pode ocorrer até mesmo em ferramentas tenazes. No caso da trinca não existe perda de material, no entanto, sua presença pode comprometer a continuidade do processo de corte pela sua transformação em sulco (trincas

de origem térmica) ou pela formação de lascas ou colapso. Finalmente, trinca superficial pode conduz à geração da lasca, enquanto que a fratura poderá ocorrer se a trinca for mais profunda (ibid.).

2.7.2. Desgaste

A Norma ISO 3685 (1977) define desgaste em ferramentas como sendo a mudança de sua forma original durante o corte, resultante da perda gradual de material. Hutchings (1992) define desgaste como sendo a destruição de uma ou de ambas as superfícies que compõem um sistema tribológico. Sendo assim, desgaste em usinagem pode ser considerado como sendo a mudança da geometria da ferramenta de corte por perda de massa (Trent e Wright, 2000).

2.7.3. Deformação plástica

É a mudança da geometria da ferramenta de corte pelo deslocamento de massa. Ela ocorre por cisalhamento, devido às altas tensões atuantes nas superfícies de corte. Em alguns casos pode ocorrer a total destruição da cunha cortante, podendo até perder massa, sendo mais comum em ferramentas com baixa resistência ao cisalhamento (ibid.).

2.7.4. Desgaste nas ferramentas

Considerando a presente pesquisa, em que as ferramentas utilizadas são brocas, este tópico focará especificamente estas ferramentas de corte. A Figura 2.25 apresenta as principais regiões de desgaste de uma broca helicoidal (Bork, 1995 apud Mocellin, 2002):

- Desgaste de flanco (VB) – ocorre ao longo de sua aresta de corte, podendo ser classificado ainda em desgaste de flanco médio (VBmed) [sic] (VB_B – ISO 3685) e desgaste de flanco máximo (VBmax) [sic] (VB_{Bmax} – ISO 3685);
- Desgaste das guias (H) – o comprimento médio “H”, medido sobre todas as guias da ferramenta em relação à sua aresta de corte;
- Desgaste de cratera (Kb) – corresponde à dimensão “Kb”, a qual é a medida do ponto mais afastado do lado oposto da cratera em relação à aresta de corte. Tal

desgaste também pode ser dado por “KT”, caso seja expresso pela profundidade da cratera;

- Lascamento – os lascamentos nas arestas principais de corte da broca (medidas “Pm” para a largura e “Pt” para a profundidade), os quais também podem ocorrer na aresta transversal;
- Arredondamento das quinas – este tipo de desgaste se caracteriza pelo arredondamento da quina da broca, abrangendo ou não toda a largura da guia. Sua medida também corresponde ao valor médio do arredondamento de todas as quinas da ferramenta;
- Desgaste da aresta transversal – dimensionado através das medidas “Cm” (largura da faixa de desgaste) e “Ct” (ponto mais alto do desgaste);
- Colapso total – definido como sendo simplesmente a destruição da broca. Esta definição também considera a inutilização da broca por danos que não necessariamente venham a destruí-la totalmente.

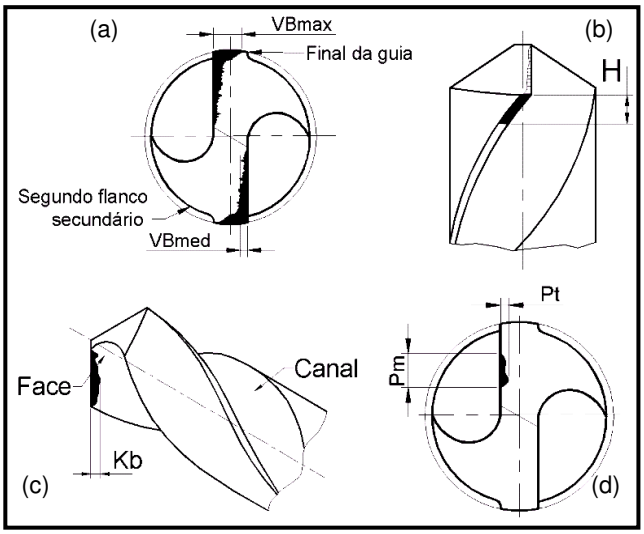


Figura 2.25: Forma de desgaste em brocas helicoidais: (a) desgaste de flanco, (b) desgaste nas guias, (c) desgaste de cratera e (d) lascamento (Bork, 1995 apud Mocellin, 2002).

2.8. Fluidos de Corte

Em se tratando de sistemas de manufatura, qualquer tentativa de aumentar a produtividade e/ou reduzir os custos com o ferramental deve ser considerada. Na usinagem, o uso de fluidos de corte é uma opção, e quando ele é escolhido apropriadamente, traz

benefícios. A sua aplicação deve estar baseada em um método que permita que o fluido chegue o mais próximo possível da aresta de corte, dentro da interface cavaco-ferramenta, para que ele possa exercer suas funções adequadamente (Machado et al., 2009).

O sucesso dos fluidos de corte atualmente na indústria metal mecânica é devido aos avanços tecnológicos conseguidos nos seus processos de fabricação como a utilização de aditivos. Dessa forma, eles têm apresentado melhores propriedades refrigerantes, melhores propriedades lubrificantes, menos perigo ao operador e maior durabilidade (ibid.).

No entanto, os custos dos mesmos e as pressões exercidas por agências de proteção ambiental e de saúde têm exigido dos fabricantes e dos consumidores responsabilidades com os produtos quanto ao impacto ambiental e a segurança de seus colaboradores, direcionando, então, o mercado para a usinagem a seco sempre que for possível ou pelo menos na redução da vazão do fluido de corte, utilizando mínimas quantidades (MQF) (Costa, 2004).

2.8.1. Funções do fluido de corte na usinagem

Segundo Sales et al. (1999) os fluidos de corte apresentam duas funções principais que são:

- Lubrificar a baixas velocidades de corte;
- Refrigerar a altas velocidades de corte.

Como funções secundárias têm-se (Ferraresi, 1981):

- Redução das forças de corte devido ao efeito lubrificante;
- Ajudar a retirar o cavaco da zona de corte, pois estes cavacos podem comprometer a ferramenta de corte e o acabamento da peça, sendo de singular importância em processos como furação e serramento;
- Proteger a máquina-ferramenta e a peça da corrosão atmosférica, sendo que para isso são adicionados aditivos anti-oxidantes e anti-corrosivos aos fluidos;
- Evitar o aquecimento excessivo da peça, para reduzir problemas de controle dimensional e de segurança, pelo risco de queimadura ao operador;
- Contribuir na quebra do cavaco, injetando fluido sob alta pressão, agindo na redução da área de contato cavaco-ferramenta e provocando uma maior curvatura do cavaco, facilitando sua quebra (Childs, 1972), entre outras.

Em baixas velocidades de corte, a refrigeração é relativamente sem importância, enquanto que a lubrificação é relevante para reduzir o atrito, evitar a formação de APC,

reduzir forças de usinagem, etc. Dessa forma, um fluido a base de óleo é recomendável. Em altas velocidades de corte, as condições não são favoráveis para a penetração do mesmo na interface cavaco-ferramenta para que se exerça o papel de lubrificante. Assim, a refrigeração se torna mais importante, e um fluido de corte a base de água deve ser utilizado (Machado et al., 2009).

Como lubrificante, o fluido de corte age para reduzir a área de contato cavaco-ferramenta, e a sua eficiência vai depender da sua habilidade de penetrar na interface, no pequeno espaço de tempo disponível, e de formar um filme, seja por ataque químico ou por adsorção física, com a resistência ao cisalhamento menor que a resistência do material da interface (Hutchings, 1992).

Como refrigerantes, os fluidos de corte diminuem a temperatura de corte, tanto pelo aumento da dissipação de calor (refrigeração), como também pela redução da geração de calor (lubrificação). Quando se usa fluidos de corte à base de água, a dissipação de calor é mais importante do que a redução da geração do calor.

Em operações como furação e serramento a capacidade do fluido de corte em varrer os cavacos é importante, pois pode evitar a obstrução do cavaco na zona de corte e, consequentemente, a quebra da ferramenta, porém depende da vazão e da viscosidade do fluido.

Os fluidos de corte além das funções principais devem possuir outras propriedades conseguidas por aditivos que em nível operacional produzirá melhores resultados, das quais pode se citar: anti-espumantes, anti-corrosivos e anti-oxidantes, anti-desgaste e anti-solda (EP), capacidade de absorção de calor, transparência, inodoro, não formar névoa, não provocar irritações na pele, ser compatível com o meio ambiente e baixa variação de viscosidade em trabalho.

Finalmente, todas as funções do fluido de corte devem se condensar em uma única conseqüência que é o aumento da produtividade através do aumento da vida da ferramenta.

2.8.2. Fluido corte utilizado na usinagem de tecidos ósseos

Existem várias formas de se classificar os fluidos de corte, porém não há uma padronização. Na usinagem dos metais, a classificação mais difundida de fluidos de corte é a seguinte (Machado et al., 2009):

- Ar;
- Aquosos;
- Óleos.

Na usinagem de tecidos ósseos são utilizados o ar (corte a seco), mas principalmente a forma aquosa, cujo fluido clinicamente usado é o soro fisiológico com a função de refrigeração para não causar danos às células ósseas que promovem a osseointegração. Neste trabalho de pesquisa em substituição ao soro fisiológico que possui ação corrosiva foi utilizada uma mistura de água e fluido de arrefecimento automotivo a 20%. O fluido de arrefecimento é um composto de anticorrosivos, antiespumantes, de polímeros semi-sintéticos de alta condutividade térmica, agente apassivador e corante. Ele foi adotado para evitar corrosão nos componentes da máquina-ferramenta. No Capítulo 3 – Procedimento Experimental esse assunto específico será abordado detalhadamente.

2.8.3. Métodos de aplicação de fluidos de corte, inclusive em tecidos ósseos

Os fluidos de corte, em usinagem, podem ser aplicados basicamente por dois métodos (Ferraresi, 1981 e Viana, 2004):

- Aplicação externa: nesta aplicação, através de um jato externo, o fluido é direcionado convenientemente para a região de interação entre a ferramenta e a peça. A aplicação externa pode ser feita basicamente por três métodos:
  - Jorro do fluido a baixa pressão (torneira a pressão normal): este sistema é o mais usado pela sua simplicidade. O fluido é jorrado sobre-cabeça ou na superfície de saída da ferramenta;
  - Sistema a alta pressão (da Silva, 2006): neste caso o objetivo principal é melhorar a quebra do cavaco. Um jato de fluido a alta pressão (48 kgf/cm^2 à vazão de 15 l/min) é jogado em duas direções: na direção sobre-cabeça e contra a superfície de saída da ferramenta;
  - Mínima quantidade de fluido de corte (MQF) (Machado e Wallbank, 1997): bicos externos pulverizam uma quantidade mínima de lubrificante em um fluxo de ar comprimido, normalmente com uma vazão menor que 100 ml/h. Utiliza-se geralmente o princípio de Venturi para fazer a mistura ar-fluido.

- Aplicação interna: para fazer o fluido de corte chegar até a zona de corte podem ser utilizados canais convenientemente preparados nos suportes e nas ferramentas. Esta forma de aplicação permite obter uma excelente penetração do fluido nas interfaces cavaco-ferramenta e ferramenta-peça. Porém o emprego desta técnica exige condições e características apropriadas no conjunto máquinas-ferramentas, suportes e ferramentas de corte, de modo a

permitir a circulação dos fluidos até a zona de corte. Tudo isso se traduz em maiores custos dos equipamentos e exigem maiores cuidados com o ferramental.

Na usinagem de furação de tecidos ósseos é utilizada clinicamente a aplicação externa de fluido, na forma de jorro a baixa pressão, de maneira manual com seringa ou assistida pela unidade fresadora. Também existe a forma de aplicação interna de fluido, por meio de canais convenientemente preparados nas ferramentas, porém esta maneira é pouco comum, devido inclusive aos pequenos diâmetros das ferramentas.

2.9. Planejamento de Experimentos

A essência de um bom planejamento consiste em projetar um experimento de forma que ele seja capaz de fornecer exatamente o tipo de informação que se procura. Para tanto, o conhecimento do que se está investigando é importante para se definir as variáveis mais relevantes, o tipo de técnica de análise de dados mais adequada, e isso pode ser conseguido através de uma revisão bibliográfica sobre o tema.

A partir das variáveis mais importantes avalia-se suas influências sobre a resposta, com um mínimo de experimentos possíveis, reduzindo o tempo e o custo, pelo emprego de planejamentos fatoriais fracionários ou completos.

Em um trabalho científico às vezes o maior interesse está na otimização do sistema investigado, seja minimizando ou maximizando a resposta, e isto pode ser conseguido empregando-se técnicas de superfície de resposta (Planejamento Composto Central, como gerador de superfície).

2.9.1. Planejamento fatorial

Um dos problemas dos experimentos é a determinação da influência de uma ou mais variáveis sobre outra de interesse, ou seja, de como a resposta depende dos fatores, os quais podem ser tanto quantitativos quanto qualitativos.

A Figura 2.26 ilustra um sistema que é considerado como uma função ligando os fatores (variáveis de entrada) às respostas (variáveis de saída). Sendo que o objetivo da

realização dos experimentos é descobrir esta função ou pelo menos obter uma aproximação satisfatória para ela (Neto, Scarminio e Bruns, 1995).

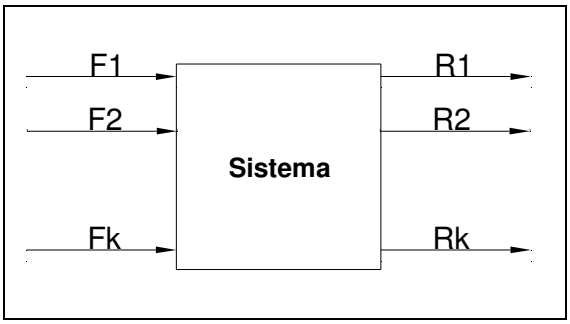


Figura 2.26: Sistema considerado como uma função ligando fatores às respostas (Neto, Scarminio e Bruns, 1995).

Neste trabalho será abordado um tipo particular de planejamento experimental, o Planejamento Fatorial a Dois Níveis (Box, Hunter e Hunter, 1978). Planejamentos deste tipo são de grande utilidade em investigações preliminares, quando se deseja saber se determinados fatores têm ou não influência sobre a resposta. São procedimentos muito simples de se executar e podem ser ampliados para formar um planejamento mais sofisticado, que é necessário quando se deseja conhecer melhor a relação funcional existente entre a resposta e os fatores.

Por outro lado, quando se objetiva fazer uma triagem inicial e o número de fatores é elevado torna-se vantajoso começar pela execução de um planejamento fatorial incompleto, o chamado Planejamento Fatorial Fracionário, que corresponde a uma fração do número de ensaios do Planejamento Completo.

Para executar um planejamento fatorial precisa-se em primeiro lugar especificar os níveis em que cada fator será estudado, isto é, os valores para os fatores quantitativos e as versões para os fatores qualitativos (tipo de material, por exemplo) que serão empregados nos experimentos. O modo mais simples de variar os fatores é em dois níveis, denominado Planejamento Fatorial a Dois Níveis (Neto, Scarminio e Bruns, 1995).

Um planejamento fatorial requer a execução de experimentos para todas as possíveis combinações dos níveis dos fatores, ou seja, montada a tabela de experimentos cada linha corresponde a um ensaio experimental.

Havendo k fatores, isto é, k variáveis controladas, o planejamento fatorial a dois níveis irá requerer a realização de $2 \times 2 \times \ldots \times 2 = 2^k$ ensaios diferente, sendo conhecido como Planejamento Fatorial 2^k.

Alguns fatos importantes estão relacionados com esse tipo de planejamento (Box, Hunter e Hunter, 1978):

- Apesar de usarem um número pequeno de experimentos por fator, estes planejamentos podem indicar tendências e direções de pesquisa;
- É possível aumentar esses experimentos para formar planejamentos compostos;
- É possível trabalhar com frações de planejamentos fatoriais a dois níveis;
- A interpretação dos resultados é dada diretamente por aritmética elementar.

2.9.2. Planejamento fatorial 2^3

Este planejamento é uma variante do 2^K, que consiste em estudar três fatores variados a dois níveis, correspondendo assim, na realização de $2^3 = 8$ ensaios. A Tabela 2.4 mostra a matriz de planejamento, a qual lista os ensaios na ordem padrão.

Tabela 2.4: Matriz de planejamento 2^3

	Fatores		
Ensaios	**1**	**2**	**3**
1	-	-	-
2	+	-	-
3	-	+	-
4	+	+	-
5	-	-	+
6	+	-	+
7	-	+	+
8	+	+	+

A partir da matriz de planejamento pode-se determinar os coeficientes de contraste multiplicando um a um os sinais das colunas dos efeitos principais (**1**, **2** e **3**) para obter as colunas correspondentes às interações (**12**, **13**, **23** e **123**).

2.9.2.1. Cálculo dos efeitos principais e de interação das variáveis

O efeito principal de um fator é dado pela diferença entre médias: $\bar{y}_+ - \bar{y}_-$, onde $\bar{y}_+$ é a resposta média para o nível superior da variável (sinal +) e $\bar{y}_-$ é a resposta média para o nível inferior da variável (sinal –).

Os efeitos de interação de dois fatores são dados pela diferença média entre os efeitos médios destes fatores. Nota-se que as interações com mais de dois fatores não são significativas (Neto, Scarminio e Bruns, 1995 e Box, Hunter e Hunter, 1978).

A interpretação dos resultados é dada pelo efeito da média juntamente com os efeitos principais e os efeitos de interação com dois fatores, levando-se em conta também a significância das respostas (Neto, Scarminio e Bruns, 1995).

2.9.3. Planejamento composto central (PCC)

Planejamentos compostos centrais são planejamentos fatoriais de 1ª ordem aumentados por pontos adicionais para permitir a estimação dos parâmetros de uma superfície de 2ª ordem.

Logo, os planejamentos fatoriais 2^K ou fracionários (níveis codificados -1 e +1) são aumentados pelos pontos centrais (0) e pelo nível extremo (α). De forma que o número de experimentos seja igual a $2^k + 2k + n$, na qual 2^K é o número de pontos fatoriais, n é o número de réplicas no nível central e k é o número de fatores apenas quantitativos. Assim, $2k + n$ é o número de pontos adicionais do PCC (Box, Hunter e Hunter, 1978). Na Tabela 2.5 pode se ver um planejamento composto central com k = 2 e n = 3.

Tabela 2.5: Planejamento composto central.

	Fatores		
Ensaios	**2**	**3**	
1	-1	-1	$2^k = 4$
2	-1	1	
3	1	-1	
4	1	1	
5	-α	0	2k = 4
6	α	0	
7	0	-α	
8	0	α	
9 (C)	0	0	n = 3
10 (C)	0	0	
11 (C)	0	0	

2.9.4. Técnica das superfícies de respostas

O objetivo da técnica das superfícies de respostas é encontrar valores de previsão de respostas futuras e valores das variáveis independentes que são ótimas em relação à

resposta, isto é, procurar valores das variáveis de entrada que possam maximizar ou minimizar a resposta. Para tanto, deve-se considerar que as variáveis são quantitativas, contínuas e controladas no processo.

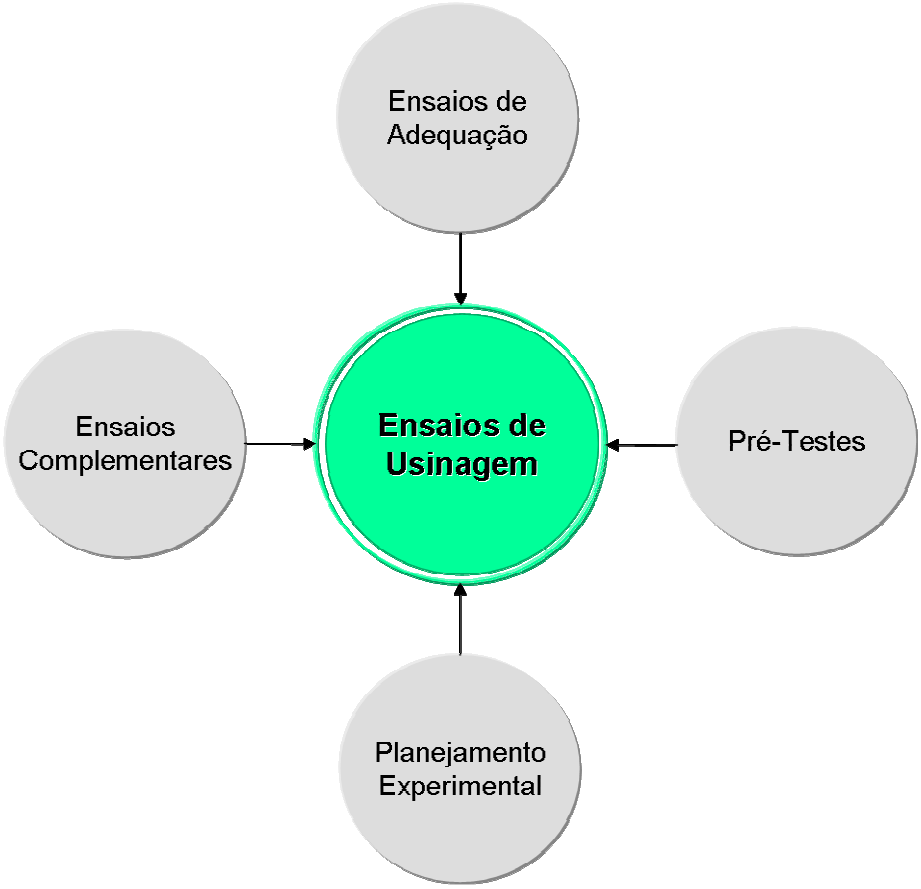
No estudo da forma de uma superfície de resposta e da localização das regiões de condições ótimas, é útil reduzir a superfície de segunda ordem, ajustada por mínimos quadrados, para a forma canônica através de cálculos matriciais, e assim determinar as raízes características que definirão a natureza do ponto estacionário, e portanto, a resposta, que poderá ser máxima, mínima ou nem máxima e nem mínima (ponto de sela) (Box, Hunter e Hunter, 1978).

Para informações mais detalhadas sobre esse assunto, o leitor deve recorrer à bibliografia referenciada.

CAPÍTULO 3

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Este capítulo está dividido em cinco partes: ensaios de adequação, pré-testes, ensaios de usinagem, planejamento experimental e ensaios complementares. Todos os procedimentos executados nestas partes serão, agora, detalhados para que se possa compreender como foi atingido o objetivo do trabalho. O Fluxograma 3.1 indica o conjunto de atividades que se relacionam com o ensaio principal, que é o de usinagem.



Fluxograma 3.1: Conjunto e relação das atividades experimentais.

É importante citar que este trabalho de pesquisa faz uso de osso animal, portanto, a Comissão de Ética da UFU foi formalmente comunicada.

3.1. Ensaios de Adequação

Foram realizados três ensaios para a adequação do experimento principal e estes serão citados, detalhados e especificados nos itens a seguir.

3.1.1. Ensaio de calibração dos termopares

Este ensaio teve por objetivo calibrar três cabos de termopar, simultaneamente, para serem utilizados ainda em atividades de adequação, mas principalmente, nos ensaios de usinagem, nos quais se mediu as temperaturas nas paredes ósseas durante as aberturas por furação de alojamentos para a inserção de implantes dentais.

3.1.1.1. Materiais

Especificação dos termopares utilizados:

- Termopar → Tipo T (cobre-constantan) – Cabo Termoiope A-TX-TF-TF-R-IMP.30AWG-ISA, fornecido pela IOPE Instrumentos de Medição (São Paulo/BRA), faixa de trabalho de -200 a 350ºC, tempo de resposta máxima em torno de 0,20 s.

3.1.1.2. Equipamentos

Os equipamentos utilizados foram:

- Banho termostático → ERTCO® precision – Thermometry Calibration System, fabricado por ERTCO (West Paterson/USA), ver Fig. 3.1 a);
- Unidade de aquisição de dados → Unit Data Aquisition Agilent® 34970A, fabricada pela Agilent Technologies (Loveland/USA), ver Fig. 3.1 b).

3.1.1.3. Métodos

Cada fio de termopar teve as suas extremidades unidas, formando a junta quente, por descarga elétrica capacitiva. A outra extremidade de cada termoelemento foi conectada a um dos 22 canais do módulo da unidade de aquisição de dados. A unidade Agilent foi configurada para três termopares do tipo T, com unidade de medição em graus Celsius, na opção monitorar, na qual as temperaturas eram apresentadas na tela do equipamento. Os termopares foram nomeados em Termopar 1 (T1), Termopar 2 (T2) e Termopar 3 (T3).

A junta quente de cada termopar foi colocada no banho termostático de etilenoglicol, e a temperatura foi variada de 15 a 60ºC (temperatura real), sendo que o monitoramento e registro de calibração dos termopares foi feito a cada grau, esperando a devida estabilização térmica. Esse procedimento foi repetido por duas vezes, a primeira aquecendo e a segunda aleatorizado. Desses valores foi feita uma média de cada ponto, plotada as três curvas com as respectivas equações de calibração que serão apresentadas como resultados no próximo capítulo. A Figura 3.1 mostra a montagem do experimento.

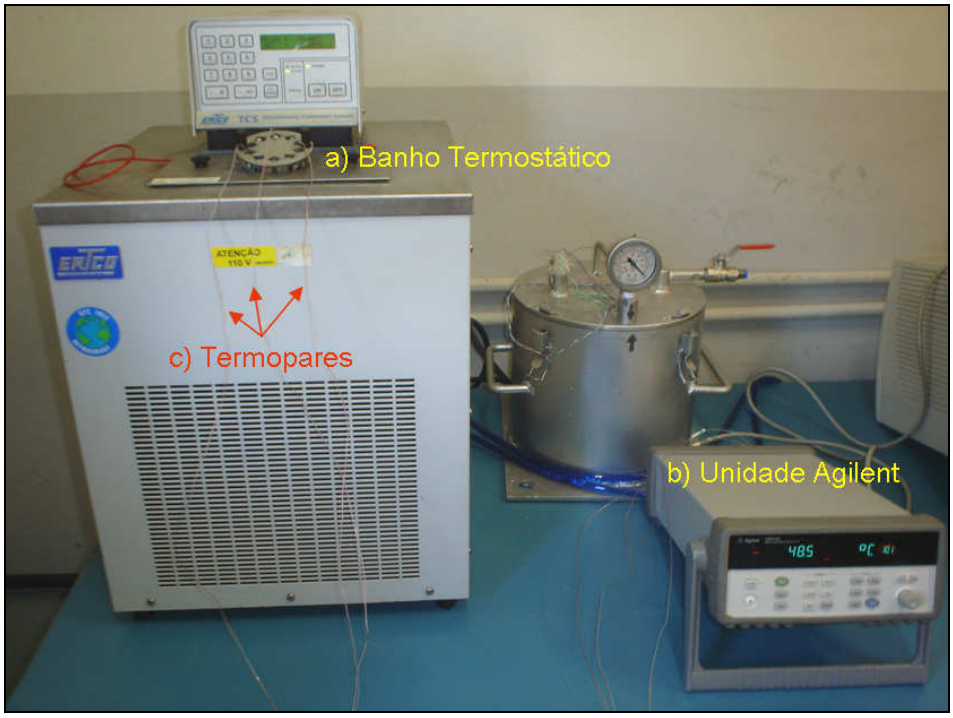


Figura 3.1: Aparato do ensaio de calibração. a) Banho termostático ERTCO®, b) Unidade de aquisição Agilent e c) Termopares.

3.1.2. Ensaio comparativo de refrigeração

Com o intuito de usar um Centro de Usinagem como máquina-ferramenta para realizar os testes de usinagem com brocas odontológicas, foi necessário ponderar sobre a substituição do fluido de refrigeração usado clinicamente, soro fisiológico, altamente corrosivo ao maquinário, por um com propriedades anticorrosivas, como o fluido de arrefecimento automotivo. Para tanto, se fez uma análise comparativa entre os dois fluidos, com a finalidade de verificar se existia diferença na capacidade de refrigeração entre ambos.

3.1.2.1. Materiais

Foram utilizados os seguintes materiais:

- Corpos-de-prova → Poliuretano Rígido, fabricados pela Nacional Ossos (Jaú/BRA);
- Colas → Super Bonder® e silicone comum;
- Termopares → Tipo T (cobre-constantan) – Cabo Termoiope A-TX-TF-TF-R-IMP.30AWG-ISA, fornecida pela IOPE Instrumentos de Medição (São Paulo/BRA);
- Soro fisiológico → Solução de cloreto de sódio 0,9% fabricada pela Farmax Produtos Farmacêuticos (Divinópolis/BRA);
- Fluido de arrefecimento automotivo → Radnew T15 fabricado pela Radnew Ltda. (Campinas/BRA).

3.1.2.2. Equipamentos

Usaram-se os seguintes:

- Banho Termostático → ERTCO® precision – Thermometry Calibration System, fabricado por ERTCO (West Paterson/USA);
- Unidade de aquisição de dados → Unit Data Aquisition Agilent® 34970A, fabricada pela Agilent Technologies (Loveland/USA).

3.1.2.3. Métodos

Neste ensaio foram confeccionados dois corpos-de-prova nas dimensões cúbicas de 15 mm, de poliuretano rígido (material que simula o tecido ósseo da maxila). Dois termopares, devidamente calibrados conforme descrito no item 3.1.1, foram fixados com cola *Super Bonder®* em cada corpo-de-prova. Um na superfície para mera comparação com a temperatura do meio ambiente e outro no interior do material após tê-los seccionados ao meio. Posteriormente, foi feito a união das duas metades de cada amostra com cola de silicone comum, ver Fig. 3.2 a).

Na seqüência, os dois corpos-de-prova foram colocados no banho termostático, para aquecimento das amostras até a temperatura de 56ºC, ver Fig. 3.2 b).

Atingida a estabilidade térmica, os dois corpos-de-prova foram retirados, simultaneamente, do banho e mergulhados em duas bacias que continham, respectivamente, soro fisiológico e solução de água mais fluido de arrefecimento automotivo a 20% ou 40%, todos na temperatura ambiente, ver Fig. 3.2 c). Cada bacia recebeu um litro de cada líquido testado.

A unidade de aquisição de dados foi utilizada para registrar as temperaturas de resfriamento para todos os fluidos testados, desde a estabilidade térmica a 56ºC até a ambiente, ver Fig. 3.2 d).

Ao todo foram realizados 9 testes. Três realizados com soro e solução a 20%, três com soro e solução a 40% e finalmente, mais três testes com soro e soro, para entender se existia alguma diferença no decaimento das temperaturas em relação às diferenças entre os corpos-de-prova. A seqüência dos testes pode ser vista na Tab. 3.1.

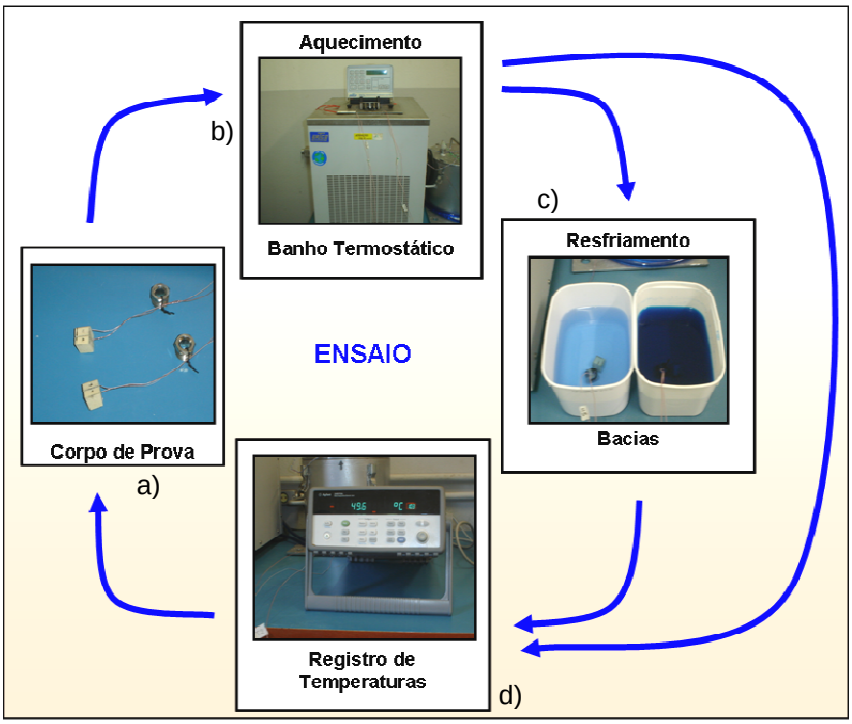


Figura 3.2: Aparato do ensaio comparativo de refrigeração. a) Corpos-de-prova unidos, b) Banho de aquecimento, c) Resfriamento e d) Registro de temperaturas.

Tabela 3.1: Seqüência dos testes de refrigeração.

Testes	Tratamentos	
1	Soro	40%
2	Soro	40%
3	Soro	20%
4	Soro	20%
5	Soro	40%
6	Soro	20%
7	Soro	Soro
8	Soro	Soro
9	Soro	Soro

Os resultados serão apresentados no próximo capítulo.

3.1.3. Ensaio de oxidação

Finalmente, este teste teve por objetivo verificar os efeitos de oxidação dos fluidos experimentados no ensaio anterior.

3.1.3.1 Materiais

Foram utilizados os seguintes:

- Água (torneira);
- Soro fisiológico → Solução de cloreto de sódio 0,9% fornecido pela Farmax Produtos Farmacêuticos (Divinópolis/BRA);
- Fluido de arrefecimento automotivo na proporção de 20 e de 40%, diluídos em água → Radnew T15 fabricado pela Radnew Ltda. (Campinas/BRA);
- Seringa comum de 20 mililitros;
- Aço ABNT 12L14 (aço de livre corte).

3.1.3.2. Métodos

Foram confeccionadas vinte amostras (bolachas) de diâmetro de 40 mm por 6 mm de espessura do material ABNT 12L14 (aço de livre-corte), que não possui característica de inoxidabilidade (teor de Cr baixíssimo: 0,08 – 0,13%), cuja composição química é apresentada na Tab. 3.2. As amostras foram testadas conforme apresentado na Tab. 3.3.

Tabela 3.2: Composição química do aço ABNT 12L14.

% C	% Si	% Mn	% P	% S	% Cr	% Ni	% Cu	% Mo	% Al	% Pb	% N_2
0.084	0.02	1.23	0.048	0.297	0.10	0.08	0.27	0.030	0.001	0.230	0.0086

Tabela 3.3: Distribuição das amostras.

	Água	**Soro Fisiológico**	**F. Arref. a 20%**	**F. Arref. a 40%**
2 horas	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4
4 horas	Amostra 5	Amostra 6	Amostra 7	Amostra 8
6 horas	Amostra 9	Amostra 10	Amostra 11	Amostra 12
12 horas	Amostra 13	Amostra 14	Amostra 15	Amostra 16
24 horas	Amostra 17	Amostra 18	Amostra 19	Amostra 20

Da Tabela 3.3 pode se compreender que as amostras foram distribuídas em função do tempo e do tipo de fluido testado, sendo que para cada corpo-de-prova foi depositado sobre a superfície, através do uso de uma seringa, um mililitro do fluido correspondente, e esperado o tempo determinado para o teste. O resultado deste ensaio será apresentado no próximo capítulo.

3.2. Pré-Testes

Seus objetivos foram definir e testar as condições de corte, os equipamentos a serem utilizados para monitorar as variáveis de saída do ensaio de usinagem, além de melhor definir a estratégia experimental. Neste item será apresentada a metodologia de um ensaio preliminar, apenas para conhecer as forças e as temperaturas desenvolvidas em função das condições de corte e dos tipos de brocas usadas. Devido à semelhança entre os Pré-Testes e os Ensaios de Usinagem, a descrição do procedimento experimental destes últimos será mais bem elaborada, pois são os testes mais importantes.

3.2.1. Materiais

Utilizou-se:

- Osso de tíbia bovina;
- Irrigação – Mistura de fluido de arrefecimento automotivo na proporção de 20% diluído em água → Radnew T15 fabricado pela Radnew Ltda. (Campinas/BRA);
- Termopasta, fornecida pelo Ponto Eletrônico (Uberlândia/BRA);
- Termopares → Tipo T (cobre-constantan) – Cabo Termoiope A-TX-TF-TF-R-IMP.30AWG-ISA, fornecida pela IOPE Instrumentos de Medição (São Paulo/BRA);
- Kit de brocas de aço inoxidável martensítico AISI 440C, sem revestimento → Nomes (códigos): Lança (FRL 2020), Broca Helicoidal Ø 2 mm ou BH2 (FH 2015), Piloto Ø 2 e 3 mm (FP 2030) e Broca Helicoidal Ø 3 mm ou BH3 (FH 3015), ver Fig. 3.3 e Anexo I. O kit foi fabricado pela SIN – Sistema de Implantes (São Paulo/BRA).

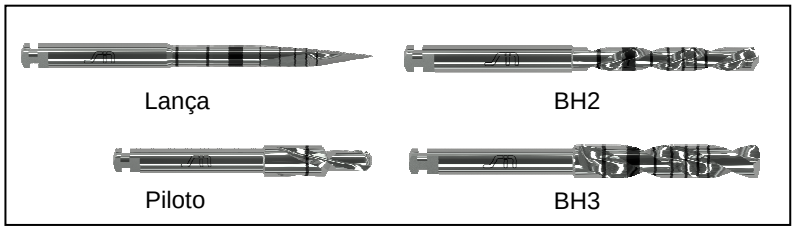


Figura 3.3: Kit de brocas.

3.2.1.1. Características do material de ferramenta

- **Aço Inoxidável Martensítico AISI 440C (Fonte: Chiaverini, 2002):**

a) Composição química (%):

A Tabela 3.4 apresenta a composição química do aço inoxidável martensítico AISI 440C.

Tabela 3.4: Composição química do aço inoxidável martensítico AISI 440C (%).

C	Cr	Si	Mn	Mo	Ni
0,95/1,20	16,00/18,00	1,00 máx.	1,00 máx.	0,75 máx.	—

b) Características gerais:

- Endurecíveis por têmpera;
- Ferro-magnéticos;
- Resistente à corrosão;
- Ótima polibilidade;
- Ótima usinabilidade e estabilidade dimensional;
- Elevada resistência ao desgaste.

A Tabela 3.5 apresenta algumas propriedades mecânicas deste material.

Tabela 3.5: Resistência à tração e módulo de elasticidade do aço inoxidável martensítico AISI 440C.

Material	Resistência à Tração	Módulo de Elasticidade
	MPa	GPa
AISI 440C	700	200

c) Principais aplicações:

Para cutelaria, instrumentos cirúrgicos, válvulas, mancais, bocais, adequados para aplicações que requerem elevada resistência mecânica, dureza e resistência a abrasão ou erosão.

d) Estado de fornecimento:

Recozido com dureza entre 230 e 255 HB.

e) Tratamento térmico:

- Alívio de tensões: entre 150 e 650ºC após a têmpera, em atmosfera neutra durante 1 a 2 horas, seguido de resfriamento lento em forno;
- Recozimento: 725 a 910ºC, resfriamento controlado no forno;
- Têmpera: 1000 a 1075ºC em óleo, forno a vácuo ou banho de sal;
- Revenimento: aquecimento lento até a temperatura de revenimento (entre 550 e 750ºC), de 1 a 4 horas, imediatamente após a têmpera. A seguir, resfriar ao ar.

3.2.2. Equipamentos

Utilizou-se:

- Máquina-ferramenta → Centro de Usinagem CNC Discovery 760 Bridgeport, com potência do motor principal de 9 KW e rotação máxima de 10.000 rpm, fabricada pela ROMI® S.A. (Santa Bárbara d'Oeste/BRA);
- Morsa;
- Unidade de aquisição de dados → Unit Data Aquisition Agilent® 34970A, fornecida pela Agilent Technologies (Loveland/USA);
- Computador para temperatura → software Benchlink Agilent® (Loveland/USA).
- Dinamômetro rotativo, estator, cabo e condicionador de sinal → Rotating Cutting Force Dynamometer Type 9123C, Stator Type 5221B1, Cable Type 1500B19 and Signal Conditioner Type 5223B, fornecida pela KISTLER® (Winterthur/CHE);
- Computador para força → software LabVIEW 7.0 da National Instruments® (São Paulo/BRA);

3.2.3. Métodos

Ossos de tíbia bovina foram utilizados como corpos-de-prova nos ensaios de furação, sem controle de raça, sexo ou idade, exceto da espessura da cortical em torno de 13 mm. Mantendo dessa forma alguma aleatoriedade presente em um consultório odontológico. Essas amostras, originadas da diáfise do osso, estavam na forma de fatias de

20 mm de largura, com três furos dispostos lateralmente na cortical, de 8 mm de profundidade e 2 mm de diâmetro, que serviram para a inserção dos três termopares.

Os corpos-de-prova foram fixados por uma morsa presa ao barramento do Centro de Usinagem Romi, na qual os ensaios de furação foram realizados. No eixo árvore da máquina foi acoplado o dinamômetro rotativo Kistler para o monitoramento da força de avanço com resposta via computador, através do software LabVIEW 7.0.

A seqüência de uso das brocas para abrir um alvéolo ósseo, incluindo o percurso de avanço com intermitências, foi: Lança (Lf = 5 mm), BH2 (Lf = 15 mm – ciclo com quatro intermitências), Piloto (Lf = 7 mm) e BH3 (Lf = 15 mm – ciclo com quatro intermitências). A irrigação foi feita pelo sistema lubri-refrigerante da máquina-ferramenta, a uma vazão de 160 ml/min. Esta foi a menor vazão de jorro conseguida, por abertura manual da válvula de controle de vazão do fluído de corte.

O monitoramento da temperatura foi feito com o auxílio da unidade de aquisição de dados Agilent, na qual apresentava e registrava as informações de temperatura dos três termopares inseridos lateralmente nos seus respectivos alojamentos, com distância entre eles de 4 mm a partir da superfície da cortical. Antes da inserção dos mesmos, usou-se termopasta para facilitar a condução de calor à ponta dos termoelementos e “canudos plásticos” para fixação. Vale a pena ressaltar que os termopares estavam posicionados a 1 mm da parede do furo para as brocas de 2 mm de diâmetro e a 0,5 mm para as brocas de 3 mm de diâmetro. Os dados foram descarregados da unidade de aquisição Agilent para um computador via software Benchlink Agilent®. Tanto a temperatura quanto a força de avanço foram monitorados simultaneamente.

A Tabela 3.6 apresenta as condições de corte ensaiadas, sabendo que se utilizou apenas um kit de ferramentas para os testes. A montagem do aparato pode ser visto na Fig. 3.4. Finalmente, superfícies de resposta para as forças de avanço e para as temperaturas geradas durante a usinagem da ferramenta mais exigida, em função das condições de corte serão mostradas no Capítulo de Resultados e Discussões.

Tabela 3.6: Condições de corte ensaiadas.

Teste	Vel. Avanço [mm/min]	Rotação [rpm]
1	24	1000
2	45	1000
3	24	2500
4	45	2500

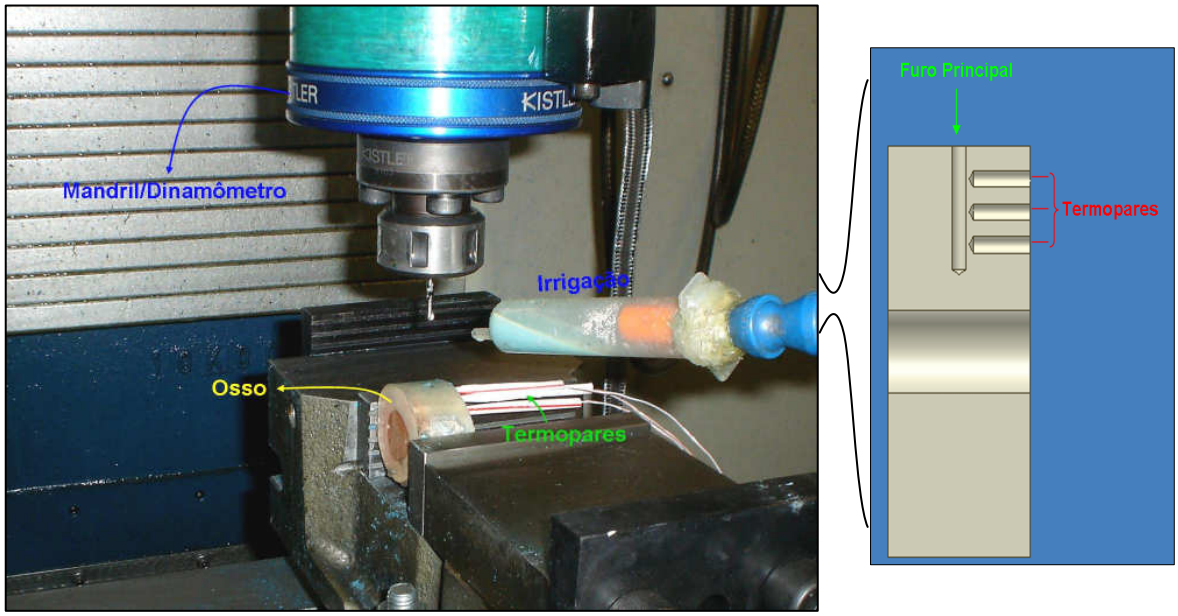


Figura 3.4: Montagem do aparato para pré-testes e detalhe dos termopares.

3.3. Ensaios de Usinagem

Este é o principal item deste capítulo, porque especifica detalhadamente as operações experimentais para ratificar o objetivo dessa dissertação, que é determinar a vida de brocas odontológicas, apresentando a influência das condições de corte e dos materiais de ferramenta, no monitorando da temperatura próxima à parede do sítio receptor de implante, da força de avanço e do desgaste da ferramenta ao final da vida.

3.3.1. Materiais

Para os ensaios de usinagem desta dissertação foram utilizados os seguintes materiais:

- Osso de tíbia bovina;
- Disco abrasivo → AROTEC tipo C – 6600 rpm – 07/2000, fabricada pela AROTEC (São Paulo/BRA);
- Irrigação – Mistura a 20% de fluido de arrefecimento automotivo e água → Radnew T15, fabricado pela Radnew Ltda. (Campinas/BRA);
- Conjunto Fixo-Flex e seringa;

- Broca de aço inoxidável martensítico (M340/Böhler) – preparação do CP → BH2 (FH 2015) fabricada pela SIN – Sistema de Implantes (São Paulo/BRA);
- Termopasta, fornecida pelo Ponto Eletrônico (Uberlândia/BRA);
- Termopares → Tipo T (cobre-constantan) – Cabo Termoiope A-TX-TF-TF-R-IMP.30AWG-ISA, fornecida pela IOPE Instrumentos de Medição (São Paulo/BRA);
- Kits de brocas de aço inoxidável AISI 316L (austenítico), M340/Böhler (martensítico) e cerâmica (zircônia), sem revestimento → Nomes (códigos): Lança (FRL 2020), Broca Helicoidal Ø 2 mm ou BH2 (FH 2015), Piloto Ø 2 e 3 mm (FP 2030) e Broca Helicoidal Ø 3 mm ou BH3 (FH 3015), ver Anexo I. Os kits foram fornecidos pela SIN – Sistema de Implantes (São Paulo/BRA);
- Pinça → Pinça DIN 6388 – Oz 16 / Forma B, fornecida pela Orion Ferramentas para Usinagem (Indaiatuba/BRA).

3.3.1.1. Características dos materiais de ferramenta

- **Aço Inoxidável Austenítico AISI 316L (Fonte: Chiaverini, 2002):**

a) Composição química (%):

A Tabela 3.7 apresenta a composição química do aço inoxidável austenítico AISI 316L.

Tabela 3.7: Composição química do aço inoxidável austenítico AISI 316L (%).

C	Si	Mn	Cr	Mo	Ni
0,03 máx.	1,00	2,00 máx.	16,00/18,50	2,50/3,00	11,50/14,50

b) Características gerais:

- Excelente resistência à corrosão;
- Não magnéticos;
- Não endurecíveis por têmpera;
- Quando encruados verifica-se um grande aumento da dureza;
- Devido ao baixo teor de carbono torna-se mais resistente a corrosão intergranular.

A Tabela 3.8 apresenta algumas propriedades mecânicas deste material.

YTabela 3.8: Resistência à tração e módulo de elasticidade do aço inoxidável austenítico AISI 316L.

Material	Resistência à Tração	Módulo de Elasticidade
	MPa	GPa
AISI 316L	567	193

c) Principais aplicações:

Peças que exigem alta resistência à corrosão localizada, equipamentos de indústrias químicas, farmacêuticas, têxtil, petróleo, papel, celulose, naval e instrumentos cirúrgicos.

d) Estado de fornecimento:

Recozido com dureza de 79 HRb≈143 HB.

- **Aço Inoxidável Martensítico M340 (Ficha Técnica Böhler, 2005):**

O aço inoxidável martensítico M340 fabricado pela Böhler, não possui similaridade com os materiais das normas AISI e DIN.

a) Composição química (%):

A Tabela 3.9 apresenta a composição química do aço inoxidável martensítico M340/Böhler.

Tabela 3.9: Composição química do aço inoxidável martensítico M340 (%).

C	Si	Mn	Cr	Mo	V
0,54	0,45	0,40	17,30	1,10	0,10

Possui também adição de nitrogênio em teores não informados pela empresa.

b) Características gerais:

- Endurecíveis por têmpera;
- Ferro-magnéticos;
- Boa resistência à corrosão;
- Ótima polibilidade;
- Ótima usinabilidade e estabilidade dimensional;
- Elevada resistência ao desgaste.

Na seqüência têm-se algumas propriedades mecânicas deste material, Tab. 3.10.

Tabela 3.10: Resistência à tração e módulo de elasticidade do aço inoxidável martensítico M340.

Material	Resistência à Tração	Módulo de Elasticidade
	MPa	GPa
M340	897	223

c) Principais aplicações:

Devido às suas excelentes propriedades de resistência ao desgaste e resistência à corrosão, é recomendado para moldes e componentes utilizados na transformação de plásticos, reforçados com cargas de altíssima abrasividade, e exigências extremas quanto à polibilidade ou corrosão. Tem vasto campo de aplicação também em ferramentas para as indústrias alimentícia, odontológica, médica e farmacêutica, além de ferramentas com exigências de alta usinabilidade.

d) Estado de fornecimento:

Recozido com dureza máxima de 260 HB.

e) Tratamento térmico:

- Alívio de tensões: aproximadamente a 650ºC, em atmosfera neutra permanecendo em temperatura de 1 a 2 horas, resfriamento lento no forno;
- Recozimento: 800 a 850ºC, resfriamento controlado no forno;
- Têmpera: 1000 a 1020ºC em óleo, forno a vácuo ou banho de sal;
- Revenimento: aquecimento lento até a temperatura de revenimento (entre 100 a 650ºC) imediatamente após a têmpera, deixando em média 1 hora para cada 20 mm de espessura de ferramenta. A seguir, resfria-se ao ar.

- **Cerâmica zircônia (Y-TZP):**

a) Composição química (%):

A Tabela 3.11 indica a composição química da zircônia (Y-TZP) segundo a Norma NBR ISO 13356:1999, estabilizada com ítria (Y_2O_3) para uma fração percentual mássica de 4,5 a 5,4%.

Tabela 3.11: Composição química da zircônia (NBR ISO 13356, 1999).

Composição química	Fração em porcentagem de massa
$ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3$	>99,0
Y_2O_3	4,5 a 5,4
Hf_2O_2	≤5
Al_2O_3	<0,5
Outros óxidos	<0,5

b) Características gerais:

- Alta resistência à compressão;
- Inércia química;
- Boa tenacidade à fratura;
- Biocompatibilidade.

A cerâmica utilizada para a fabricação das ferramentas ensaiadas foi uma zircônia tetragonal estabilizada com 3% mol de ítria (zircônia Y-TZP). A Tabela 3.12 apresenta algumas propriedades mecânicas deste material também com o mesmo percentual de estabilizante.

Tabela 3.12: Módulo de ruptura e módulo de elasticidade da zircônia (Callister, 2008).

Material	Módulo de Ruptura	Módulo de Elasticidade
	MPa	GPa
Zircônia	800-1500	205

c) Principais aplicações:

- Biomaterias (instrumentos cirúrgicos e implantes);
- Eletrônica (sensores);
- Estrutural.

3.3.2. Equipamentos

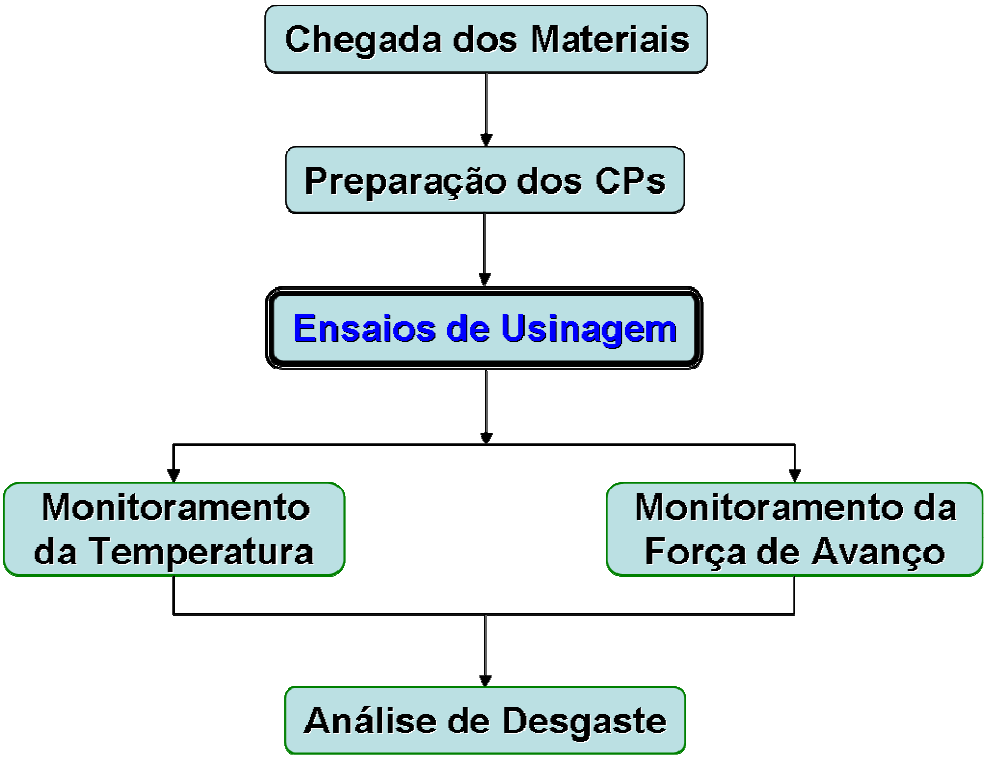
A relação dos equipamentos utilizados nos experimentos é:

- Cortadora → Cortadora Metalográfica CM70, fornecida pela Teclago Ind. Com. Ltda. (Vargem Grande/BRA);
- Máquina-ferramenta → Centro de Usinagem CNC Discovery 760 Bridgeport, com potência do motor principal de 9 KW e rotação máxima de 10.000 rpm, fabricada pela ROMI® S.A. (Santa Bárbara d'Oeste/BRA);

- Morsa;
- Unidade de aquisição de dados → Unit Data Aquisition Agilent® 34970A, fabricada pela Agilent Technologies (Loveland/USA);
- Computador para temperatura → software Benchlink Agilent® (Loveland/USA).
- Dinamômetro rotativo, estator, cabo e condicionador de sinal → Rotating Cutting Force Dynamometer Type 9123C, Stator Type 5221B1, Cable Type 1500B19 and Signal Conditioner Type 5223B, fabricado pela KISTLER® (Winterthur/CHE);
- Bloco de conectores → Bloco de conectores PowerDAQ modelo PD2-MFS-8-500/14, fabricada pela National Instruments® (São Paulo/BRA);
- Computador para força → software LabVIEW 7.0 da National Instruments® (São Paulo/BRA);
- Estéreo microscópio → Estéreo Microscópio SZ6145TR Olympus – com câmara ccd e software analisador de imagens Image-Pro Express, fornecida pela AROTEC (São Paulo/BRA);
- Microscópio eletrônico de varredura → MEV modelo 6390LV, fabricado pela JEOL (Tóquio/JAP).

3.3.3. Métodos

Os métodos utilizados para a realização dos experimentos serão apresentados e especificados na forma de tópicos e seguem o Fluxograma 3.2 proposto a seguir:



Fluxograma 3.2: Seqüência das atividades do ensaio de usinagem.

- **<u>Chegada dos Materiais</u>:**

Os ossos de tíbia bovina foram os materiais utilizados como corpos-de-prova, eles foram fornecidos por intermédio da empresa SIN, sem controle de raça, sexo ou idade, mantendo dessa forma alguma aleatoriedade presente em um consultório odontológico. Assim, que as amostras chegavam resfriadas à Universidade Federal de Uberlândia, estas eram acondicionadas em *"freezer"*.

- **<u>Preparação dos Corpos-de-Prova (CPs)</u>:**

Quando retiradas do *"freezer"* as tíbias foram levadas à máquina metalográfica para fatiar o osso na largura de aproximadamente 20 mm com disco abrasivo, esta forma de corpo-de-prova é específica para os ensaios de temperatura. Em geral, as tíbias eram cortadas na porção da diáfise com presença de osso cortical, porém às vezes, era possível notar em alguma amostra aspecto de osso trabecular, o que nos indica uma pequena porção de osso de origem da metáfise. Obtidas as fatias estas foram congeladas novamente. A Figura 3.5 ilustra a realização dos cortes.

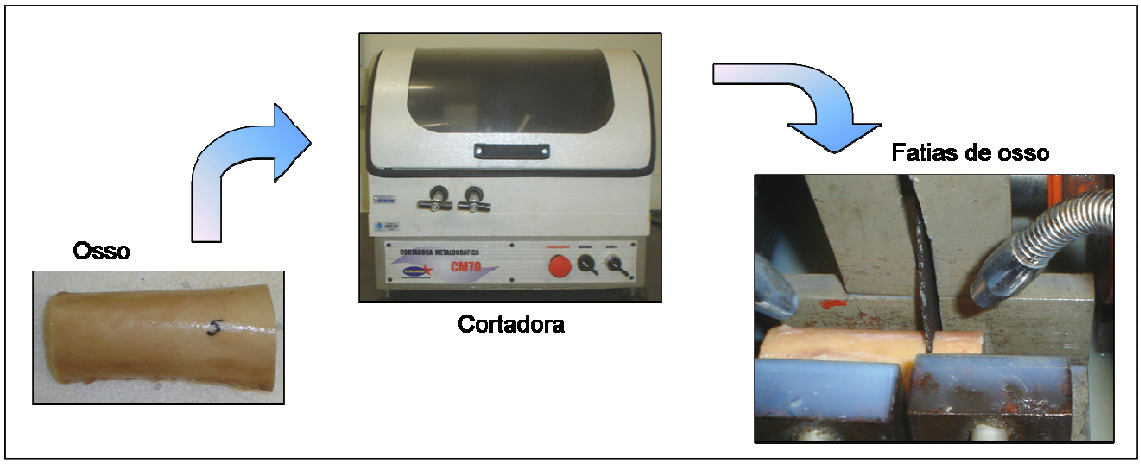


Figura 3.5: Esquema de preparação dos corpos-de-prova.

Para finalizar a preparação dos corpos-de-prova para o monitoramento de temperatura, foram feitos nas amostras ósseas três furos em cheio com a broca BH2 do material M340, com profundidades iguais de 8 mm e com as distâncias entre cada furo a partir da superfície de 3, 7 e 13 mm para a inserção dos termopares. Neste ponto fez-se o controle da espessura da cortical que deveria ter em média 10 mm com desvio de ±1 mm. A Figura 3.6 mostra esta última etapa de preparação dos CPs. Primeiro a amostra foi presa à morsa, em seguida fez-se a referência da peça (zero peça) e finalmente, executou-se o programa CNC de furação com fluido de corte a 160 ml/min para alojar os termopares durante os ensaios de usinagem. Após esta etapa as amostras foram novamente congeladas.

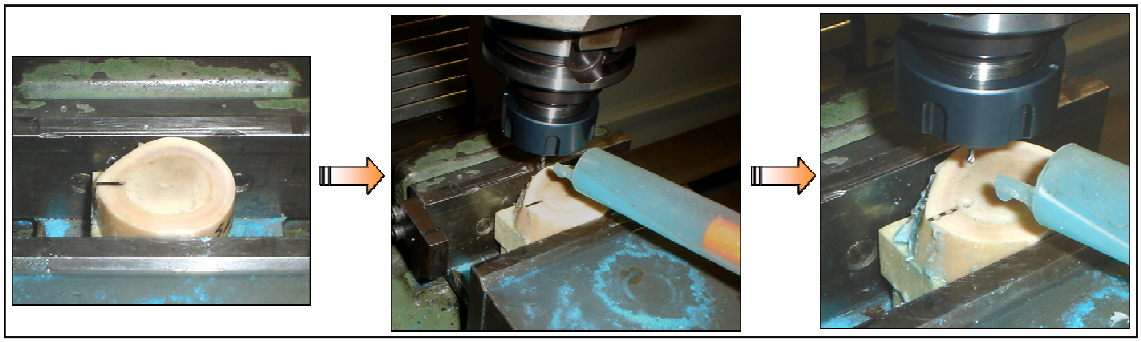


Figura 3.6: Preparação dos alojamentos para os termopares.

Corpos-de-prova sem serem fatiados originários da porção da diáfise da tíbia, também foram utilizados para o monitoramento da força de avanço, mas principalmente, para promover os desgastes nas ferramentas.

- **Ensaios de Usinagem:**

Os testes de furação foram realizados em um centro de usinagem, ver Fig. 3.7, simulando a técnica cirúrgica desenvolvida por Brånemark, na qual o alojamento receptor de implante é feito por uma seqüência de brocas com funções características.

Figura 3.7: Centro de Usinagem CNC Discovery 760.

A seqüência de uso das brocas contidas nos kits, com os percursos de avanço das ferramentas (Lf) e os ciclos de intermitência utilizados neste trabalho são mostrados na Tab. 3.13.

Tabela 3.13: Características da furação.

Seqüência de uso	Lf [mm]	Ciclo de intermitência
1ª Lança	5	Contínuo
2ª BH2	15	4 paradas
3ª Piloto	7	Contínuo
4ª BH3	15	4 paradas

A lança tem a função de fazer o pré-furo para a broca helicoidal de 2 mm de diâmetro. A BH2, por sua vez, retira a maior parte do volume de material do sítio ósseo em uma furação em cheio. A piloto realiza uma furação escalonada e através dela se faz o pré-furo para a broca helicoidal de 3 mm de diâmetro. Finalmente, a BH3 faz um escareamento, alargando o diâmetro do alvéolo ósseo.

A Figura 3.8 mostra a forma das ferramentas dos kits em seqüência de uso, e na sua legenda tem-se a ratificação da nomenclatura com os respectivos diâmetros.

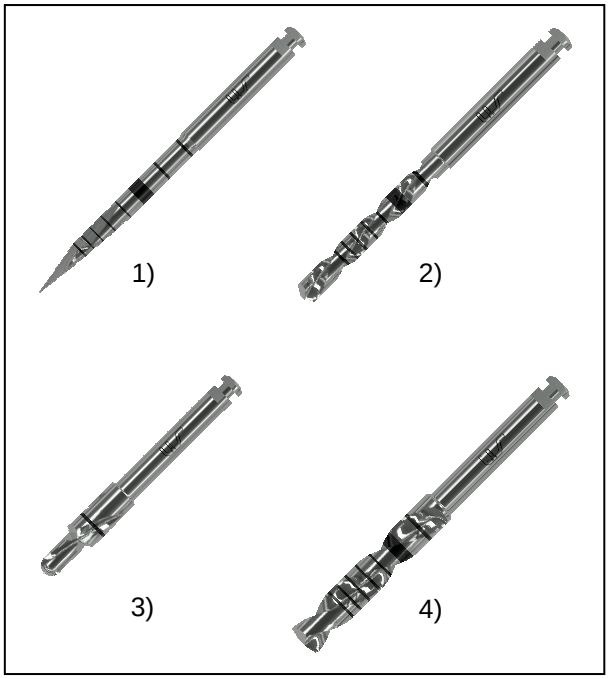


Figura 3.8: 1) Lança Ø 2 mm; 2) BH2 Ø 2 mm; 3) Piloto Ø 2 e 3 mm e 4) BH3 Ø 3 mm.

Os ensaios de usinagem sucederam-se fixando os corpos-de-prova em uma morsa, presa ao barramento da máquina-ferramenta. As brocas foram fixadas uma a uma no mandril do dinamômetro por meio de uma pinça de fixação, antes da execução dos seus respectivos percursos de avanço. Porém, previamente foi feito a seleção do programa de furação e o zero peça para cada ferramenta. Também existia um conjunto fixo-flex com uma seringa adaptada na ponta, o qual foi utilizado através do sistema lubri-refrigerante da máquina CNC para direcionar o fluido de irrigação na base da broca em contato com o osso a uma vazão de 160 ml/min. Enfim, os ensaios de usinagem foram executados com o monitoramento periódico da Temperatura e da Força de Avanço.

- **<u>Monitoramento da Temperatura</u>:**

O monitoramento da temperatura foi realizado em um corpo-de-prova específico, como já elucidado anteriormente. Antes de iniciar o ensaio os CPs foram retirados novamente do *"freezer"* e trazidos até a temperatura ambiente, em seguida foram fixados à morsa. A temperatura de início dos testes era de aproximadamente 21ºC.

Na seqüência, os alojamentos dos termopares foram preenchidos com termopasta para melhor conduzir o calor até a ponta dos termoelementos. Canudos de plástico seccionados longitudinalmente, também, foram inseridos nos furos em conjunto com os termopares, servindo como uma mola espiral para a fixação dos mesmos à parede do furo.

Feita a instalação dos termoelementos nos CPs, o monitoramento da temperatura pôde ser feito com o auxílio da unidade de aquisição de dados tendo as outras extremidades dos termopares conectadas ao módulo do aparelho. A unidade foi configurada para três termopares do tipo T, com unidade de medição em graus Celsius e com intervalo de aquisição de dados de três minutos para verificar todo o decaimento das temperaturas. O registro das informações foi armazenado primeiramente na memória do equipamento, e em seguida, descarregado em um computador via software Benchlink Agilent. Essas informações também puderam ser vistas pela tela do aparelho na função monitorar (durante a realização do furo) ou na função visualizar (encerrada a usinagem).

Os ensaios de temperatura foram realizados sempre no início de cada teste e na seqüência posterior de 10 furos, se houvesse, ou seja, no furo número 1 → no furo número 10 → no furo número 20 até que fosse atingido o critério de fim de vida, que era temperatura igual ou superior a 47ºC. A montagem do aparato pode ser vista na Fig. 3.9.

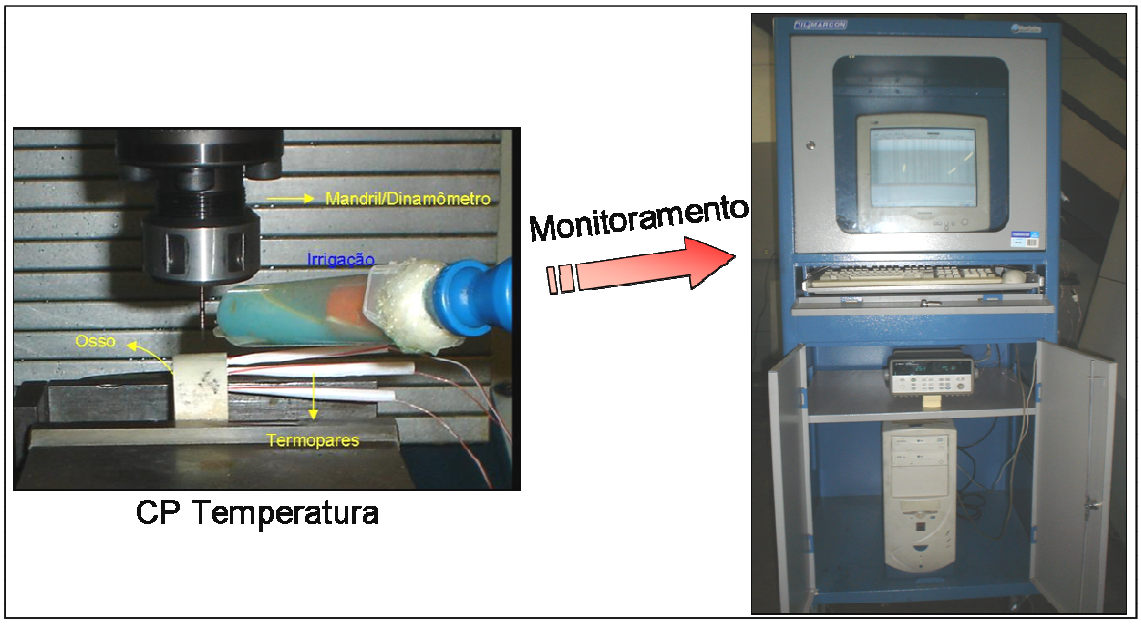


Figura 3.9: A esquerda se tem os termopares instalados no CP e a direita o aparato para o monitoramento.

Seguindo a seqüência de furação, as pontas dos termopares ficaram dispostas a 1 mm da parede do furo para as brocas de 2 mm de diâmetro e a 0,5 mm para as brocas de 3 mm de diâmetro. A Figura 3.10 ilustra o posicionamento usado dos mesmos, a partir da nomenclatura de calibração.

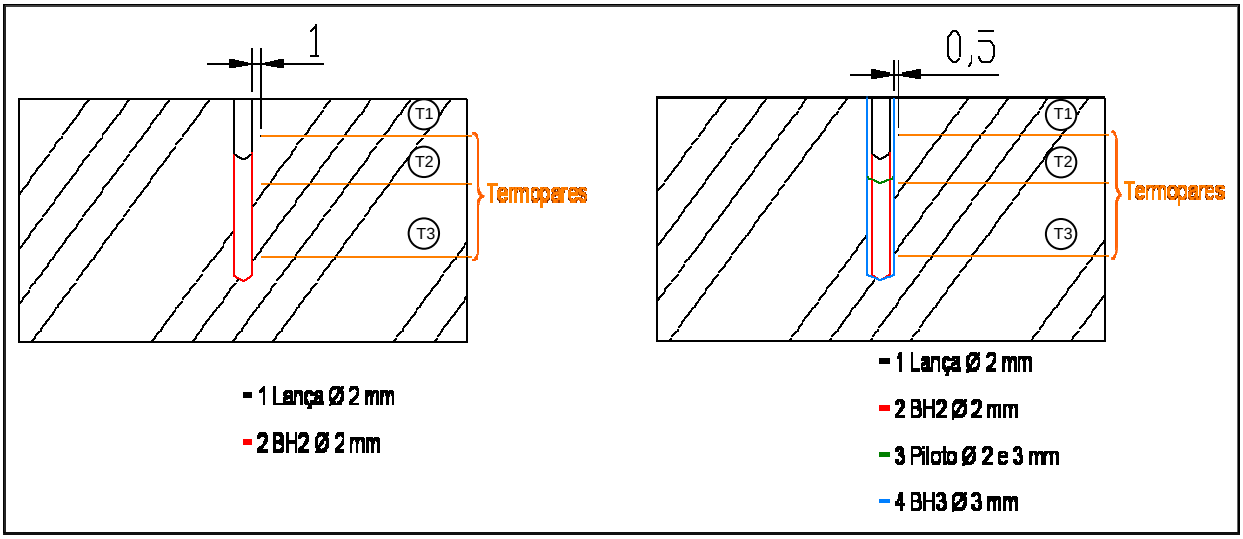


Figura 3.10: Esquema ilustrativo de posicionamento dos termopares em função dos diâmetros das brocas.

Finalmente, torna-se importante citar que durante todo o procedimento experimental tem-se verificado um número freqüente de vezes em que as amostras ósseas são descongeladas, necessitando, então, de uma justificativa quanto aos efeitos nas suas propriedades. Penha (2004) verificou em seus estudos investigativos sobre as propriedades mecânicas em amostras de osso cortical de tíbias bovinas, que congelamentos e descongelamentos sucessivos não alteram as suas propriedades, quando comparadas com um grupo no estado fresco.

- **<u>Monitoramento da Força de Avanço</u>:**

O monitoramento da força de avanço foi realizado simultaneamente aos ensaios de temperatura, naquele corpo-de-prova específico, mas também nos dois furos posteriores, em uma amostra de osso sem ser fatiada.

O aparelho para a medição de força foi o aparato do dinamômetro rotativo da Kistler, seguido de uma interface de monitoramento e registro de dados conseguido por um computador em ambiente LabVIEW.

Em relação ao funcionamento do aparato, o dinamômetro (mandril) é um rotor, dentro dele existe um mini amplificador de carga para as cinco componentes que este tem a capacidade de medir (Fx, Fy, Fz, Mz e Zoom). A oferta de energia para os amplificadores é provida indutivamente, sem contato. O estator é uma unidade de envio e recebimento de dados. Nele existe uma antena que além de receber informações, oferta energia para os componentes eletrônicos incorporados no rotor, como também sinais de controle

liga/desliga, sensibilidade e zoom. Finalmente, o condicionador de sinais é a unidade de saída de sinal e controle. Saída, porque através dele os sinais são enviados ao computador por meio de um bloco de conectores da National Instruments. E de controle, porque a partir dele se faz à escolha da sensibilidade, do zoom e do liga/desliga (Manual Kistler, 2006). A Figura 3.11 mostra o sistema descrito.

O dinamômetro possui dois níveis de sensibilidade para a força de avanço (Fz): *"Range I"* → 0,505 mV/N entre 0 e 18000 N e *"Range II"* → 5,000 mV/N entre 0 e 1800 N. Porém, como a força de avanço para a usinagem de osso é pequena, foi necessário utilizar a função Zoom com um fator de amplificação de 10 para o "*Range II*".

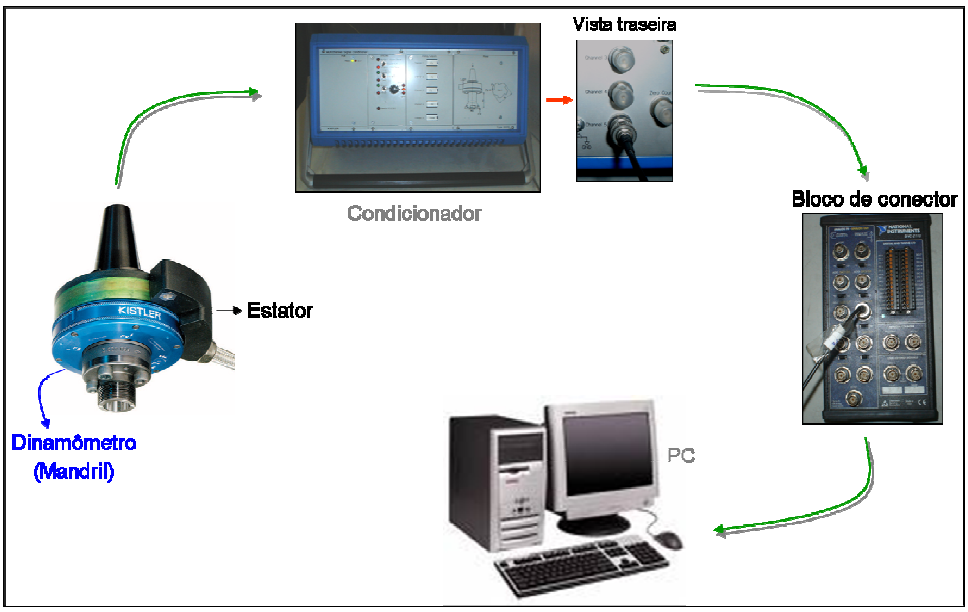


Figura 3.11: Aparato de medição de força.

A Figura 3.12 mostra a operação de usinagem medindo força em um corpo-de-prova sem ser fatiado.

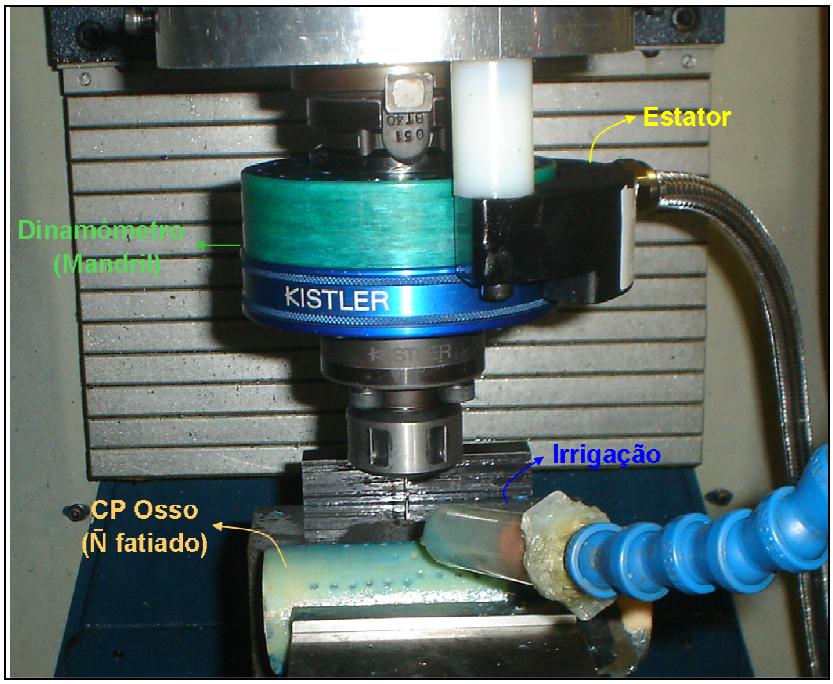


Figura 3.12: Dinamômetro acoplado ao cabeçote da máquina CNC em ensaio de força.

- **<u>Análise de Desgaste</u>:**

A análise de desgaste nas brocas foi feita em um estéreo microscópio apenas depois do kit de ferramentas ter atingido o critério de fim de vida, ou seja, temperatura igual ou superior a 47ºC. Utilizou-se aumento de 10 a 45 vezes. Também se fez uso de microscopia eletrônica de varredura com aumento de 250 vezes, principalmente para o melhor material de ferramenta.

3.4. Planejamento Experimental

O planejamento experimental deste trabalho foi montado em cima das variáveis de entrada ou fatores. Assim, foram executados dois planejamentos experimentais fatoriais 2^3. Um com brocas de aço inoxidável AISI 316L (austenítico) e M340/Böhler (martensítico). E o outro comparando o melhor material de broca entre os aços inoxidáveis com a ferramenta cerâmica (zircônia). O objetivo desta estratégia é identificar o efeito e a significância das variáveis de entrada em relação as variáveis de saída, que são as respostas que foram monitoradas, e finalmente, qual o melhor material de broca.

As variáveis do estudo podem ser vistas na Fig. 3.13, na qual se define um sistema.